

Embouts des lampes à photopolymériser

B. Pelissier, F. Duret

Pour transmettre la lumière de l'ampoule aux matériaux dentaires, des guides optiques sont nécessaires. Les lampes à polymériser actuelles utilisent des embouts rigides de différentes formes et conceptions qui sont solides, mais qui peuvent subir des dégradations lors de chocs violents et de stérilisations inadéquates, ce qui entraîne une diminution plus ou moins importante de la puissance et de l'intensité de ces lampes. Le guide lumineux d'une lampe est donc un élément clé de la photopolymérisation. Il est important de connaître son rôle, son mode de fonctionnement et son influence sur la polymérisation des matériaux esthétiques. Différents embouts peuvent être utilisés en fonction de certaines procédures cliniques de restauration. La technologie LED de seconde génération, associée à différents modes d'insolation (mode à pleine puissance, mode progressif et mode pulsé), permet une bonne polymérisation des matériaux dentaires et de traiter de nombreuses situations cliniques.

© 2007 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Embout ; Guide lumineux ; Lampes à polymériser ; Photopolymérisation ; Dentisterie restauratrice

Plan

■ Introduction	1
■ Analyse des fibres optiques utilisées en dentisterie	1
Rôle de la fibre optique dans la photopolymérisation	2
La puissance est dépendante du guide de lumière	3
Caractéristiques chimiques des fibres optiques	3
Caractéristiques physiques des fibres optiques	4
Guides de lumière	6
■ Fibres optiques et clinique	7
Quelle forme pour quel acte clinique ?	7
Fibres optiques et utilisations cliniques	8
■ Conclusion	12

■ Introduction

Avec un temps de travail quasi illimité et des apports successifs de couches de matériaux de teintes et d'opacités différentes, la photopolymérisation a permis au praticien de réaliser des restaurations fonctionnelles mais aussi esthétiques (Fig. 1). Grâce aussi aux progrès des systèmes adhésifs et des résines composites, la lampe à polymériser fait partie actuellement du matériel indispensable d'un cabinet dentaire [1, 2]. Le principal objectif d'une lampe à polymériser est de lancer puis d'accompagner la réaction de prise des matériaux composites dans les meilleures conditions possibles. Mais, il existe aussi d'autres objectifs :

- lampe pouvant être utilisée pour tous les matériaux composites, céramiques et esthétiques ;
- lampe programmable (différents modes d'irradiation lumineuse) [3-6] ;
- lampe fiable et sûre ;
- lampe facile d'utilisation et de conception simple ;
- lampe facile d'entretien et de stérilisation.

Ce que recherchent les praticiens, c'est une lampe fiable et surtout d'utilisation facile. Le clinicien peut s'appuyer aujourd'hui sur la technologie LED de seconde génération qui est performante, fiable, adaptable à la pratique quotidienne et d'un coût raisonnable [7, 8]. Petit à petit, les lampes LED prennent la place des lampes halogènes, même si ces dernières ont montré de très bons résultats et restent encore d'actualité lorsque les règles strictes d'utilisation sont respectées.

En dentisterie, nous rencontrons traditionnellement deux types de fibres optiques : les fibres ayant pour fonction de transmettre des images en les déformant le moins possible, et les fibres qui ont pour fonction de transmettre la lumière en préservant la puissance de la source émettrice. Il existe enfin certaines fibres ayant des fonctions particulières comme les fibres constitutives des tenons radiculaires ou autres formes de renforcement de composites.

Pour transmettre la lumière de l'ampoule aux matériaux composites et esthétiques, des guides optiques sont donc nécessaires. Les anciennes lampes à polymériser utilisaient de longs cordons de fibres optiques. Souvent, ces cordons subissaient des cassures plus ou moins nombreuses de fibres, entraînant une baisse plus ou moins importante de l'intensité de la lumière émise et une polymérisation incomplète des matériaux composites et adhésifs. Les lampes actuelles utilisent des embouts rigides de différentes formes et conceptions qui sont plus solides, mais qui peuvent subir des dégradations lors de chocs violents et de stérilisations inadéquates (Fig. 2).

■ Analyse des fibres optiques utilisées en dentisterie

Nous n'aborderons ici que les propriétés physiques et chimiques des fibres dites de transmission de lumière ou fibre « de puissance ».

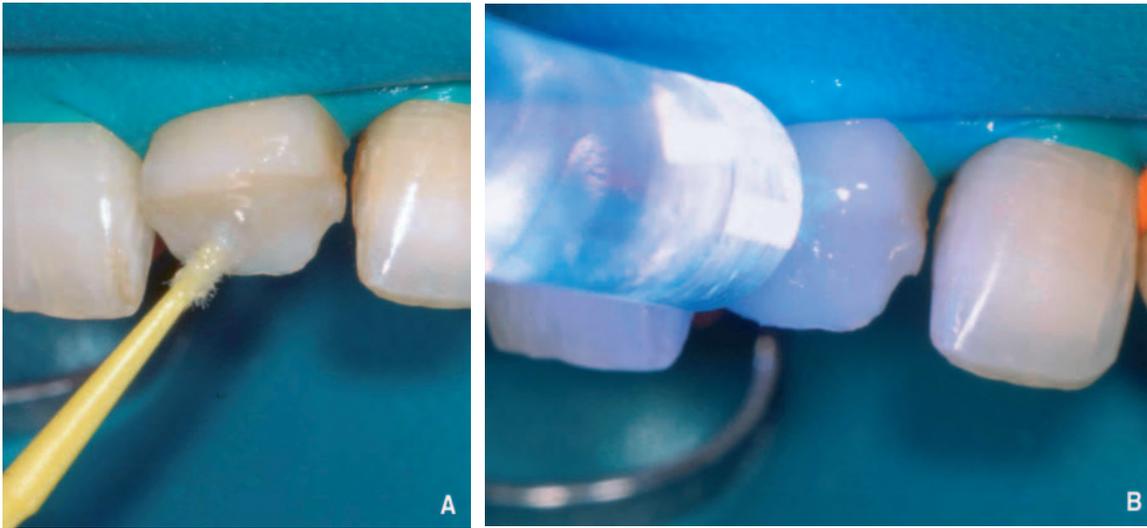


Figure 1. A, B. Insolation du système adhésif Unifil® Bond de GC avec une Lampe à LED (Miniled® de Satélec).



Figure 2. Différentes formes d'embout lumineux.

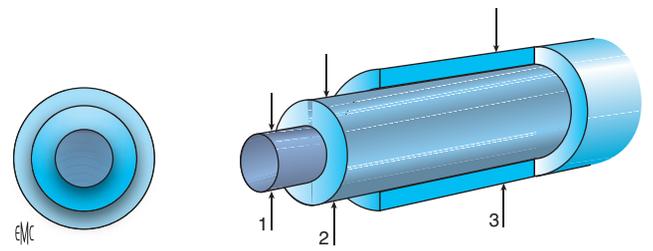


Figure 3. Fibre optique. 1. Cœur ; 2. gaine optique ; 3. revêtement de protection.

Rôle de la fibre optique dans la photopolymérisation

Les caractéristiques d'une fibre sont les suivantes :

- épaisseur de la gaine en plastique : de 10 à 30 μm ;
- rayon extérieur de la gaine : 120 μm ;
- rayon du cœur : de quelques micromètres (fibre monomodale) à 50 μm (fibre multimodale).

Les fibres peuvent être en matières minérales ou en matériaux

“ Point important

Les fibres « de puissance » ou « de lumière » sont utilisées quotidiennement dans les appareils de photopolymérisation. Elles peuvent être monofibrées, c'est-à-dire composées d'une seule fibre, ou multifibrées, c'est-à-dire composées d'une multitude de petites fibres très serrées, sensiblement identiques aux fibres dites « de transmission d'image » que l'on utilise en prothèse, radiologie, implantologie ou endodontie (Fig. 3-5).

organiques. Enfin, elles peuvent être souples, liquides ou rigides.

Le rôle d'un guide de lumière à l'extrémité d'une lampe à polymériser est très important dans le mécanisme d'amorçage de la réaction de photopolymérisation car il sera le garant de la transmission de la puissance de la source de lumière, permettant l'amorçage de la réaction de prise des polymères, qu'elle soit cohérente (laser) ou non (mercure, halogène, plasma ou LED).

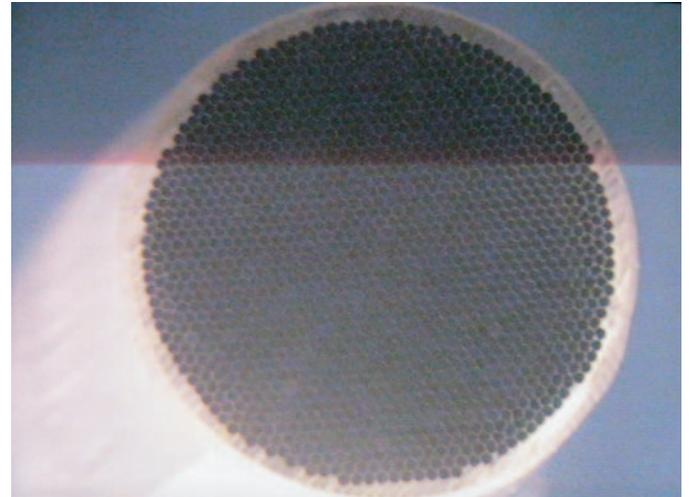


Figure 4. Multifibre.

