

# Évolution des lampes à photopolymériser : troisième génération des lampes à LED et applications cliniques

B. Pelissier, E. Castany, M. Crouan, V. Maurat, F. Duret

*La technologie LED (diode électroluminescente) 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. De nombreuses situations cliniques peuvent être traitées par cette technologie dans la pratique quotidienne, tout en respectant les principes de la dentisterie adhésive. Celle-ci présente de nombreux avantages (préparations a minima, esthétique, biocompatibilité, etc.), mais aussi de nombreux inconvénients (mise en œuvre délicate, protocoles stricts, polymérisation difficile dans certaines situations cliniques et en profondeur, etc.). Les lampes à LED de troisième génération sont une véritable révolution car, en plus d'égaliser les meilleures lampes à photopolymériser halogènes, plasmatisques ou à LED, elles offrent des moyens cliniques totalement innovants. La lampe à LED de troisième génération semble supérieure à celles de toutes les générations antérieures. Le clinicien peut adapter le mode d'irradiation soit au matériau, soit à la technique, en ayant une seule lampe. En plus de ces données, des fonctions uniques et caractéristiques de cette troisième génération permettent de diminuer les inconvénients rencontrés lors des réalisations cliniques et donc d'obtenir des restaurations pérennes et de meilleure qualité. Il est par conséquent important que le praticien puisse choisir lui-même la technique et les lampes qui lui semblent les mieux appropriées.*

© 2009 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

**Mots clés :** Lampes à polymériser ; Lampes LED ; Polymérisation ; Dentisterie adhésive ; Esthétique

## Plan

■ Introduction	1
■ Réflexion sur l'évolution de trois générations de lampes à LED	2
Lampes de première génération	3
Lampes de deuxième génération	4
Vers la troisième génération	4
■ Caractéristiques générales et performances technologiques des lampes à photopolymériser dentaires à LED de troisième génération	4
Puissance	4
Spectre	4
Ratio consommation/puissance fournie	5
Batterie	5
Design	5
■ Caractéristiques originales des lampes à photopolymériser dentaires à LED de troisième génération	5
Problème posé	5
Solutions apportées par les lampes à LED de troisième génération	6
■ Approche clinique	6
■ Études de polymérisation	7
Mesures du degré de polymérisation : méthode de calorimétrie différentielle à balayage (DSC)	7
Analyse des résultats de l'étude	7

■ Cas cliniques réalisés avec cette nouvelle technologie	8
Discussion	9
Cas cliniques antérieurs	9
Cas clinique postérieur	11
Cas clinique antérieur indirect	13
Cas clinique postérieur indirect	13
Cas clinique d'orthopédie dentofaciale	15
■ Conclusion	16

## ■ Introduction

La technologie LED a succédé à la photopolymérisation ultrarapide, qui avait engendré de nombreuses réticences et polémiques. En effet, des articles scientifiques souvent contradictoires (polymérisation brutale, étanchéité contestée des restaurations, temps trop courts), par manque d'informations mais, surtout, par une utilisation inappropriée de cette technologie [1-5], ont été publiés. La technologie LED de première génération n'était pas assez puissante et fiable pour être utilisée dans la pratique quotidienne [6-8]. Seule la lampe GC-e-Light® de GC, qui comportait 64 LED, pouvait rivaliser avec les lampes halogènes utilisées à cette époque. Malheureusement, cette lampe innovatrice est arrivée trop tôt sur le marché. Il a fallu une évolution de la technologie LED avec des ampoules plus puissantes pour que les lampes à LED de seconde génération (une à deux ampoules LED suffisantes) deviennent les égales des lampes halogènes. Les lampes halogènes actuelles ou les lampes à LED de seconde génération ont une puissance équivalente aux premières lampes ultrarapides. Cette remarque doit être faite pour dire et montrer que l'utilisation, et surtout



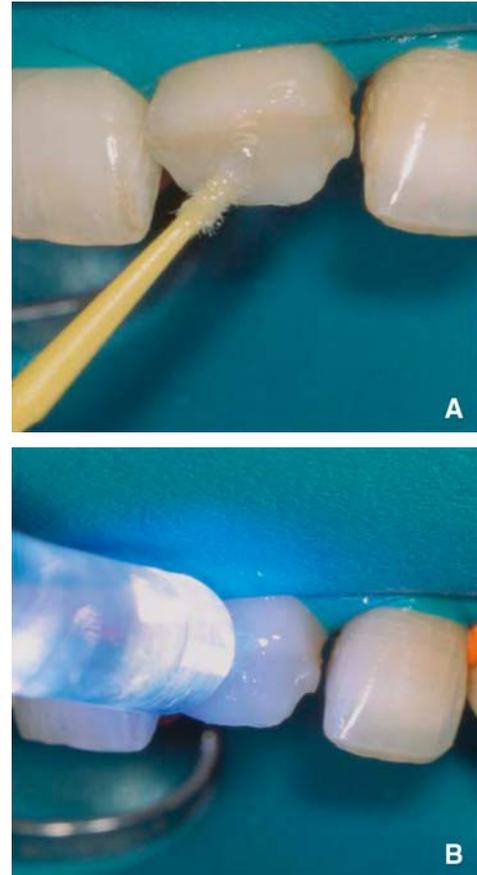
**Figure 1.** Restauration composite (Vénus® Heraeus Kulzer).  
**A.** Cas préopératoire.  
**B.** Cas postopératoire.

les indications, sont toujours plus importantes que la technologie elle-même, le facteur opérateur étant très important en dentisterie restauratrice et adhésive [9-13].

La réaction de polymérisation des composites se déroule de la même façon après un amorçage photochimique, 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. Toutes les lampes (lampes halogènes, lampes à haute énergie ou lampes à LED) peuvent être utilisées pour polymériser un composite, car tous les facteurs précédents y sont communs [7, 14-17].

Comme il sera vu, les lampes à LED de troisième génération sont une véritable évolution, voire révolution, car, en plus d'égaliser les meilleures lampes à photopolymériser halogènes, plasmiques ou à LED, elles offrent des moyens cliniques totalement innovants (Fig. 1). Ces lampes LED de troisième génération ont rationalisé les éléments de base communs à toutes les lampes à photopolymériser en offrant [18] :

- un spectre large identique aux lampes halogènes mais sans utilisation de filtres passe-haut ou passe-bas (de 400 à 500 nm en moyenne) ;
- une puissance de plus de 1 000 mW, supérieure aux lampes plasmiques (correspondant à près de 3 000 mW/cm<sup>2</sup> avec un embout standard) ;
- tous les profils temps/puissance connus, à savoir :
  - *le menu fast curing, ou pleine puissance* (à ces puissances, l'exposition très courte de 3 à 5 s est totalement utilisable pour la technique de stratification « multicouches » ou pour le blanchiment) (Fig. 1),
  - *le menu pulse curing, ou pulsé*, permettant sur 8 à 10 s des relaxations en polymérisation pseudo-rapide (comme pour les polymérisations laser),
  - *le menu soft curing, ou progressif*, utilisé pour la polymérisation des systèmes adhésifs (Fig. 2), des composites fluides ou pour la polymérisation des composites lorsque le facteur C ou cavitaire est négatif ; ce menu permet aux inconditionnels de la polymérisation progressive d'utiliser leurs lampes sur un temps plus long avec une puissance modulée (par exemple 20 s avec seulement 50 % de sa puissance nominale, ce qui a pour effet de ne pas décharger trop rapidement la batterie même si le temps d'exposition est plus long) [19-24] ;



**Figure 2.** Polymérisation d'un système adhésif.  
**A.** Système adhésif.  
**B.** Photopolymérisation.

- une batterie de forte capacité, avec des temps d'utilisation avoisinant largement 15 jours d'utilisation, sans que la forme ne s'alourdisse.

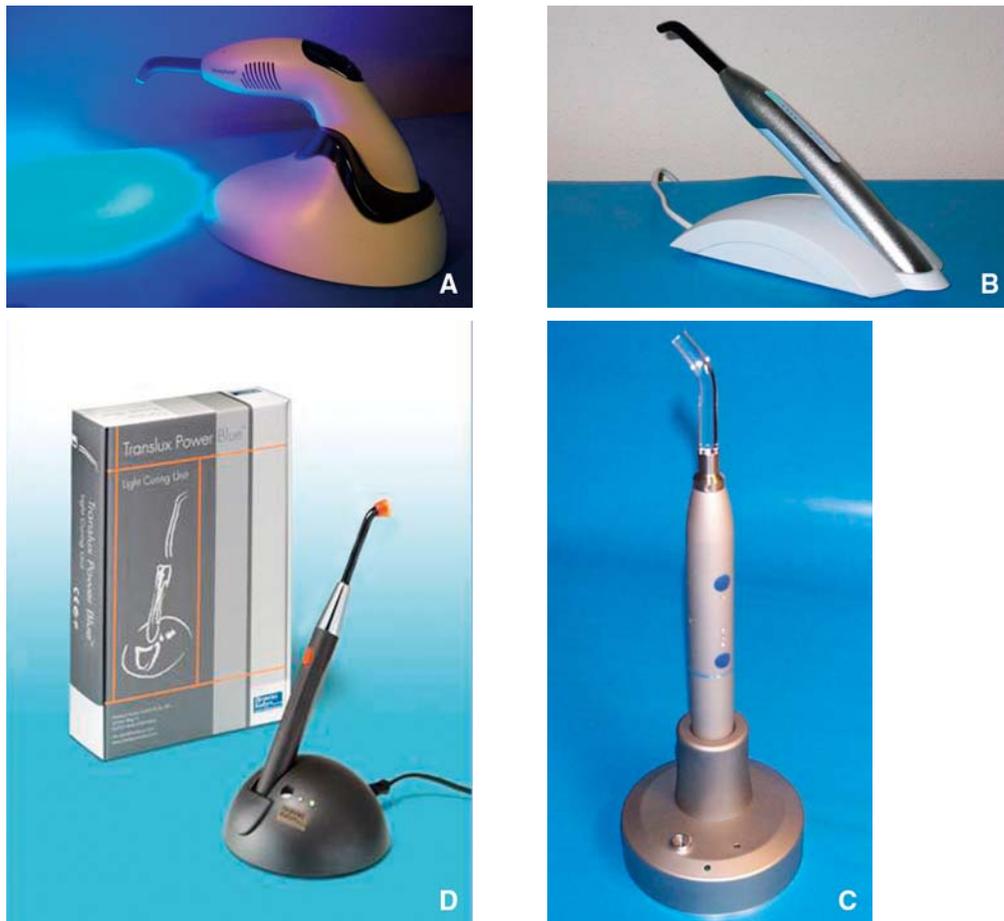
Les 20 années qui semblaient nécessaires à bien des « spécialistes » avant qu'il soit possible d'utiliser une lampe à LED concurrentielle des lampes halogènes sont loin. La comparaison avec les lampes plasma était alors rigoureusement impossible [25-27].

Aujourd'hui, les lampes à LED de deuxième génération sont efficaces [26-30]. Parmi celles-ci sont présentes une douzaine de marques plus ou moins célèbres. Successivement, et par ordre alphabétique, nous citerons la Bluephase® de Vivadent, la Freelight 2® de Espe 3M, la Mini LED® de Satelec, Translux Power Blue® de Heraeus Kulzer et quelques autres, présentes ou non encore sur le marché français (Fig. 3).

La lampe à LED de troisième génération, pour la première fois dans l'histoire des lampes à photopolymériser, semble supérieure à celles de toutes les générations précédentes. Le clinicien peut adapter le mode d'irradiation soit au matériau, soit à la technique, en ayant une seule lampe. À ces données exceptionnelles s'ajoutent des fonctions uniques et des caractéristiques de cette troisième génération [18].

## ■ Réflexion sur l'évolution de trois générations de lampes à LED

Les travaux initiaux sur les LED ont commencé dans les années 1960 avec les premières combinaisons du gallium, d'arsenic et du phosphore (GaAsP). Cet assemblage conduisait à des émissions très faibles dans le rouge (à une longueur d'onde autour de 655 nm). Même si tous les espoirs étaient permis, il ne semblait pas évident que l'on puisse émettre dans le bleu avant longtemps. Ce n'est que progressivement que les LED ont



**Figure 3.** Lampes à LED de deuxième génération.

- A.** Bluephase® de Vivadent.
- B.** Freelight 2® de Espe 3M.
- C.** Mini LED® de Satelec.
- D.** Translux Power Blue® de Heraeus Kulzer.

élargi leur spectre d'émission pour atteindre les rayonnements dans le bleu, puis dans les ultraviolets (UV).

Les travaux sur les LED émettant dans le bleu (couleur correspondant à la longueur d'onde de polymérisation des composites dentaires) ont commencé à porter leurs fruits à la fin des années 1970. Il faut dire que l'apparition de ces premières émissions dans le bleu ne suscita pas grand intérêt en général et plus particulièrement pour la dentisterie, car l'énergie émise était très faible et le coût absolument prohibitif.

C'est au canadien J. Kennedy que l'on doit la première description d'une lampe à photopolymériser employant une source à LED utilisable en dentisterie. Il s'agit d'une suite de brevets, dont le premier date du 13 septembre 1993 [31-33]. Sa description est tellement précise et prémonitrice que l'on a l'impression de tenir une lampe de première génération dans les mains. Certes, on peut trouver quelques ressemblances avec les travaux de McDermott [34], mais l'originalité de l'avoir appliqué à la dentisterie reste entière.

La première publication sur le sujet dans des revues dentaires de grande diffusion est due à Robin W. Mills et date de mars 1995 [35], c'est-à-dire pendant une période où le brevet de Kennedy n'était pas accessible au public. Ceci montre donc que Mills ne pouvait avoir connaissance des travaux de Kennedy lorsqu'il a écrit son texte *Blue light emitting diodes another method of light curing ?* dans *Letters to the editor* du *British Dental Journal* (BDA).