Sachant que cette réaction de photopolymérisation se caractérise par l'activation d'un photo-initiateur, il va de soi que la fonction de la fibre sera de favoriser le transport d'une onde ayant le maximum d'énergie à la bonne longueur d'onde jusqu'à cette molécule initiateur qui est en général de la camphoroquinone (CQ : pic de sensibilité à 465 nm) et accessoirement d'autres molécules comme les phényl-propanedione (PPD : pic de sensibilité à 390 nm).

En effet, la réaction de photopolymérisation commence toujours par une phase dite d'amorçage caractérisée par la vitesse de disparition de l'initiateur (ou coefficient d'efficacité « f »), elle-même caractérisée par la rupture homolytique de radicaux relativement labiles du photo-initiateur provoquée par leur rencontre avec les photons de la lumière. Il y a transmission de l'énergie portée par l'initiateur sur une seconde molé-

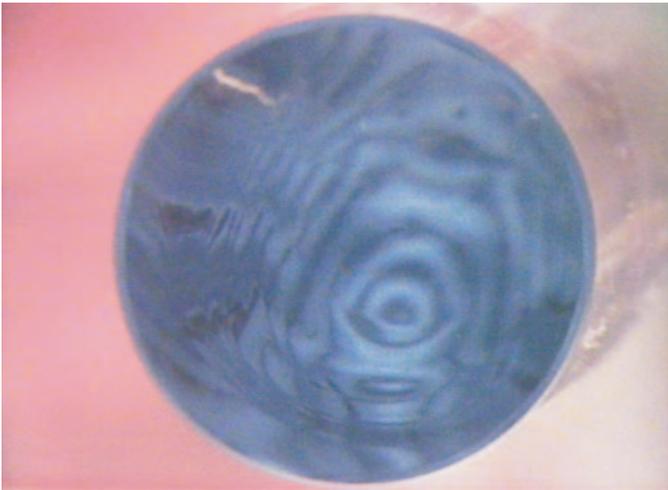


Figure 5. Monofibre.

cule (souvent une amine) ; plus de photons frapperont les molécules d'initiateur, plus il y aura d'initialisation de chaînes de polymère.

Il existe donc une relation précise et directe entre le nombre de photons frappant les initiateurs (CQ ou PPD) et le pourcentage de polymérisation caractéristique du nombre de chaînes de polymère dans notre composite. Cela souligne l'importance du guide de lumière.

La relation est la suivante : $Ri = 2f I_{abs}$ avec R la vitesse d'amorçage, f le coefficient ou facteur d'efficacité (rendement quantique) et I_{abs} la lumière absorbée par le composant.

Nous comprenons donc facilement que plus la lumière est puissante et plus la valeur Ri, donc le pourcentage de chaîne de polymère, sera élevée.

La fonction principale de notre fibre sera d'apporter le maximum de photons sur les radicaux chimiques labiles des photo-initiateurs pour avoir le maximum d'amorçage de chaîne de polymère.

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 [9]. Pour des questions de simplicité, nous parlerons de puissance (en W) ou de densité de puissance (en mW/cm^2) (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 photons 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 bleu) 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 seconde génération, cela 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 embouts des lampes Plasma Apollo 95^E) [10, 11].

Comme nous mesurons en général seulement 500 mW en bout de guide de lumière (ou $1\,250\,mW/cm^2$ 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

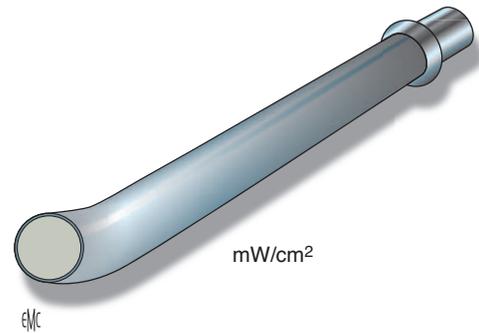


Figure 6. Embout ou tips.

devrons choisir le guide de lumière en fonction de l'acte clinique, ainsi que les différents modes d'irradiation associés [11-13].

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).

Puissance d'une lampe à photopolymériser

Elle 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 embouts lumineux d'un diamètre maximum de 11 mm).

Densité de puissance ou intensité

Cette mesure, dépendant de la surface à l'extrémité du guide de lumière et exprimée en milliwatt par cm^2 (mW/cm^2), est malheureusement trop souvent la valeur de référence pour les lampes à polymériser 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 guide de lumière de 5,5 mm et un de 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 (Fig. 6).

Donnons un exemple. Supposons une lampe de 350 mW de puissance avec un guide de lumière de diamètre de sortie de 6 mm. Cette lampe aura une densité de puissance de $1\,250\,mW/cm^2$ ($350/surface\ du\ guide\ qui\ est\ 0,29\ cm^2$), alors qu'une seconde lampe de 700 mW aura une densité de puissance de $900\,mW/cm^2$ avec un embout de 10 mm de diamètre. Le premier fabricant pourra faire croire que sa lampe est plus puissante ($1\,250\,mW/cm^2$) que le second ($900\,mW/cm^2$), alors que cela est faux puisque la seconde lampe (700 mW) est deux fois plus puissante que la première (350 mW). Si la seconde lampe utilisait le même guide (6 mm) que la première, sa densité serait alors de $2\,400\,mW/cm^2$!

Caractéristiques chimiques des fibres optiques

Fibres liquides

Principalement présente dans les premières lampes à polymériser mais aussi dans les lampes plasma actuelles, la fibre liquide est un long tube souple en Téflon[®] FEP ou PFA (Lumatec[®]) ou PVC (Lumenz[®]) entouré d'un cerclage métallique et rempli d'un liquide non toxique à base de solution saline aqueuse (CaCl) ou de métal/terre alcaline alide fermé, à ses deux extrémités, par deux fenêtres en quartz permettant une bonne transmission dans les ultraviolets (UV) et visible, zone privilégiée en dentisterie.

“ Point important

Pour une lampe à polymériser, la référence absolue est la puissance de cette 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 utilisé. Il n'y a pas de valeur absolue pouvant servir de référence donnée en mW/cm².

D'une très bonne ouverture numérique (entre 60 et 75°), ces fibres travaillent très correctement entre 270 et 700 nm (il existe des versions spéciales haute énergie dépassant les 2 000 nm). Signalons aussi que certaines sociétés proposent des liquides glucosés particuliers qui, associés à des filtres passe-haut, permettent de filtrer les UV. Cette disposition est évidemment très importante puisque cela permet une utilisation directe en dentisterie.

Ces fibres sont en général plus résistantes aux hautes températures que les fibres plastiques souples. Même si elles affichent en général une résistance à long terme à la température qui se situe entre -5 ° et 50 °C, il faut savoir que certaines versions résistent à des pics de plus de 200 °C (elles sont utilisées dans les lampes plasma dentaires). C'est cette raison qui justifie leur utilisation dans ce type de lampes déportées du fauteuil et très énergétiques. De longueur variant entre 1 et 2 m en dentisterie, elles restent assez coûteuses.

Composition des fibres souples plastiques

Des fibres sont récemment apparues sur le marché dentaire des guides de lumière en temps qu'option jetable. Elles peuvent être mono- ou multifibres, mais sont en général utilisées comme monofibres en dentisterie. Leur semi-rigidité permet au dentiste de les déformer, si le besoin s'en fait sentir, pour accéder à des zones difficiles ou pour n'utiliser qu'un seul type de fibre.

Elles sont composées de polyméthyl méthacrylate (PMMA) très pur entouré d'une gaine de différents polymères comme les fluoropolymères (Mitsubishi) les polyéthylènes, les polyvinyles, les chlorides ou les polyoléfines.

L'ouverture numérique est de 60° avec une émission et une réception de 0,5. En général, elles ont des gaines très fines (moins de 1 %), permettant d'utiliser un maximum de surface active. Leur transmission est excellente (99 %) sur de très courtes distances comme les guides de lumière en dentisterie. En revanche, elles ont une transmission moyennement efficace entre 450 et 600 nm (0,1 dB/m), préférant les UV et les zones R/IR (0,7 à 0,8 dB/m), mais cela est pratiquement sans effet sur 10 cm.

Malgré le fait qu'elles sont en PPMA, elles peuvent résister jusqu'à 130° sans déformation avec une bonne résistance à long terme se situant entre -40° et + 70°. De formes très standardisées en dentisterie, elles restent très économiques.

Composition des fibres de verres rigides monofibrées

C'est la fibre dentaire par excellence. Il existe de nombreuses variétés de verre en fonction de leurs applications : l'alumino-silicate (bulbe des ampoules), les silicates alcalins ou non (tubes cathodiques, protection contre les rayons X), mais surtout les borosilicates qui sont à la base de la plupart des fibres optiques mono- ou multifibrées.

La composition de base du barreau, zone active centrale du guide de lumière, est en général de 75 % de SiO₂ et de 8 à 10 % de B₂O₃ (oxyde de Bore) auxquels s'ajoutent 5 % de terre alcaline et l'oxyde d'alumine. Ce sont des verres neutres qui sont préparés à partir d'étirages successifs de grands barreaux. Ils constituent le cœur de la fibre qu'elle soit mono- ou multifibrée.

Nous trouvons, en plus de ces composants, des composants accessoires comme du sodium, du potassium, du baryum et de l'oxyde de plomb. Pour des raisons de salubrité publique,

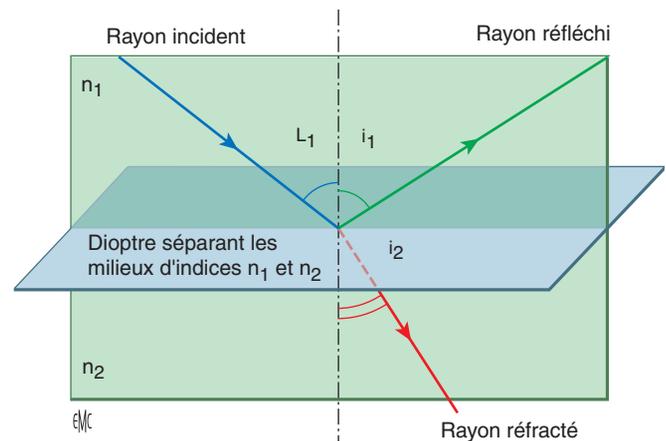


Figure 7. Réfraction ou réflexion.

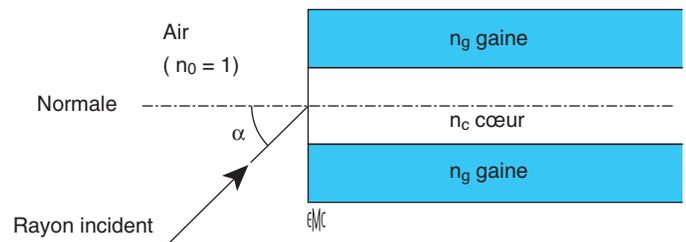


Figure 8. Positionnement de la gaine d'indice n_g /fibre de verre d'indice n_c .

l'oxyde de plomb est passé de 40 % dans les guides des années 1990 à 20 % en 2002. Aujourd'hui, il est pratiquement absent des guides de lumière utilisés (moins de 1 %) dans la mesure où ceux-ci sont de qualité.

La partie périphérique des barreaux est constituée d'un verre d'indice différent faisant partie des borosilicates alcalins ou Fiolax® (Schott) auxquels sont adjoints, à concentration plus ou moins forte, des colorants, ce qui explique qu'ils peuvent être transparents, ambrés ou noirs. Le Fiolax® sert donc de gaine extérieure des microfibres ou des macro-/monofibres.

Lorsqu'il s'agit de barreaux multifibrés, il n'existe aucun système de collage entre les petites fibres. La cohésion observée au microscope est due à une condensation thermique, conduisant à une structure très serrée, limitant au maximum les zones correspondant aux gaines qualifiées de zones borgnes ou aveugles.

Il est possible que ces fibres soient recouvertes d'une troisième gaine en caoutchouc, en métal ou en plastique noir (présent ou non suivant les cas) qui n'a qu'un rôle de protection mécanique.

Caractéristiques physiques des fibres optiques

Les fibres optiques, qu'elles soient macroscopiques (monofibres) ou microscopiques (multifibres) sont composées de deux parties fonctionnelles (Fig. 7, 8) :

- le cœur de la fibre ayant un fort pouvoir de transmission et un indice de réfraction n_c parfaitement connu et variable suivant les fabricants ;
- la gaine optique, sorte d'enrobage en verre ayant un indice optique n_g plus faible que le cœur, forçant ainsi le rayon lumineux à ne pas être diffracté à l'extérieur durant son transport.

Profils d'indice

Les fibres sont classées selon leur profil d'indice, correspondant lui-même à l'ouverture numérique qui n'est autre que le sinus d'un angle critique (ou limite) entre le rayon lumineux incident et l'axe de la fibre. Au-delà de cet angle, le rayon se réfracte sur ou à l'extérieur de la fibre.

Les fibres dites monomode correspondent à de très petites fibres (5 à 10 μm), forçant le rayonnement à être parallèle à la

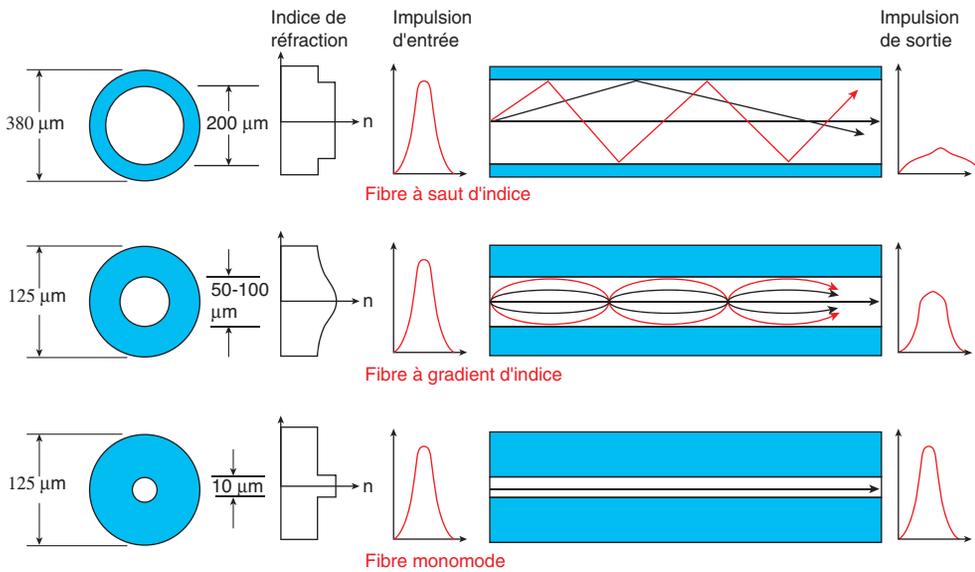


Figure 9. Rayonnement et indices.

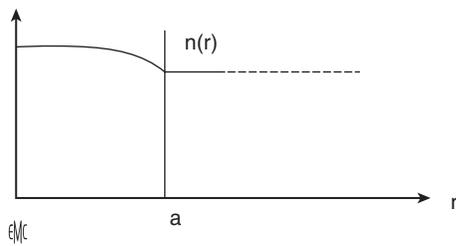
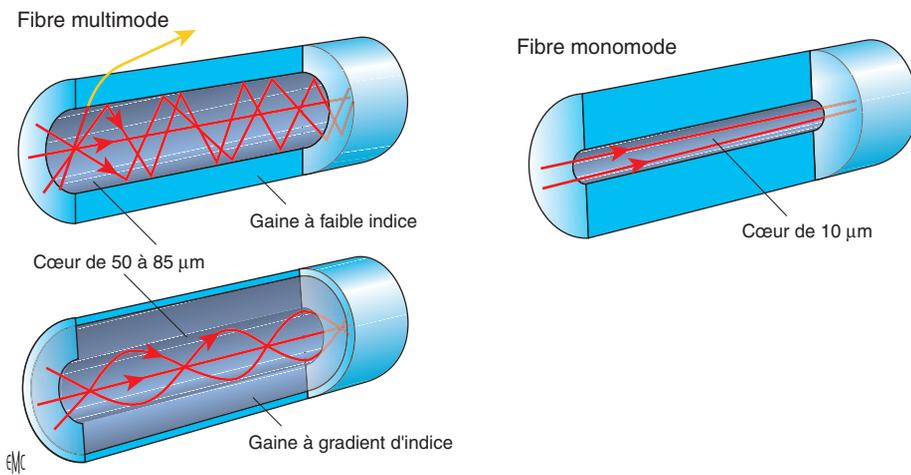


Figure 10. Fibre monomode.

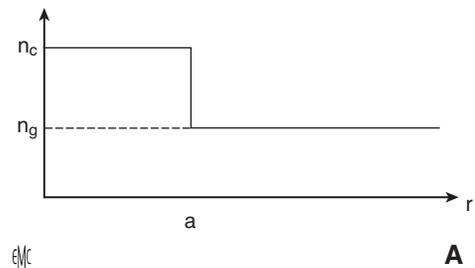
gaine extérieure. Ce sont les dispositions que nous observons en dentisterie dans les guides de lumière multifibrée (Fig. 9-11).

Les fibres multimodes, correspondant aux monofibres en dentisterie, se présentent en saut d'indice (n_c est très supérieur à n_g), donnant ainsi au rayonnement des angles de réflexion ramenant sans arrêt l'onde dans le cœur de la fibre (sorte de tunnel où l'onde lumineuse se reflète sur les parois).

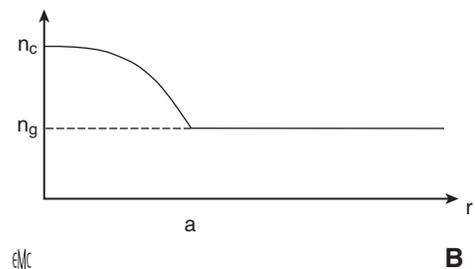
Les fibres à gradient d'indice, présentant une décroissance progressive de n_c à n_g , contraignent le rayonnement à une réflexion progressive et douce. Elles ne sont pas utilisées aujourd'hui comme guide de lumière de lampe à polymériser. Ces fibres peuvent présenter des gradients de profils paraboliques, en progression géométrique, en triangle ou en forme très complexe.

Atténuation et résistance

L'atténuation, exprimée en décibel par km (dB/km) correspond à un rapport entre la puissance émise par la source lumineuse et celle reçue par le composite. Cette atténuation est



A



B

Figure 11. Profils d'indice des fibres. a : rayon du cœur ; r : distance par rapport à l'axe ; n_c : indice de réfraction du cœur de la fibre ; n_g : indice de réfraction de la gaine.