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

Et dire qu'en 2002 certains leaders d'opinion spécialistes des composites dentaires, encourageaient à la prudence et pronostiquaient encore une longue vie aux lampes halogènes ! Ils ont malheureusement privé certains confrères d'une formidable évolution dans la pratique de la polymérisation quotidienne. Ce véritable raz-de-marée, rarement vu en dentisterie, se divise aujourd'hui en trois périodes, ou générations [36, 37].

## Lampes de première génération

Très peu puissantes, voire inefficaces pour une polymérisation correcte, elles émettaient dans un champ de longueur d'onde trop étroit. La lampe type, qui dominait le marché à LED à cette époque, était la Freelight® [5, 25]. Elle était sensée émettre 200 mW/cm<sup>2</sup> à 470 nm, chiffre multiplié par deux (400 mW/cm<sup>2</sup>) en termes d'efficacité par rapport aux lampes halogènes et plasmiques. Cette façon de présenter une lampe était parfaitement justifiable scientifiquement car, à la différence des autres lampes, la lampe à LED par principe ne fournissait du rayonnement qu'à 460-470 nm, c'est-à-dire uniquement à « la » longueur d'onde efficace pour la photopolymérisation dentaire. Cette description laissait entendre qu'il fallait multiplier par deux les puissances d'une lampe à LED par rapport à une lampe halogène, dans la mesure où la LED n'émettait qu'un rayonnement « actif » pour la polymérisation des composites dentaires. Cette vue n'était pas avérée, mais un peu surestimée. On pense aujourd'hui que le facteur 1,4 à 1,5 est plus réaliste, c'est-à-dire qu'une lampe à LED de 1 000 mW/cm<sup>2</sup> est l'équivalent d'une lampe halogène de 1 500 mW/cm<sup>2</sup>. Les plus connues durant cette période furent la lampe Freelight®, la Starlight® de Mectron, l'Aqua Blue® de Toesco, la CoolBlu® de DS ou autre Lux-O-Max® [38-40]. Si, technologiquement parlant, ce fut une

révolution, très rapidement il fallut admettre que la puissance était insuffisante. Cette faible puissance associée à un spectre très étroit (de 20 nm environ) limita considérablement les applications et donna une image très moyenne à cette technologie. Des menus relativement longs (de 15 à 60 s) tentaient de compenser ces manques, mais cela ne donnait pas, malgré tout, les résultats escomptés en termes de polymérisation. Les grandes caractéristiques techniques de ces lampes étaient d'utiliser entre 7 et 20 LED, hélas de faible énergie, une batterie (*cordless*) qui assurait une bonne autonomie et une absence de chaleur, donc de ventilateur [41]. Le sommet technologique de cette génération fut sans aucun doute la GC-e-Light® qui, grâce à ses 64 LED, dépassait 500 mW/cm<sup>2</sup>. Ce fut la lampe intermédiaire entre la première et la deuxième génération [16].

## Lampes de deuxième génération

Elles sont arrivées sur le marché dentaire en 2002. À la différence des précédentes, ces LED intégraient pour la plupart la même et unique LED : l'extraordinaire (pour l'époque) Luxeon® de Lumiled [20] (Blue Rex® pour la dentisterie). Une seule LED (composée en vérité de quatre microLED) permettait de dépasser allégrement les 1 000 mW/cm<sup>2</sup> [42-44]. Certes, le spectre n'était que légèrement plus large (460-480 nm), mais la forte puissance permettait un étalement de la base du spectre, qui donnait des zones actives entre 450 nm et 585 nm. Ce fut indiscutablement la génération dentaire « lampes à LED ». Ces lampes étaient petites, pour certaines sans ventilateur, et offraient un menu simple et convivial alimenté par des batteries sans effet mémoire de type lithium-ion (Li-ion) ou nickel-métalhydruure (Ni-MH). Elles ont définitivement supplanté les lampes halogènes car, malgré leur prix un peu supérieur, elles étaient d'une incroyable simplicité, pouvant même, pour certaines, être glissées dans la poche pendant une semaine sans nécessité de recharge. La plus connue fut l'inspiratrice de toute sa génération, comme le fut la Freelight pour la première génération, la multicoपीée Mini LED® [45] (créée par SEDR). Sont venues ensuite la très belle et très efficace Bluephase® de Ivoclar, la LE Demetron® de Kerr ou la Radii® de SDI. Elles furent plus de 30, d'origine et de forme différentes (ou similaire) à se bousculer pour conquérir un marché plus que prometteur. Un des gros avantages de ces lampes fut de permettre de disposer à la fois de menus *fast curing* rapides (10 à 20 s), mais aussi de menus pulsés découverts avec les lampes plasma et bien entendu de menus *softs* de différents profils (de 20 à 40 s). Elles ont aussi permis, grâce à leur forte puissance, le retour des embouts de 7 à 10 mm. Ce fut aussi, malheureusement, le retour aux ventilateurs pour certaines d'entre elles, avec le problème du bruit et le risque de l'infection croisée. Comme la GC-e-Light® fut une exception, maillon intermédiaire entre la première et la deuxième génération, l'Ultra-lume® d'Ultradent, avec son spectre large (multiLED), restera celle qui a ouvert la voie de la troisième génération.

## Vers la troisième génération

La troisième génération correspond à l'aboutissement de 15 ans de recherche et 8 ans de pratique quotidienne des lampes à LED [18]. Alors que les lampes de première et deuxième générations se distinguaient par leur technologie, c'est-à-dire par des directives dont les limites étaient fixées par des ingénieurs, la troisième génération présente des lampes conçues par des cliniciens et des ingénieurs sur un cahier des charges écrit par les praticiens. En effet, la technologie des LED a si rapidement et tellement évolué grâce, entre autres, à l'industrie automobile, que l'industrie dentaire dispose de LED égales, voire très supérieures à ses besoins technologiques. À chaque besoin, que ce soit sur la largeur de spectre, sur la puissance maximale, dans le contrôle de la chaleur irradiée ou sur la consommation énergétique, correspond une réponse satisfaisante dans les limites de l'application dentaire. La troisième génération correspond donc à une maturation majeure dans le domaine de la photopolymérisation. À cette maîtrise technologique du nécessaire se sont associées des réponses à des souhaits jusqu'alors impossibles, comme les méthodes de puissances

applicatives, celles des spectres variables ou des puissances modulables. Cette maîtrise est essentiellement due au fait qu'il existe aujourd'hui une dizaine de sociétés spécialisées dans la production de LED et, qu'autour de ces sociétés d'électronique aux dimensions internationales, se sont développés des bureaux d'étude, mi-laboratoires de recherche, mi-centres de production de petites séries (moins de 500 000 LED par an) pouvant concevoir et assembler ces LED sur mesure. De ces bureaux d'étude naissent les LED équipant les lampes à photopolymériser dentaires de troisième génération. La méthode est maintenant toujours la même, quelle que soit la société dentaire souhaitant s'impliquer dans ce type de produit : un cahier des charges « client » est établi, où sont spécifiés les desirs de l'utilisateur ; ce cahier des charges est présenté, pour sa partie, à l'assembleur qui réalisera la LED en fonction des besoins et, en quelque sorte, sur mesure. Ces LED de troisième génération sont en réalité l'assemblage de plusieurs LED de base émettant chacune à des longueurs d'ondes identiques, complémentaires ou différentes [46]. C'est le besoin qui définit aujourd'hui le nombre, la géométrie et la sélection des longueurs d'onde.