A. Profil à saut d'indice.

B. Profil parabolique.

très faible (inférieure à 0,5), mais dépend en dentisterie d'un certain nombre de facteurs qui sont :

- la longueur d'onde : nos fibres sont assez performantes entre 400 et 500 nm, mais moins efficaces dans le rouge (pour le blanchiment) ;

- une fibre ayant un angle de 45° perd plus de 40 % de puissance par rapport à une fibre droite si elle est monofibre et 25 % si elle est multifibre. Il faut donc choisir préférentiellement une fibre courbe multifibre ;
- à surface égale, une fibre monofibre présente 20 % de plus de surface active par rapport à une multifibre du fait de l'absence des zones aveugles. Une fibre droite doit donc être choisie monofibrée.

Tout revêtement déposé inconsidérément réduit significativement la transmission, surtout dans les monofibres, en créant une véritable fuite lumineuse par modification accidentelle des gradients d'indice.

Une fibre monofibrée a un angle de sortie plus divergent qu'une fibre multifibre. En effet, la fibre multifibre se comportant comme une fibre monomode à conduction parallèle, il est logique que la divergence des rayons lumineux soit moins forte que pour une fibre multimode à saut d'indice fondé sur la réflexion du rayon à l'intérieur du conduit optique. Il est donc logique de choisir une fibre monofibre pour les travaux de proximité et multifibre au-delà de 4 mm de la sortie de fibre.

En revanche, cette divergence est un avantage pour des sources lumineuses très larges car l'angle optique de pénétration des rayons y est supérieur.

La résistance des guides de lumière aux agents chimiques et stérilisants est connue.

Ils sont résistants à la totalité des désinfectants que nous utilisons comme les produits iodoformes, les oxydants, les phénols, les ammoniums quaternaires les acides citriques ou les alcools, mais, il faut être attentif sur le fait que ces derniers (en particulier en lingettes) peuvent laisser un dépôt gras diminuant jusqu'à 20 % leur transmission. Globalement, les verres de nos guides de lumière ont une bonne résistance aux attaques acides ou alcalines.

Ils résistent très bien aux cycles de stérilisation par autoclave jusqu'à 140 °C, du fait de leur faible conductibilité thermique (1 W/mK à 90 °C). On considère expérimentalement qu'une bonne stérilisation doit durer 15 minutes à 134 °C sous 2 bars (200 KPa) et que les propriétés optiques ne sont pas diminuées en deçà de 80 % durant les 1 000 premières stérilisations. Au-delà, la perte de transmission est très rapide pour être en dessous de 50 % après 1 200 chocs thermiques puis à 10 % après 2 000 stérilisations (tests réalisés durant 30 min à 150 °C).

Il n'en reste pas moins vrai que certaines fibres ayant des dépôts dits de *coating* augmentent leur ouverture numérique, afin de limiter les réfractions parasites du rayonnement à la sortie de fibre ; il est nécessaire de ne jamais dégrader ce revêtement en l'arrachant physiquement au moment où l'on cherche à décoller le composite venu s'y coller ou en utilisant des produits agressifs. Le polissage d'une fibre, pour lui redonner une bonne transmission de sortie, est toujours possible, à condition de le faire réaliser par un professionnel.

Guides de lumière

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

Guides indéformables

Ce sont de loin les guides de lumière les plus utilisés en dentisterie. Ce sont les tips noirs, ambrés, cristallins ou opaques 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 en regard de nos besoins cliniques (Fig. 2).

Ce sont, pour environ deux tiers, 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 des rayons X), 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 polymériser n'émet jamais de rayon X.

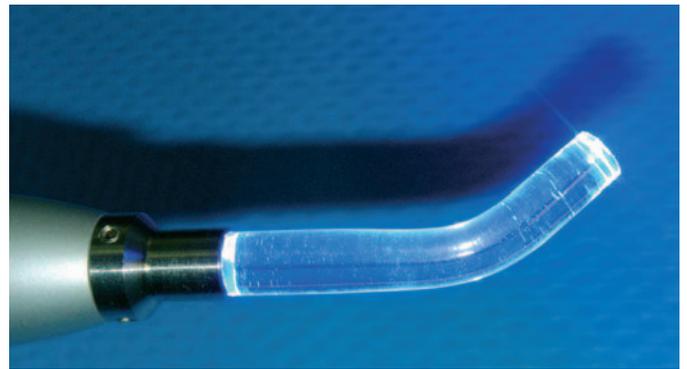


Figure 12. Guide monofibré.



Figure 13. Guide multifibre.

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

- les *monofibres* (LSK) qui apparaissent comme un barreau de verre pur et cristallin. Les monofibres sont rarement recouvertes d'une surface noire (elles apparaissent comme un barreau de verre pur). Elles ont l'avantage de diminuer la réduction de la puissance de la lampe au cours de leur 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 que ces guides 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 (Fig. 12) ;
- les *multifibres* (FSK) qui sont 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 % de plus de lumière du fait de la réduction des espaces interfibres. 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 LED qui n'en produisent jamais. Ce groupe de fibres est moins divergent que les monofibres, mais a l'inconvénient de réduire sa surface active de 15 à 20 %, chaque microfibre étant recouverte d'une surface miroir non conductrice (Fig. 13).

Guides déformables

Ce sont, en général, des guides longs et souples de plus de 1 m, tels que nous les trouvons dans les lampes plasmatiques 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 caloriques (lampe Apollo 95E®), soit d'un ensemble de microfibrilles souples en verre ou en polymère. Ces guides ont été utilisés historiquement dans les premiers prototypes de lampe LED, car on associait à chaque LED une fibre pour multiplier les puissances en sortie. Le premier prototype de la MiniLed® avait 150 LED associé à 150 microfibrilles (1997). Aujourd'hui, cela est inutile en regard de la puissance des nouvelles lampes LED.

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

■ Fibres optiques et clinique

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 telle lampe LED ne supporte pas une température supérieure à 120 °C et n'est donc pas stérilisable. 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 syndrome d'immunodéficience humaine (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 empêchent 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 (Fig. 5) et les multifibres (Fig. 4). Les grands critères de choix pour le clinicien sont les suivants.

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 antérieurs céramiques ou composites, les scellements de facettes, les composites frontaux et toutes les actions de blanchiment mettant en jeu des produits photosensibles. Avec cet embout, une lampe de 500 mW fournira une puissance de 1 400 mW/cm² (Fig. 14) ;
- sous forme de barreau coudé turbo réservé à toutes les polymérisations peu profondes (moins de 2 mm) pouvant être réalisées rapidement. Ce sont les petits composites (puits et fissures ou composites punctiformes), 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 théoriques 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 (Fig. 15, 16).

Une *multifibre* est plus efficace au-delà de 3 mm de profondeur car la lumière qui en sort 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 (Fig. 17) ;
- sous forme de multifibres de diamètre normal (7 ou 8 mm) pour une utilisation quotidienne. C'est l'embout standard par

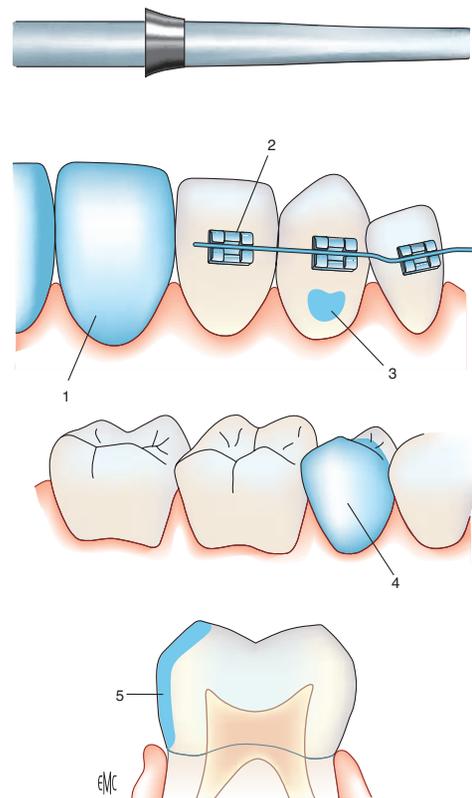


Figure 14. Embout monofibré droit. 1. Blanchiment ; 2. ODF frontale ; 3. grands composites frontaux ; 4. facette ; 5. zone d'activation.

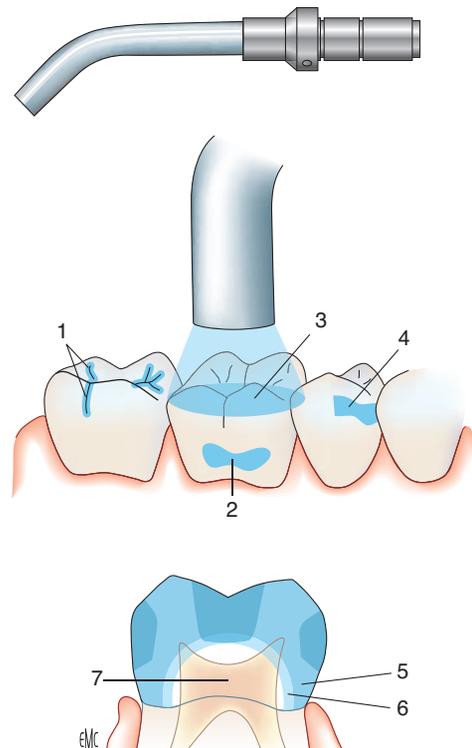


Figure 15. Embout monofibré coudé. Grand diamètre. 1. Sillon ; 2. stratifications simples ; 3. monofibré ; 4. petites obturations ; 5. zone active du monofibré ; 6. zone d'équivalence ; 7. pulpe.

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 (Fig. 18).

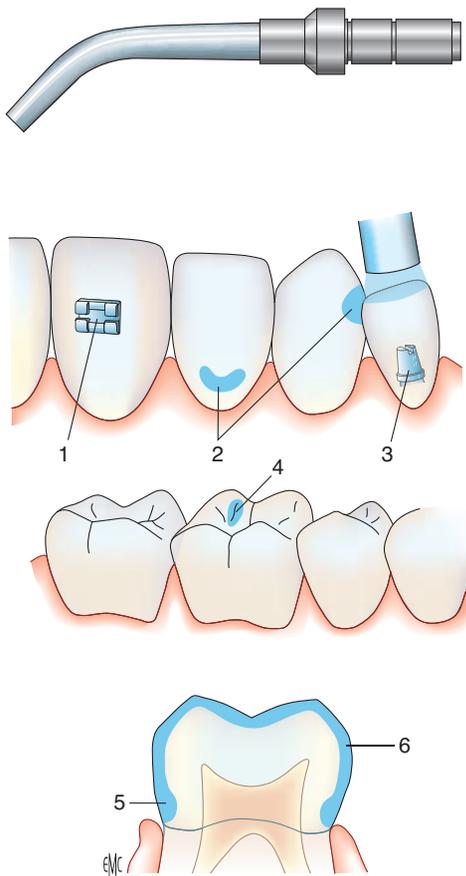


Figure 16. Embout monofibré coudé. Petit diamètre. 1. Bracket ODF ; 2. collets et petites obturations antérieures ; 3. transillumination des tendons ; 4. collets et petites obturations postérieures ; 5. collet 2 mm ; 6. zone d'activation monofibre Ø 5,5 mm.

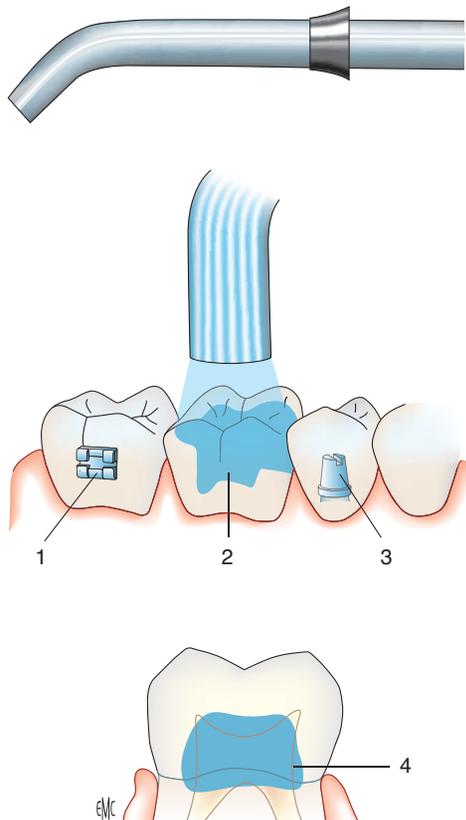


Figure 17. Embout multifibré coudé. Gros diamètre. 1. Brackets postérieurs ; 2. grande reconstitution ; 3. tendon ; 4. zone d'action multifibrée.

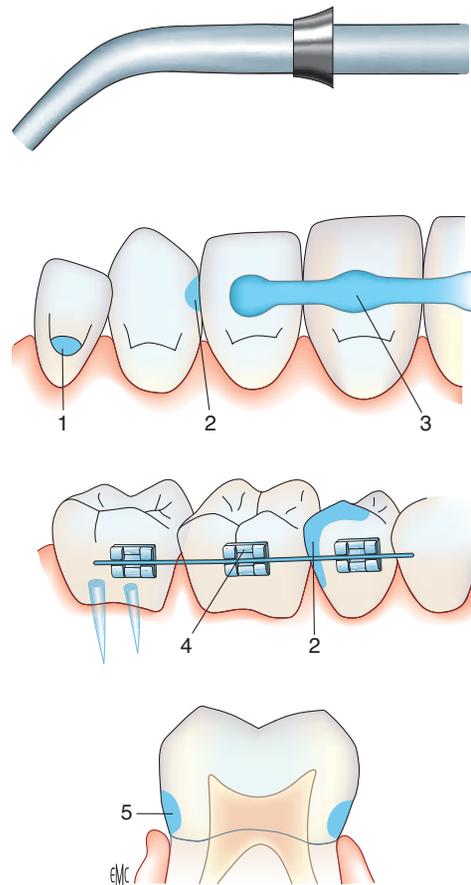


Figure 18. Embout multifibré coudé. Diamètre normal. 1. Pulpotomie ; 2. espaces interdentaires ; 3. attelles de contention ; 4. ODF linguale ; 5. molaire : collet 2 mm.

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 l'embout de la puissance localisée. Il sera très utile en ODF linguale, en polymérisation interdenteaire ou pour les attelles linguales. On l'utilisera aussi en transillumination avec les tendons radiculaires et sur les produits photosensibles servant aux obturations radiculaires. Il peut dépasser les 2 000 mW/cm², mais n'ira pas au-delà (Fig. 19).

Fibres optiques et utilisations cliniques

Le choix d'un guide de lumière est donc directement en relation avec l'acte clinique [14] 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. Quand la surface du composite à polymériser est supérieure au diamètre de l'embout, les portions de la restauration doivent se chevaucher d'au moins 1 mm. Même dans des restaurations de faible étendue, des études montrent que des embouts de plus grand diamètre donnent de meilleurs résultats d'uniformité de polymérisation que ceux de petit diamètre [15]. Si on ne respecte pas ces chevauchements pendant l'insolation, il y aura des zones qui ne seront pas correctement polymérisées. Pour éviter le chevauchement fastidieux, des embouts de gros diamètre sont disponibles pour la plupart des lampes à polymériser. Ces embouts interchangeables sont particulièrement utiles dans la photopolymérisation des facettes en composite. Certains embouts de gros diamètre sont adaptables sur des lampes actuelles et émettent un faisceau plus important dû à la présence d'un collecteur plus large qui va recueillir la lumière de la source. D'autres cependant dispersent le même faisceau collecté à l'entrée sur uniquement un plus gros diamètre à l'aide d'effets optiques, mais la majorité de ceux-ci a une intensité réduite. Étant donné que la profondeur

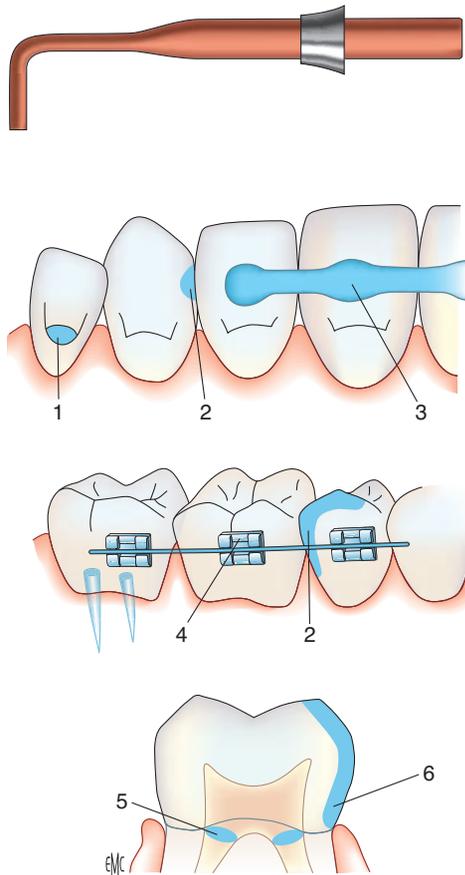


Figure 19. Embout multifibré coudé. Diamètre fin. 1. Pulpotomie ; 2. espaces interdentaires ; 3. attelles de contention ; 4. ODF linguale ; 5. endodontie : entrée des canaux ; 6. zone d'activation linguale.

de polymérisation sera moindre, le composite doit être monté en couches plus fines. Demetron et Caulk présentent de bons exemples d'embouts dont les portes d'entrée sont de gros diamètre. L'augmentation de l'intensité obtenue avec un tip de petit diamètre est due à une convergence en phase du faisceau lumineux. Les praticiens doivent faire attention de ne pas effectuer un effet de balayage sur des restaurations de grande taille car cela entraînera une polymérisation non uniforme et inadéquate comme on l'a expliqué plus haut.

Certains fabricants offrent une variété d'embouts, par exemple, présente 13 types conçus pour optimiser la photopolymérisation pour une situation spécifique. L'un d'entre eux, l'embout Turbo, peut concentrer le diamètre de la source de 13 mm d'une lampe Demetron à un diamètre de sortie de 8 ou 4 mm, potentialisant l'intensité de sortie à 35 ou 50 %. Ils sont utiles dans les cas de préparation de cavités profondes ou dans le collage des restaurations indirectes avec des ciments dual.

Encrassement à la sortie des embouts

Les fenêtres de sortie des embouts peuvent être contaminées par des dépôts de composites collés à leur extrémité. Pendant la phase d'insolation, les embouts non protégés par des barrières de protection peuvent entrer en contact avec le matériau dans sa phase plastique. Ce dernier peut rester collé à la surface, obstruer en partie la sortie du faisceau lumineux et donc contribuer à la perte d'intensité et du rendement de la lampe (Fig. 20).