## ■ Caractéristiques générales et performances technologiques des lampes à photopolymériser dentaires à LED de troisième génération

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

### Puissance

La puissance évolue de 1 000 à 6 000 mW, ce qui correspond à des densités de puissance allant de 2 000 à 25 000 mW/cm<sup>2</sup>, c'est-à-dire dix fois la puissance d'une lampe xénon plasma type Apollo 95 [47, 48] ou 25 fois une lampe halogène type Demetron 510®. Il va de soi que si ces lampes peuvent fournir une telle puissance, elles peuvent aussi fournir 100 ou 200 mW/cm<sup>2</sup> sans perdre la moindre de leurs qualités. Cela signifie en outre que la lampe de troisième génération fournit la puissance désirée au moment désiré. Une lampe peut ainsi polymériser en effet flash (0,5 s) avec de fortes puissances un ciment orthodontique, assurant un positionnement des braquets rapide et précis. Par ailleurs, cette même lampe peut polymériser sur 20 s un ciment ou composite très complexe en multicouches avec une puissance évoluant entre 100 et 400 mW/cm<sup>2</sup>.

### Spectre

Le spectre peut s'étendre sur toutes les longueurs d'onde. En dentisterie, une lampe à LED de cette génération émet suivant différents spectres. Il s'agit donc d'être très vigilant sur les chiffres annoncés, car de ces valeurs dépend la possibilité de polymériser ou non certains composites, ou *bonding* [49-52]. Certaines lampes ont judicieusement choisi d'étaler leur spectre d'émission afin de polymériser tous les produits photosensibles. Nous pensons qu'il s'agit d'un bon choix si la lampe peut être très puissante (supérieur à 5 000 mW/cm<sup>2</sup>). La répartition obtenue est ainsi de 20 à 30 % entre 390 et 440 nm, 60 à 70 % entre 445 et 475 nm et le reste entre 480 et 510 nm. La longueur d'onde basse (390-440 nm) étant très puissante, le spectre est pratiquement équivalent, énergétiquement parlant. Ce spectre peut être sélectionné de manière différente ; ainsi, certains fabricants privilégient la puissance à une longueur d'onde étroite (450-470 nm), alors que d'autres préfèrent choisir un spectre plus universel en diminuant la puissance sur une longueur d'onde spécifique ne correspondant pas à leurs propres composites. Il est certain, aujourd'hui, que l'arrivée récente de diodes UV permet de tout imaginer : la totalité du spectre est aujourd'hui couverte par ces LED de puissance de 310 nm à 850 nm et même plus.

## Ratio consommation/puissance fournie

Alors qu'une lampe halogène consomme beaucoup d'énergie pour n'en refournir que 20 % utilisable pour la photopolymérisation entre 450 et 470 nm (et même seulement 10 % pour une lampe xénon plasma) [30, 53-55], une lampe à LED, si elle a été bien conçue, fournit 95 % d'énergie utilisable dans son spectre d'émission. Ce ratio a de multiples conséquences. La première conséquence est de limiter de façon drastique la partie non utilisable. Alors qu'une lampe traditionnelle devait interposer des filtres photoniques ou caloriques pour supprimer des radiations dangereuses, comme les UV, ou thermiquement agressives, comme les rouges et infrarouges (IR), la LED n'émet aucun rayonnement parasite. Le rendement est donc maximal. Les filtres qu'utilisaient ces lampes traditionnelles restituaient en chaleur le rayonnement filtré. Il était donc nécessaire d'évacuer cette chaleur, d'où l'existence de ventilateurs sonores et volumineux. Ces ventilateurs avaient de plus, bien entendu, l'inconvénient de consommer eux-mêmes de l'énergie. Si l'on rassemble toutes ces pertes d'énergie (chaleur/ventilateur) ou ces énergies non utilisées (halogène/plasma), il est possible d'estimer qu'une lampe à LED de troisième génération, à puissance égale, consomme entre 5 à 10 fois moins d'énergie qu'une lampe halogène et 20 fois moins qu'une lampe xénon plasma. Dans ces conditions, une simple batterie peut remplacer le courant fourni par le secteur. Une tension de 12 volts peut remplacer du 220 volts. Dans ces conditions, une batterie de 2 500 A/h peut remplacer un câble limitant les mouvements du praticien.

## Batterie

C'est l'élément indispensable des lampes à LED. Toute lampe à LED de troisième génération et de qualité se doit d'utiliser une batterie. Il ne peut pas exister d'alternative (sauf incorporée dans un *unit* complet). Les batteries ayant évolué en parallèle des LED (grâce aux téléphones portables et aux baladeurs MP3), il est possible de disposer de plus de 2 h d'autonomie avec une puissance de 5 000 mW/cm<sup>2</sup> [37, 56]. Le praticien se voit donc enfin définitivement libéré du « fil à la patte ».

Reste à estimer les conséquences de ce débordement d'énergie en matière de consommation, donc d'autonomie. Une lampe à LED de deuxième génération pouvait fonctionner 3 à 4 jours sans nécessité de rechargement. La puissance était en moyenne de 500 mW (1 500 mW/cm<sup>2</sup>) pour des batteries de 2 000 mA/h et pour des expositions moyennes de 8 s (40 s par patient). Une lampe de troisième génération qui, en moyenne fait 800 mW, peut avoisiner les 4 000 mW (5 000 à 20 000 mW/cm<sup>2</sup>) pour des temps globalement deux fois plus courts (20 s par patient) et avec une batterie de 2 500 mA/h. Cela donne globalement une autonomie supérieure de 10 à 15 % en pratique courante.

Il faut également rappeler que les batteries cadmium-nickel (Cd-Ni) et leur effet mémoire ne sont plus qu'un souvenir pour les lampes de bonne fabrication. Ces dernières n'utilisent plus que des batteries Ni-MH ou Li-ion, dont la résistance des performances est reconnue sur plus de 3 ans (on remarque la perte des capacités par une chute très rapide de la capacité à tenir la charge dans le temps). Si l'énergie de ces lampes à LED est, en majorité, fournie par des batteries, apparaissent de plus en plus des versions intégrées aux *units* dentaires (Adec, Kavo, Sirona, Planmeca, etc.) ou adaptables à des appareils d'appoint comme les générateurs d'ultrasons (Satelec, EMS). Ceci n'est pas surprenant, car une lampe à LED a aujourd'hui un design et une électronique permettant facilement cette intégration. Une lampe de forme « stylo » n'est guère plus encombrante qu'une turbine ou qu'un aspirateur chirurgical.

## Design

Alors que le design des lampes de deuxième génération avait considérablement évolué par rapport à la première génération,

il n'en fut pas de même avec l'arrivée des lampes de troisième génération. Elles ont gardé les grandes lignes connues et validées par les praticiens :

- forme stylo avec fibre optique (type Mini LED®) ;
- forme stylo sans fibre optique (LED à l'extrémité, type Micro light®) ;
- forme pistolet avec ventilateur (type Bluephase®).

Cette absence d'évolution dans le design n'est pas surprenante car, si le passage entre première et deuxième génération a été marqué par le passage d'une multiLED à une monoLED, la conformation monoLED a été conservée de la deuxième génération à la troisième génération. Il faut noter que la monoLED de la troisième génération est en réalité une multiLED très compacte et monosupport, dont l'encombrement total est très proche d'une monoLED de deuxième génération.

## ■ Caractéristiques originales des lampes à photopolymériser dentaires à LED de troisième génération

### Problème posé

Un certain nombre de questions se posait depuis l'apparition de la photopolymérisation en dentisterie. Ainsi il y eut, et il y a encore, de nombreux débats sur la puissance et sur le spectre du rayonnement, sur la contraction des composites, sur leur « stress » ou sur l'origine et le rôle exact de la chaleur présente. Même si de nombreux travaux très brillants ont été publiés sur ces sujets [39, 55, 57-62], jamais aucune réponse précise ne fut apportée sur ces différents points. Ceci est parfaitement normal, car ces analyses étaient - et sont encore - très dépendantes de facteurs évoluant sans cesse : la source d'énergie (la lampe à photopolymériser) et la matière à activer (essentiellement les composites de restauration, de scellement et les *bondings*) [63, 64].

La troisième génération s'est penchée sur la résolution de ces problèmes, apportant certaines réponses. Même si les propositions ne répondent pas à tous les problèmes actuels, elles ont le mérite de les poser et de montrer qu'il existe aujourd'hui certaines voies jusqu'alors inexplorées.

Ces voies nouvelles sont apportées par la spécificité propre des LED actuelles. Ceci est essentiellement dû au fait qu'elles regorgent d'énergie dans des longueurs d'ondes idéales et sélectives.

Il ne faut donc pas être impressionné par les partisans de « pas besoin de tant d'énergie ». Ce sont souvent ceux qui prédisaient une longue vie aux lampes halogènes. Cette position est une erreur conceptuelle. Si l'énergie dispensée par la LED est suffisante pour l'acte qui en nécessite le plus, sa valeur est la bonne valeur. Il suffit simplement d'avoir la certitude qu'il est possible d'en moduler la puissance tout en en gardant ses caractéristiques pour les autres actes cliniques [65, 66].

Aujourd'hui, il convient de choisir comme référence de valeur maximale d'énergie que doit fournir une lampe à photopolymériser (avec le temps car nous devrions plutôt raisonner en Joule - en travail plutôt qu'en énergie -), celle qui peut permettre à la fois de polymériser des braquets d'orthodontie en moins de 1 s, de sceller au travers de coiffes céramiques ou au travers d'inlays CAD/CAM, de permettre une polymérisation des composites avec un minimum de contraction et de stress durant la phase de polymérisation initiale [12, 17, 48, 67].

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

- l'extrémité du guide de lumière est toujours contre ou très proche du ciment de scellement d'un braquet et ces colles spécifiques réagissent souvent autour de 420 nm. Par ailleurs, ce collage doit être extrêmement rapide afin d'éviter tout déplacement de la pièce durant le scellement ;
- les ciments photosensibles de scellement des prothèses « transparentes » ne peuvent recevoir suffisamment d'énergie

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

- une lampe n'a pas la même densité de puissance si elle est située à 1 mm du ciment de scellement en orthopédie dentofaciale et à 8 mm du fond d'une cavité importante à reconstruire en multicouches [68, 69] ;
- enfin, et surtout, un composite de reconstitution doit être polymérisé avec des profils d'illumination variables, ou luxel [24, 47, 48, 62, 70], associant temps/puissance/longueur d'onde suivant les types de composites et les cliniciens.

## Solutions apportées par les lampes à LED de troisième génération

### Maîtrise de la puissance

La première réponse apportée par les lampes à LED de troisième génération est celle de la puissance : ces lampes sont capables d'offrir des intensités que l'on peut qualifier de sans limite, tant en basse qu'en haute énergie. Certaines lampes, actuellement en développement, peuvent donner moins de 50 mW/cm<sup>2</sup> pendant plus de 100 s sans aucun échauffement perceptible et avec une parfaite régularité. Ces mêmes lampes, par un simple choix de menu, donneront 40 000 mW/cm<sup>2</sup> assurant une polymérisation flash pour l'orthodontie. On appelle cela la maîtrise énergétique absolue.

### Maîtrise des courbes temps/puissance

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

L'arrivée des nouvelles LED réalisées sur mesure offre toutes les possibilités désirées avec la même surface d'émission et les réponses aux « ordres des menus » sont quasi instantanées. Il est donc possible aujourd'hui d'avoir un programme liant temps et puissance avec le profil souhaité et ce, sans aucune restriction. Les *softs* et *steps* menus risquent de devenir de plus en plus complexes sans augmenter pour cela la tâche du praticien.

### Maîtrise de la densité de puissance

Qui dit puissance ne dit pas forcément densité de puissance. Ainsi qu'il avait été précisé dans certains articles précédents [1, 4, 45], la densité de puissance est l'énergie reçue par la surface du composite, à la différence de la puissance, qui est l'énergie de lumière émise par l'émetteur LED, ou des bulbes de lampes xénon ou halogène. Or, et cela est bien connu, plus la distance augmente, plus la lumière diverge, donc moins elle est puissante sur la surface éclairée. Par ailleurs, il existe une décroissance physique (au carré de la distance) reliant puissance émise et distance parcourue, même si le faisceau non cohérent est parfaitement parallèle [7, 24, 45, 57, 68, 69, 71].

Jusqu'à présent, cette correction était réalisée de façon purement « empirique » par le praticien durant la phase clinique d'irradiation, au risque de sous-estimer la perte énergétique. Ceci est tellement vrai que de nombreuses publications ont conseillé aux expérimentateurs de positionner leur lampe entre 5 et 8 mm de la surface du composite lors de leurs tests afin de ne pas « surestimer » la puissance de leur lampe. Cette réduction de puissance n'est jamais intégrée dans la puissance ou le temps d'exposition malgré un certain nombre de propositions dans le passé. Ce sont les LED de troisième génération et, plus particulièrement, ce sont leur faible encombrement et leur rapidité de réponse aux impulsions électriques reçues à partir des menus, qui ont permis de proposer et mettre sur le marché de nouvelles fonctions comme celle appelée autofocus. Le principe de

l'autofocus, mis au point et développé pour certaines lampes à LED de troisième génération comme la Mini LED AF® [18], a pour objectif d'apporter une réponse à la perte énergétique engendrée par cet éloignement naturel ou volontaire de la fibre par rapport à la surface du matériau à photopolymériser [8, 72].