Suite à des procédures de décontamination ou d'autoclavage pour certains types d'embouts, il peut également se former des rayures, un dépolissage ou des dépôts calcaires sur les embouts. Ces rayures ou ces dépôts divers doivent être enlevés à l'aide de disque de polissage spécial disponible dans des kits de maintenance commerciaux. Kofford et al. ont démontré que les disques proposés par Demetron/Kerr Optics Maintenance Kit (Danbury, Connecticut, États-Unis) donnaient un meilleur

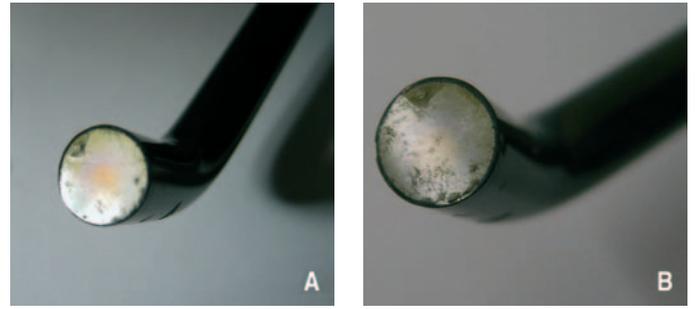


Figure 20. A, B. Propreté des tips.

rendu de polissage avec moins de rayures que les autres kits de maintenance commerciaux testés [16]. Le polissage d'une fibre, pour lui redonner une bonne transmission de sortie, est toujours possible, mais à condition de le faire réaliser par un professionnel si l'on veut un résultat parfait.

Rupture des fibres de verre

Les plusieurs centaines de fibres de verre qui constituent certains embouts peuvent se casser (brisures ou fêlures) suite à des chutes ou à des chocs lors de la manipulation de la lampe. Le guide lumineux de la lampe peut se fracturer en petits éclats qui sont parfois à peine perceptibles. La conséquence est également une quantité de lumière réduite à la pointe de l'appareil de polymérisation ou tout simplement un dommage définitif de la lampe. Il est important de savoir qu'un guide optique transmettra toujours de la lumière bleue même s'il est complètement endommagé.

Une méthode très simple pour vérifier les guides optiques est de placer une de ses extrémités sur de l'écriture et vice versa. Si les caractères perçus à l'extrémité qui n'est pas en contact de la feuille sont flous, parcellaires ou invisibles, le faisceau optique est endommagé et doit être remplacé. Une autre méthode est de tenir la sortie distale en contre-jour et de vérifier la présence de mouchetures ou de zones ombragées. Si plus de 10 % de la surface totale apparaît sombre, en d'autres mots plus de 10 % de fibres optiques endommagées, l'embout devra être remplacé [17].

Moyens de contrôle de l'infection [18]

Les cabinets dentaires doivent maintenir un niveau élevé du contrôle de contamination afin de protéger les patients et le personnel. Les guides optiques sont bien souvent en contact direct avec les tissus de la cavité buccale lors de la polymérisation. En 1989, Caughman et al. ont signalé que la contamination des guides optiques et des manches de pistolets des lampes était commune après une utilisation clinique [19].

Actuellement, parmi les méthodes de désinfection du guide optique, on retrouve l'utilisation :

- d'un désinfectant tel que le glutaraldéhyde pour essuyer le guide optique après chaque patient ;
- de guides optiques autoclavables ;
- de guide préstérilisé, en plastique à usage unique ;
- de barrières jetables pour couvrir le guide.

Plusieurs solutions de désinfectant peuvent être utilisées pour le nettoyage du guide optique. Caughman et al. ont trouvé qu'une solution de dérivé phénolique contenant 2 % de glutaraldéhyde pouvait éliminer toute présence de bactéries quand le guide était essuyé ou enveloppé dans un tissu imbibé de cette solution. Cependant, le nettoyage avec un tissu trempé dans de l'alcool à 70 % n'enleva pas toutes les bactéries viables [19].

Autoclave

Les guides optiques peuvent également être autoclavés afin d'assurer leur stérilité, mais cette procédure peut réduire la transmission de lumière de la lampe à la dent. L'intensité peut diminuer jusqu'à 50 % de sa valeur initiale après que le guide

est passé trois fois à l'autoclave avec de l'eau non déminéralisée [20]. Il se produit, dans ce cas, des dépôts calcaires. Cependant, la baisse d'intensité était seulement de 6,25 % après 30 cycles à l'autoclave en utilisant cette fois de l'eau déminéralisée [16]. Avec un polissage adéquat de l'extrémité de l'embout optique en utilisant ce système de désinfection, on obtenait une intensité équivalente à l'intensité initiale [16, 20]. Si le polissage peut restaurer la transmission lumineuse, l'autoclavage et le polissage sont des méthodes qui demandent du temps. De surcroît, le fait de polir et de passer le guide optique à l'autoclave de manière répétée pourrait l'abîmer définitivement [17].

Immersion dans du glutaraldéhyde

Essayer avec un désinfectant est une méthode rapide et pratique, mais un contact d'au moins 10 minutes est nécessaire pour obtenir des actions virucides ou sur des spores. Certaines études ont démontré que des solutions à base de glutaraldéhyde peuvent réduire la transmission lumineuse à travers les guides lumineux ou endommager les fibres optiques qui constituent le guide optique [21, 22]. Nelson et al. [22] ont trouvé que l'immersion des embouts optiques dans du Cidex 7® (Johnson and Johnson Medical, New Brunswick, NJ), avec une solution alcaline à base de glutaraldéhyde à 3,4 % pendant 1 000 heures produisait une réduction de l'intensité lumineuse de 49 %. Cet effet n'était pas complètement réversible même après le polissage de l'extrémité de l'embout. Dugan et Hartleb [23] ont déclaré que l'immersion des guides lumineux dans du Cidex 7® pendant 4 jours provoquait une destruction irréversible des fibres de verre du guide optique par une attaque érosive. Ce délabrement des fibres optiques provoquait un dispersement de la lumière qui engendrait une diminution du rendement lumineux.

Embouts plastiques jetables

Il existe des embouts optiques jetables qui éliminent les dépenses liées à la stérilisation et à la maintenance. Selon Rueggeberg et Caughman [24], les guides en plastique peuvent supporter une intensité de 850 mW/cm² pendant 6 minutes. Selon les lampes à polymériser et le type de guide optique jetable utilisé, il peut y avoir une augmentation (jusqu'à 14 %) ou une diminution (jusqu'à 8 %) du rendement lumineux des lampes. De même, l'intensité lumineuse peut diminuer de façon significative (23 %) si l'embout en plastique rentre en contact avec les tissus buccaux ou de toute autre matière où l'on risque d'apposer pour diminuer l'éblouissement.

Barrières translucides

Des protections translucides telles que le plastique en cellophane d'emballage, les gaines pour embouts et les doigtiers peuvent être des alternatives économiques efficaces pour éviter la contamination des guides optiques. Ces barrières procurent une méthode pratique et non invasive pour éviter tout contact entre l'embout et le milieu buccal. Ils diminuent également le risque de dommage causé par une désinfection chimique ou à l'autoclave répétée.

Scott et al. [18] ont étudié les effets de l'utilisation de trois types de barrières de protection sur l'intensité lumineuse : deux protections jetables commerciales (Cure Sleeve, Arcona-Henry Schein Inc, Calif. et Cure Elastic Steri-Shield, Santa Barbara, Calif.) et une protection en plastique pour emballage alimentaire étaient utilisées dans cette étude. Ils ont démontré que les deux premiers diminuaient significativement l'intensité lumineuse de la lampe halogène utilisée (Optilux 501 LCU, Kerr États-Unis, Orange, Calif.). Le pic de longueur d'onde de la lumière transmise à travers ces barrières n'était pas altéré. Même avec son aspect peu professionnel, c'est l'emballage plastique qui donne les meilleurs résultats. Cependant, il n'est pas forcément une barrière efficace contre la contamination croisée car il peut présenter des défauts et des trous microscopiques [14]. Ces auteurs ont également déclaré que même si la diminution était statistiquement significative pour les deux premiers produits, cette baisse était faible et elle ne pouvait donc pas altérer la polymérisation des résines composites.

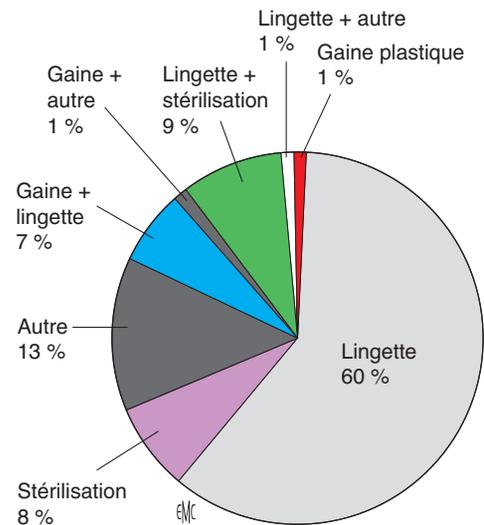


Figure 21. Nettoyage des embouts [25].

Dans une étude [18], 44 % des praticiens ont déclaré qu'ils ne possédaient pas d'embouts interchangeables. La méthode de nettoyage la plus répandue était celle de la lingette à base d'alcool. La stérilisation des embouts était relativement peu pratiquée. Ceux qui avaient des embouts stérilisables utilisaient souvent des lingettes de désinfection entre les patients pour ne stériliser qu'à la fin de la journée. Seulement 9 % des praticiens ont déclaré l'utilisation d'une barrière ou gaine dans la prévention de la contamination croisée (Fig. 21) [25].

Le même embout est utilisé pour toute restauration par plus de 90 % des praticiens. On aurait pu mesurer la taille moyenne des embouts mais grâce au radiomètre qui possède des graduations de diamètres différents on peut avancer que les embouts utilisés couramment étaient de diamètre moyen, dépassant rarement 1,5 cm.