L'autofocus de la lampe utilisée corrèle le temps de l'irradiation lumineuse en fonction de la mesure de la distance entre l'extrémité du guide optique et la surface du composite, comme l'autofocus d'un appareil photo corrèle la netteté de la prise de vue en fonction de la distance entre l'objectif et l'objet photographié (d'où le choix du mot « autofocus »). Il aurait aussi pu être choisi de corrélérer la puissance. S'il a existé un certain nombre d'essais cherchant à corrélérer la mesure de distance par les techniques dites de mesure de « temps de vol », elles ont été abandonnées face à la complexité de leur mise en œuvre.

Aujourd'hui, la corrélation ne se fait plus avec une mesure de la distance, mais avec une mesure de l'intensité réfléchie à la surface du composite. La lampe envoie un mince faisceau lumineux ou émet sa lumière de polymérisation à faible intensité (4 % dans la Mini LED AF®). Après avoir été réfléchi sur le composite, ce faisceau revient dans le guide, puis frappe la surface d'une cellule photodiode sélective (spécifique à la détection du rayon indicateur). Cette photodiode laisse passer plus ou moins de courant en fonction de l'intensité reçue ; cette information permet à un microcalculateur associé et calibré d'en déduire la distance en fonction de la mesure de la puissance réfléchie par le composite. Si cette puissance est faible, le temps est allongé et vice versa.

### Orientation optimale du rayonnement

Plus le temps d'irradiation est court, plus le positionnement du faisceau dans la bonne direction sur la surface du composite est important. Si on s'éloigne de l'axe optique de projection, la puissance reçue à la surface du matériau diminue. Il existe par conséquent deux types de réduction de la puissance :

- celui lié à l'éloignement de la source [73] ;
- celui lié à l'éloignement de l'axe optique et central de la lumière.

Un deuxième facteur peut donc influencer significativement la puissance du faisceau lumineux donc la polymérisation du composite : il s'agit de la divergence des rayons à la sortie du guide de lumière. Par ailleurs, plus on s'éloigne et plus la divergence est importante [45].

Il faut aussi savoir que la puissance réelle signalée d'une lampe est toujours mesurée dans une zone centrale bien circonscrite.

Le dentiste ne pouvant réellement voir où se situe cette zone au moment de la mise en fonction de sa lampe, compte tenu de la puissance éblouissante de la lampe sur une dent particulièrement brillante, il est apparu fondamental d'associer à cet autofocus l'indication de la zone optimale de puissance (donc de mesure) avant de lancer la polymérisation elle-même.

Pour ce faire, un cercle de visée rouge a été créé, appelé généralement fonction laser ou de visée, précédant l'émission de lumière bleue, visible. Il suffit au praticien de positionner ce cercle (de lumière, non polymérisant) au centre de la reconstitution avant de lancer la polymérisation pour être certain qu'il éclairera au bon endroit.

## ■ Approche clinique

Pour cette étude, nous avons eu à notre disposition, à la Faculté dentaire de Montpellier, la première lampe (prototype)

### “ Point fort

Les deux facteurs *autofocus* et *fonction laser* optimisent le temps et le positionnement spatial de la lumière en fonction de la distance entre la sortie du guide optique et le composite. Ce sont donc deux facteurs importants de la photopolymérisation.



Figure 4. Lampe LED autofocus (A, B).

- une élévation thermique minimale [18, 41] permettant une utilisation continue très longue (jusqu'à 200 coups de 10 s) ;
- un fonctionnement silencieux (pas de ventilateur) ;
- une batterie de grande capacité (250 coups de 10 s) et sans effet mémoire (3,6 V, 2 400 mA/h et Li-Ion) (autonomie importante et recharge en 2 heures) ;
- un petit format (26 cm × 2,4 cm, guide optique inclus), légèreté (160 g sans guide) et facilité d'utilisation (pas de fil).

## ■ Études de polymérisation

### Mesures du degré de polymérisation : méthode de calorimétrie différentielle à balayage (DSC)

Une des méthodes les plus performantes pour connaître l'efficacité d'une lampe à photopolymériser est la calorimétrie différentielle à balayage (DSC), modulée ou non. Celle-ci permet de mesurer le pourcentage réel de polymérisation des composites dentaires. La calorimétrie à balayage est une technique utilisée pour connaître le comportement du polymère s'il est chauffé. Elle sert plus exactement à étudier les transitions thermiques d'un polymère, c'est-à-dire les changements (liaisons chimiques) qui interviennent dans le polymère quand nous le chauffons.

Dans un appareil de DSC existent deux cellules, l'une vide ou avec le composite (polymère témoin) totalement polymérisé et l'autre renfermant le composite subissant l'action de polymérisation, c'est-à-dire, ici, l'action de la lumière.

Les deux composites (témoin et non polymérisé) sont placés sur des cupules renfermant un thermocouple relié à un ordinateur capable d'analyser la différence de comportement thermique entre l'échantillon témoin et l'échantillon photopolymérisé lorsque l'on chauffe les cellules à 10 °C/min. Le composite en cours de polymérisation absorbe de la chaleur pour polymériser, alors que le composite témoin reste inerte lors de cette élévation thermique. Mesurer la quantité de chaleur supplémentaire à fournir au composite en cours de polymérisation est ce qui est calculé lors d'une manipulation en DSC. Ces données sont de nature qualitative et quantitative sur les processus endothermiques ou exothermiques accompagnant la polymérisation du composite.

En dentisterie, l'échantillon témoin est irradié très longtemps (en considérant qu'il a atteint une polymérisation maximale) et les échantillons à mesurer sont irradiés avec différentes lampes à différents temps et différentes distances. La différence thermique mesurée correspond à l'apport qu'il faut faire à l'échantillon à mesurer pour atteindre le témoin totalement polymérisé. Cette quantité apportée par l'appareil de DSC au composite est donc le reflet, ou pourcentage exact, du manque de polymérisation. C'est la chaleur nécessaire pour former les doubles liaisons pouvant être, mais n'étant pas encore, saturées.

La Figure 6 montre qu'il a fallu faire un apport de 839 mJ à une lampe halogène pour atteindre ce stade de « polymérisation totale » après 20 s d'irradiation alors que 702 mJ ont été suffisants à la GC-e-Light® et 601 mJ à la Mini LED® pour atteindre le même stade.

### Analyse des résultats de l'étude

De nombreux tests et études ont été réalisés dans le laboratoire SEDR pour valider l'intérêt de l'autofocus de cette nouvelle lampe à LED. Les deux diagrammes présentés montrent l'efficacité de l'autofocus lorsque le guide lumineux est éloigné d'un composite de restauration directe. Pour cette étude, ont été utilisés différents matériaux composites de teinte A3 couramment employés en pratique quotidienne : le Z100® de 3M Espe, le Tétric EvoCéram® d'Ivoclar-Vivadent, le Charisma®

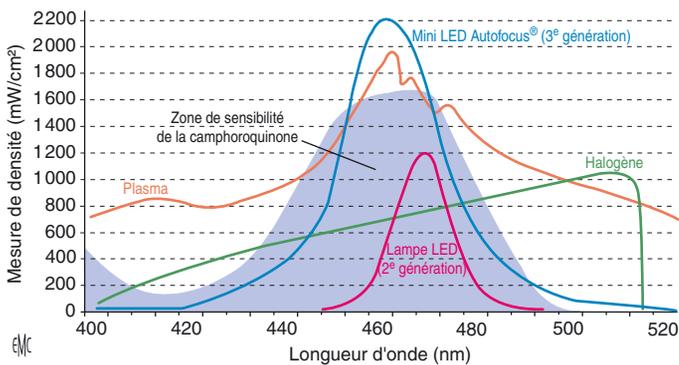
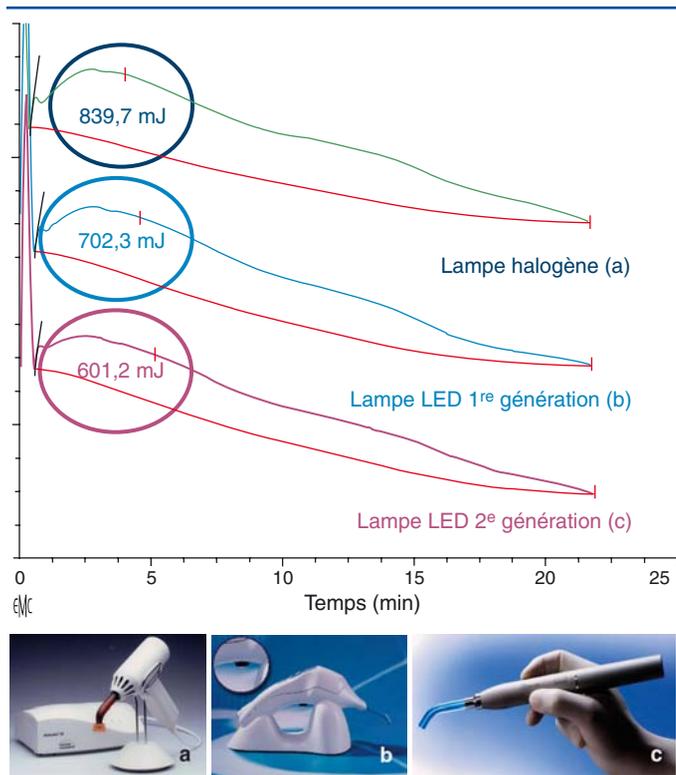


Figure 5. Spectre d'émission de la lampe Mini LED Autofocus® de Satelec.

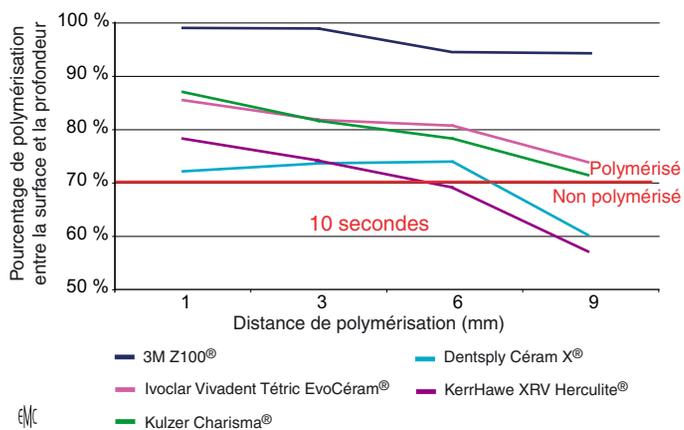
de troisième génération et avons réalisé de nombreux cas cliniques directs, mais aussi indirects, présentés dans cet article : la Mini LED Autofocus® (AF).

Cette lampe autofocus prototype (Fig. 4) est une lampe LED de troisième génération. Ses caractéristiques sont les suivantes :

- une puissance élevée de plus de 1000 mW (soit une densité allant de 2 200 à 3 000 mW/cm<sup>2</sup> sans facteur multiplicatif, c'est-à-dire une moyenne de densité puissance 2 500 mW/cm<sup>2</sup>) selon le guide optique utilisé (diamètre 7,5 mm ou 5,5 mm) ;
- un spectre centralisé à 450 nm afin de polymériser les composites à 400 et 480 nm (Fig. 5) : grâce à sa technologie, cette lampe utilise 100 % d'un spectre lumineux qui réduit les temps d'insolation, supprime les rayons dangereux (ultraviolets), et supprime les rayons caloriques (infrarouges) pour une polymérisation parfaite et durable ;
- une conception extrêmement simple, avec trois menus libres ou autorégulés par un autofocus modulant automatiquement le temps en fonction de l'énergie reçue par le composite :
  - menu polymérisation rapide (en moyenne 8 s à pleine puissance) ;
  - menu polymérisation progressive (10 s de 0 à 100 % et 10 s à pleine puissance) [62] ;
  - menu pulsé (10 fois 1 s) [74] ;



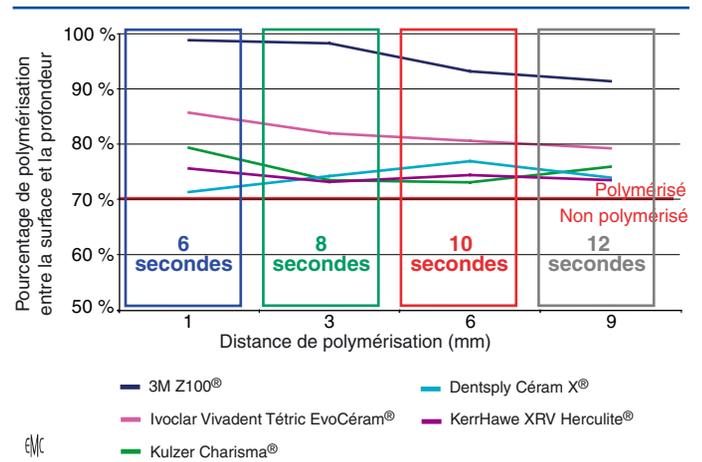
**Figure 6.** Calorimétrie différentielle à balayage (DSC) et différentes lampes.



**Figure 7.** Mini LED Autofocus® en mode *fast cure* sans autofocus (10 s). Pourcentage de polymérisation entre la surface (0 mm) et la profondeur (2 mm) en fonction de l'éloignement de la polymérisation (de 1 à 9 mm).

d'Heraeus Kulzer, le CéramX® de Dentsply et le XRV Herculite® de Kerr. Deux lampes à LED ont servi pour insoler les différents matériaux composites : la Mini LED® avec le mode rapide de 10 s et le prototype Mini LED AF® avec le mode rapide associé à l'autofocus. Les résines composites ont été polymérisées dans des moules plastiques et nous avons mesuré la dureté Knoop 0,025 en surface et à la profondeur de 2 mm tout en éloignant le guide lumineux des deux lampes (1, 3, 6 et 9 mm). Les résultats montrent une polymérisation suffisante et correcte avec l'autofocus lorsqu'on s'éloigne de plus de 5 mm.