Facteurs liés à l'opérateur

Techniques de montage du matériau

Plusieurs études ont préconisé l'utilisation de la technique incrémentale par opposition à la technique de montage en bloc [15]. La technique « couche par couche » diminuerait les effets de la rétraction de prise et procurerait une meilleure polymérisation dans l'épaisseur du matériau. Cette technique peut également réduire le rapport de surface collée et de surface non collée (selon le facteur cavitaire ou facteur C) ayant pour effet une diminution de stress, donc de la rétraction surtout si l'on utilise du composite fluide [26-30].

Kuijs et al. [31] ont également démontré que la formation de stress et sa localisation ne dépendent pas de la technique de montage ou de l'ordre de placement des incréments. À juste titre, ils déclarent qu'on pourrait remettre en cause la technique incrémentale concernant la diminution de la rétraction, mais cela n'implique pas qu'elle ne doit pas être recommandée. Elle permet une manipulation aisée, une meilleure modélisation et surtout une meilleure profondeur de polymérisation.

Caughman et al. [32] ont déclaré que la durée de l'exposition est l'un des facteurs les plus importants qui gouvernent la photopolymérisation. Si l'intensité de la lumière est suffisante afin d'exciter la camphoroquinone, la durée de l'exposition est le facteur limitant dans les cas où :

- intensité = 280 mW/cm² ;
- épaisseur = 2 mm ;
- distance du matériau = 6 mm (cf. distance de la lampe).

Yap et Seneviratne [33] démontrent qu'une polymérisation efficace à 2 mm d'épaisseur ne pouvait pas être accomplie à 200 mW/cm². Il fallait au minimum 120 secondes à 300 mW/cm². Trente secondes étaient requises pour une polymérisation efficace dans les mêmes conditions pour une intensité de 500 à 600 mW/cm², ce qui est plus acceptable cliniquement actuellement.

Nous avons déjà souligné que le temps d'exposition devait être augmenté dans les cas suivants :

- l'utilisation d'une teinte plus foncée ;
- l'insolation à travers des barrières telles que des structures dentaires ou des céramiques pour compenser une baisse modérée de l'intensité de la lampe halogène. Pour les lampes LED de seconde génération, cela ne rentre plus en compte, vu la fiabilité et la stabilité des ampoules LED.

Il n'est pas rare que les études soulignent la nécessité de rallonger les temps d'exposition pour une polymérisation efficace [34-39]. Tanoue et al. [40], par exemple, démontrent qu'une exposition supérieure à celle indiquée par les fabricants était nécessaire pour une conversion adéquate. Ils ont également démontré l'efficacité de l'allongement de l'exposition sur les propriétés « postinsolation ».

Selon une étude de Rueggeberg et al. [41] une exposition de 60 secondes pourrait optimiser la polymérisation. Si l'on passait à 80 secondes, il n'y avait pas de différence significative avec l'exposition de 60 secondes pour une épaisseur de 2 mm. Il est à noter que cette étude ne comportait que des composites de teinte universelle ou grise.

Bien que de nombreuses études [42, 43] aient démontré qu'on pouvait compenser une baisse de l'intensité d'une lampe à polymériser par une augmentation du temps de polymérisation, il existe des limites à de telles affirmations appliquées à la pratique clinique. La réciprocity temps/intensité n'est pas toujours vérifiée pour tous les composites et elle peut être affectée par la teinte et l'épaisseur du matériau [44].

Des temps d'insolation trop longs ne sont pas acceptables dans la pratique quotidienne. Mis à part une perte de temps, on pourrait aussi induire une augmentation de la température pulpaire et des dommages irréversibles à la dent avec les technologies halogène et plasma [45].

Actuellement, avec les lampes LED de seconde génération ayant des puissances supérieures aux lampes halogènes et présentant différents types d'embout, des temps de 10 à 20 secondes peuvent être préconisés et les résultats obtenus en dureté sont excellents à 2 mm de profondeur [8]. Cliniquement, les restaurations composites sont plus faciles à réaliser avec des temps de mise en œuvre corrects.

Distance embout-matériau et angle d'attaque

Une citation, couramment rencontrée dans la littérature dentaire, est que la perte d'intensité lumineuse suit une loi du carré de l'inverse de la distance de la fenêtre de sortie du guide lumineux à la surface du composite. Cette relation entre l'intensité et la distance de l'embout lumineux à la restauration dépend cependant de plusieurs facteurs dont le degré de divergence du faisceau lumineux émanant de l'embout lumineux [46]. La loi de l'inverse du carré de la distance stipule que la lumière est émise d'une source punctiforme rayonnant sur 360°. Mais, dans le cadre de la photopolymérisation, cette loi entre en vigueur seulement à des distances supérieures à 10-12 mm [32, 46]. Donc, même s'il existe une baisse d'intensité, certains chercheurs supposent que l'effet de cette diminution sur la profondeur de polymérisation est modéré et relativement linéaire aussi longtemps que la distance avoisine les 10-12 mm [6, 46]. Malgré les résultats des recherches qui varient, la signification clinique de toutes ces affirmations est que l'intensité lumineuse diminue rapidement quand la distance de l'embout optique à la surface du composite augmente [37, 47, 48].

Moseley et al. [49] ont démontré des réductions allant de 30 à 50 % pour des différentes lampes à polymériser découlant d'une augmentation de la distance de 2 mm à 10 mm. Prati et al. [48] ont déclaré que chaque millimètre d'éloignement de la restauration correspondait à une réduction approximative de 10 %. Ces trouvailles reflètent les résultats de Harrington et Wilson [50] qui ont trouvé une baisse d'environ 66 % de l'intensité à une distance de 7 mm, ainsi que ceux de Pires et al. [37], notamment une réduction de 55 % à une distance de 6 mm et de 75 % à 12 mm. Dans cette dernière étude par exemple, une intensité lumineuse de 405 mW/cm² était réduite à 200 mW/cm² à une

distance de 6 mm pour diminuer encore à 100 mW/cm² à 12 mm du composite, donc insuffisante pour une bonne polymérisation [51].

Une baisse plus modérée était rapportée dans une étude [52] qui mesurait l'effet de distance du guide lumineux de la restauration sur la polymérisation de la résine. Cette étude démontra une diminution de 10 % à 6 mm et de 23 % à 10 mm. Cependant, cette étude révéla une différence significative de la polymérisation à une épaisseur de 2 mm de matériau quand la lampe était à 6 mm pendant une insolation de 40 secondes. Quand la distance passait à 8 mm, 60 secondes étaient nécessaires pour atteindre une polymérisation équivalente à celle obtenue pour les échantillons maintenus à 6 mm de distance.

Une étude [37], quasiment similaire, démontre que, à une distance de 6 mm, la dureté à 2 mm d'épaisseur était seulement le quart de celle de la surface ; quant à une distance de 12 mm, la surface était 20 fois plus dure qu'à 2 mm. Il a été conclu que la distance devrait toujours être maintenue la plus faible possible, ne dépassant pas les 4-5 mm si possible, et que le temps d'exposition devrait être augmenté quand on s'éloigne de la surface afin de maximiser la polymérisation de la résine.

La distance idéale de la source lumineuse de la surface du composite est de 1 mm (et non au contact du matériau dans sa phase plastique car on risquerait d'encrasser l'embout) et la sortie optique doit être positionnée à 90° de la surface [53]. Quand le guide est incliné, l'énergie lumineuse est dispersée sur une plus grande surface. La lumière est également réfléchiée de la surface, diminuant ainsi l'intensité lumineuse. Dans les restaurations molaires, la crête marginale des dents adjacentes peut intercepter la lumière quand celle-ci est inclinée.

La distance peut être cependant une préoccupation clinique même si l'on place la lampe contre la dent. On peut rencontrer cette situation dans la restauration des cavités de classe II quand un incrément gingival doit être polymérisé. La distance, dans ce cas, est suffisamment importante, de l'ordre du centimètre pour que l'intensité lumineuse soit affectée (réduction de 50 %) [37, 44, 53].

Prati et al. [48] ont extrapolé leurs résultats sur cette situation clinique particulière où ils ont essayé de polymériser une couche de 2 mm de composite située au niveau du plancher d'une boîte proximale faisant 8 mm de hauteur à l'aide d'une lampe émettant à 300 mW/cm². D'abord, selon ces auteurs, l'intensité de la lampe sera diminuée de moitié avant d'atteindre la surface du matériau. Ensuite, les 150 mW/cm² restants seront réduits à 40 mW/cm² en traversant le premier millimètre du composite. Finalement, seulement 13 mW/cm², soit une réduction de 96 % de l'intensité initiale, parviendront aux parties les plus profondes en contact avec la dentine.

L'utilisation d'une lampe à polymériser de forte intensité possédant une intensité supérieure à 400 mW/cm² est, dans ce cas, salutaire. Pour de nombreux appareils, une intensité minimale de 600 mW/cm² est nécessaire pour s'assurer qu'une intensité adéquate atteigne cette couche juxtagingivale de la boîte proximale [54-56]. Des artifices tels que des matrices, cônes lumineux ou des coins interdentaires transparents ne peuvent pas résoudre entièrement le problème de l'éloignement de la lampe. Afin de compenser efficacement cette baisse d'intensité, des temps d'exposition plus longs sont préconisés. Certains auteurs conseillent également une insolation après la finition à travers les surfaces proximales [53, 57].

Dans la photopolymérisation des résines composites postérieures, l'expérience de l'opérateur est un des facteurs de réussite. Un positionnement stable du guide lumineux pendant toute la durée de l'insolation est nécessaire afin d'optimiser la polymérisation des composites. En raison de la très faible polymérisation latérale de la surface couverte par la sortie du guide lumineux, le positionnement stable du guide lumineux perpendiculaire à la surface est important, d'autant plus important quand le diamètre du guide approche le diamètre de la cavité.

■ Conclusion

De nombreuses situations cliniques peuvent être traitées par des techniques de polymérisation rapide ou des techniques progressives ou adaptées [58]. 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 [39, 59, 60]. Le guide lumineux d'une lampe est un élément clé de la photopolymérisation. Il est donc important de connaître son rôle, son mode de fonctionnement et son influence sur la polymérisation des matériaux esthétiques. La technologie LED de seconde génération, associée à différents modes d'insolation (mode à pleine puissance, mode progressif et mode pulsé), permet une bonne polymérisation des matériaux dentaires [8]. Différents embouts peuvent être utilisés en fonction de certaines procédures de restauration. 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.



■ Références

- [1] 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.
- [2] Pelissier B, Chazel JC, Castany E, Duret F. Lampes à photopolymériser. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Stomatologie, 22-020-A-05, 2003 : 11p.
- [3] Burgess JO, De Goes M, Walker R, Ripps AH. An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. *Pract Periodont Aesth Dent* 1999;**11**:125-32.
- [4] Kanca 3rd J, Suh BI. Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am J Dent* 1999;**12**:107-12.
- [5] 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**:17-22.
- [6] Lynch C, Ray N, Hagan L, Burke F. The effect of different exposure routines on surface microhardness of light-activated resin composite. *Quintessence Int* 2003;**34**:468-72.
- [7] 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**:459-63.
- [8] Pelissier B, Chazel JC, Castany E, Hartmann P, Duret F. Curing with the blues. *DPR Europe*; 2004. p. 8-12.
- [9] Emami N, Soderholm K-J, Berglund LA. Effect of light power density variations on bulk curing properties of dental composites. *J Dent* 2003;**31**:189-96.
- [10] 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;**81**:3547-58.
- [11] Pelissier B, Tramini P, Castany E, Duret F. Restauration cosmétique directe par stratification et polymérisation rapide plasmatisque : approche clinique. *Chir Dent Fr* 2000;**n°971-972**:25-33.
- [12] 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**:322-6.
- [13] Goracci G, Mori G, Casa De Martinis L. Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations. *Quintessence Int* 1996;**27**:355-61.
- [14] Mitton BA, Wilson NH. The use and maintenance of visible light activating units in general practice. *Br Dent J* 2002;**192**:182.
- [15] Neo JC, Denehy GE, Boyer DB. Effects of polymerization techniques on uniformity of cure of large-diameter, photo-initiated composite resin restorations. *J Am Dent Assoc* 1986;**113**:905-9.
- [16] Kofford KR, Wakefield CW, Nunn ME. The effect of autoclaving and polishing techniques on energy transmission of light-curing tips. *Quintessence Int* 1998;**29**:491-6.
- [17] Strydom C. Dental curing lights maintenance of visible light curing units. *SADJ* 2002;**57**:227-33.
- [18] Scott BA, Felix CA, Price RB. Effect of disposable infection control barriers on light output from dental curing lights. *J Can Dent Assoc* 2004;**70**:105-10.
- [19] Caughman GB, Caughman WF, Napier N, Schuster GS. Disinfection of visible-light-curing devices. *Oper Dent* 1989;**14**:2-7.
- [20] Rueggeberg FA, Caughman WF, Comer RW. The effect of autoclaving on energy transmission through light-curing tips. *J Am Dent Assoc* 1996;**127**:1183-7.
- [21] Nelson SK, Caughman WF, Rueggeberg FA, Lockwood PE. Effect of glutaraldehyde cold sterilants on light transmission of curing tips. *Quintessence Int* 1997;**28**:725-30.
- [22] Nelson SK, Rueggeberg FA, Heuer GA, Ergle JV. Effect of glutaraldehyde-based cold sterilization solutions on light transmission of single-use, plastic light-curing tips. *Gen Dent* 1999;**47**:195-9.
- [23] Dugan WT, Hartleb JH. Influence of glutaraldehyde disinfecting solution on curing light effectiveness. *Gen Dent* 1989;**37**:40-3.
- [24] Rueggeberg FA, Caughman WF. Factors affecting light transmission of single-use, plastic light-curing tips. *Oper Dent* 1998;**23**:179-84.
- [25] Cheekhooree KS. Photopolymérisation des résines composites directes : « étude prospective des lampes à polymériser dans les cabinets dentaires du département de l'Hérault ». [thèse de chirurgie dentaire], Montpellier, 2005. 206p.
- [26] Crim GA. Microleakage of three resin placement techniques. *Am J Dent* 1991;**4**:69-72.
- [27] 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**:1396-9.
- [28] Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. *Oper Dent* 1987;**12**:53-78.
- [29] Opdam NJ, Feilzer AJ, Roeters JJ, Smale I. Class I occlusal composite resin restorations: in vivo post-operative sensitivity, wall adaptation, and microleakage. *Am J Dent* 1998;**11**:229-34.
- [30] Yap AU. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Oper Dent* 2000;**25**:113-20.
- [31] Kuijs RH, Fennis WM, Kreulen CM, Barink M, Verdonschot N. Does layering minimize shrinkage stresses in composite restorations? *J Dent Res* 2003;**82**:967-71.
- [32] Caughman GB, Rueggeberg FA, Curtis JW. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J Am Dent Assoc* 1995;**126**:1280-6.
- [33] Yap AU, Seneviratne C. Influence of light energy intensity on effectiveness of composite cure. *Oper Dent* 2001;**26**:460-6.
- [34] Fan PL, Wozniak WT, Reyes WD, Standford JW. Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects. *J Am Dent Assoc* 1987;**115**:442-5.
- [35] Harrington E, Wilson HJ, Shortall AC. Light-activated restorative materials: a method of determining effective radiation times. *J Oral Rehabil* 1996;**23**:210-8.
- [36] Pilo R, Cardash HS. Post-irradiation polymerization of anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dent Mater* 1992;**8**:299-304.
- [37] Pires JA, Cvitko E, Denehy GE, Swift Jr. EJ. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence Int* 1993;**24**:517-21.
- [38] Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second generation LED curing light. *J Can Dent Assoc* 2003;**69**:666-71.
- [39] Strydom C. Curing lights--the effects of clinical factors on intensity and polymerisation. *SADJ* 2002;**57**:181-6.
- [40] Tanoue N, Atsuta M, Matsumura H. Properties of a new photo-activated composite polymerised with three different laboratory photo-curing units. *J Oral Rehabil* 2003;**30**:832-6.
- [41] Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis Jr. JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent* 1994;**19**:26-32.
- [42] Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater* 2002;**18**:463-9.
- [43] Musanje L, Darvell BW. Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dent Mater* 2003;**19**:531-41.
- [44] Price RB, Felix CA, Andreou P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials* 2004;**25**:4465-77.

- [45] Porko C. Pulpal temperature change with visible light-curing units. *Oper Dent* 2001;**26**:181-5.
- [46] Hansen EK, Asmussen E. Visible-light curing units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. *Acta Odontol Scand* 1997;**55**:162-6.
- [47] Davidson CL, De Gee AJ. Light-curing units, polymerization, and clinical implications. *J Adhes Dent* 2000;**2**:167-73.
- [48] Prati C, Chersoni S, Montebugnoli L, Montanari G. Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *Am J Dent* 1999;**12**:231-4.
- [49] Moseley H, Charlton DG, Moore WS. An assessment of visible-light polymerizing sources. *J Oral Rehabil* 1986;**13**:215-24.
- [50] Harrington L, Wilson HJ. Determination of radiation energy emitted by light activation units. *J Oral Rehabil* 1995;**22**:377-85.
- [51] Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenberg DJ. Polymerisation depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent* 2000;**12**:340-9.
- [52] Rueggeberg FA, Jordan DM. Effect of light tip distance on polymerization of resin composite. *Int J Prosthodont* 1993;**6**:364-70.
- [53] Albers HF. In: *Tooth-colored restoratives*. London: BC Decker; 2002. p. 302.
- [54] 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**:1787-95.
- [55] Unterbrink GL, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent* 1995;**23**:183-9.
- [56] 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**:96-106.
- [57] 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**:447-52.
- [58] Yap AU, Ng SC, Siow KS. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent* 2001;**26**:260-6.
- [59] Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenberg DJ. Contemporary issues in photocuring. *Compend Cont Educ Dent* 1999;**25**:4-15 [suppl].
- [60] Stansbury JW. Curing dental resins and composites by polymerisation. *J Esthet Dent* 2000;**12**:300-8.

B. Pelissier, Maître de conférences des Universités, praticien hospitalier, responsable du département d'odontologie conservatrice, endodontie (bg.pelissier@free.fr).

F. Duret, Professeur, attaché au département d'odontologie conservatrice, endodontie.

UFR d'odontologie de Montpellier I, 545, avenue du professeur Jean-Louis-Viala, 34193 Montpellier cedex 05, France.

Toute référence à cet article doit porter la mention : Pelissier B., Duret F. Embouts des lampes à photopolymériser. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Stomatologie, 22-020-A-06, 2007.

Disponibles sur www.emc-consulte.com



Arbres
décisionnels



Iconographies
supplémentaires



Vidéos /
Animations



Documents
légaux



Information
au patient



Informations
supplémentaires



Auto-
évaluations