Avec l'autofocus, le temps est augmenté automatiquement ; cela a pour effet d'envoyer un flux lumineux plus important et suffisant, et donc d'augmenter et de garantir la polymérisation intrinsèque du matériau composite même avec un éloignement du guide lumineux de 9 mm. Sans l'autofocus, si on n'augmente pas le temps, la polymérisation sera insuffisante à partir de 5 à 6 mm d'éloignement (Fig. 7, 8).



**Figure 8.** Mini LED Autofocus® en mode *fast cure* avec autofocus. Pourcentage de polymérisation entre la surface (0 mm) et la profondeur (2 mm) en fonction de l'éloignement de la polymérisation (de 1 à 9 mm).

## ■ Cas cliniques réalisés avec cette nouvelle technologie

Pour montrer l'importance et l'intérêt de cette technologie autofocus, il est important de faire de nouveau certains rappels cliniques concernant les techniques de montage du matériau, mais aussi concernant le positionnement et la distance du guide lumineux par rapport au matériau.

La stratification est une technique de mise en place d'un matériau composite par apport d'incrément successifs, permettant d'utiliser différentes couleurs et consistances pour améliorer la qualité fonctionnelle et esthétique finale de la restauration. De nombreuses études ont préconisé l'utilisation de la technique dite de stratification, par opposition à la technique de montage en bloc [11, 63, 64]. La technique de stratification « couche par couche » diminuerait les effets de la rétraction de prise et procurerait une meilleure polymérisation dans l'épaisseur du matériau. Elle peut également réduire le rapport de surface collée et de surface non collée (selon le facteur cavitaire, ou facteur C) ; l'effet est une baisse de stress, donc une diminution de la rétraction, surtout si on utilise du composite fluide [55, 72]. La stratification permet une manipulation aisée, une meilleure modélisation (*composite-up* ou technique des boules) et surtout une meilleure profondeur de polymérisation par une insolation successive des différentes couches en profondeur [5, 15].

### “ Point fort

La stratification est une technique de mise en place d'un matériau composite par apport d'incrément successifs, permettant d'utiliser différentes couleurs et consistances, pour améliorer la qualité fonctionnelle et esthétique finale de la restauration.

La durée d'irradiation est un facteur important dans la photopolymérisation ; il est évident qu'en parallèle, l'intensité de la lumière doit être suffisante afin d'exciter les photo-initiateurs présents dans la composition d'un matériau composite.

Yap et Seneviratne [17] ont démontré qu'une polymérisation efficace à 2 mm d'épaisseur ne pouvait pas être accomplie à 200 mW/cm<sup>2</sup>. Il fallait au minimum 120 s à 300 mW/cm<sup>2</sup>. Trente secondes étaient requises pour une polymérisation

efficace dans les mêmes conditions pour une intensité de 500 à 600 mW/cm<sup>2</sup>, ce qui est plus acceptable, mais toutefois cliniquement long.

Il faut souligner aussi que le temps d'exposition doit être augmenté dans les cas suivants :

- utilisation de teintes plus foncées ou opaques ;
- insolation à travers des barrières comme les structures dentaires ou des céramiques (techniques indirectes) dans certaines limites cliniques ; des matériaux de collage duaux, ou même autopolymérisables, sont plus souvent préconisés [71] ;
- pour compenser une baisse modérée de l'intensité de la lampe halogène. Pour les lampes LED de deuxième 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 [12, 20, 21, 24, 56, 75].

Bien que de nombreuses études aient démontré qu'une baisse de l'intensité d'une lampe à polymériser pouvait être compensée par une augmentation du temps de polymérisation, il existe des limites à de telles affirmations cliniques. 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 [39, 49, 76].

Néanmoins, des temps d'insolation trop longs ne sont plus acceptables dans la pratique quotidienne. Outre la longueur du protocole opératoire, le risque est également d'induire une augmentation de la température pulpaire et des dommages irréversibles à la dent avec les technologies halogène et plasma [36, 41].

La perte d'intensité lumineuse suit une loi proportionnelle au 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 [13, 49, 58]. Malgré les résultats des recherches qui varient, la signification clinique est que l'intensité lumineuse diminue rapidement quand la distance de l'embout à la surface du composite augmente [21, 22, 38, 71].

Des études ont montré des réductions allant de 30 % à 50 % pour différentes lampes à polymériser, découlant d'une augmentation de la distance de 2 mm à 10 mm. Prati et al. [77] ont déclaré que chaque millimètre d'éloignement de la restauration correspondait à une réduction approximative de 10 %. Pires et al. [68] montrent 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/cm<sup>2</sup> était réduite à 200 mW/cm<sup>2</sup> à une distance de 6 mm pour diminuer encore à 100 mW/cm<sup>2</sup> à 12 mm du composite, donc insuffisante pour une bonne polymérisation [69].

Toutes ces études, ainsi que la logique clinique, démontrent, d'une part, que la distance doit toujours être maintenue la plus faible possible, ne dépassant pas les 4-5 mm si possible, et, d'autre part, que le temps d'exposition doit être augmenté quand on s'éloigne de la surface afin de maximiser la polymérisation de la résine. Cliniquement, la distance idéale de la source lumineuse à la surface du composite est de 1 mm et la sortie optique doit être positionnée si possible à 90° de la surface [53, 55].

La distance peut être cependant une préoccupation clinique, même la lampe est placée contre la dent. Cette situation peut être rencontrée dans la restauration des cavités de classe II quand un incrément cervical 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 %) [21, 43, 49].

Prati et al. [77] ont extrapolé leurs résultats à cette situation clinique particulière ou ont essayé de polymériser une couche de 2 mm de composite située au niveau du plancher d'une boîte proximale de 8 mm de hauteur à l'aide d'une lampe émettant à 300 mW/cm<sup>2</sup>. D'abord, selon ces auteurs, l'intensité de la lampe est diminuée de moitié avant d'atteindre la surface

du matériau. Ensuite, les 150 mW/cm<sup>2</sup> restants sont réduits à 40 mW/cm<sup>2</sup> en traversant le premier millimètre du composite. Finalement, seulement 13 mW/cm<sup>2</sup>, soit une réduction de 96 % de l'intensité initiale, parvient 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/cm<sup>2</sup> est, dans ce cas, salutaire. Pour de nombreux appareils, une intensité minimale de 600 mW/cm<sup>2</sup> est nécessaire pour s'assurer qu'une intensité adéquate atteigne cette couche juxtagingivale de la boîte proximale [24, 55, 61]. Des artifices tels que les matrices transparentes, les cônes lumineux ou les coins interdentaires transparents ne peuvent pas résoudre 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 ; mais, réellement cela n'apporte pas une polymérisation supplémentaire [20, 63-65, 71].

## Discussion

Actuellement, avec les lampes LED de deuxième génération qui ont des puissances supérieures aux lampes halogènes classiques, des temps de 10 à 20 s peuvent être préconisés et les résultats obtenus en dureté sont excellents à 2 mm de profondeur [42, 45, 78]. Cliniquement, les restaurations composites sont plus faciles à réaliser avec des temps de mise en œuvre corrects, surtout sachant que le champ opératoire en pratique libérale est rarement mis. La lampe Mini LED Autofocus® répond aux techniques de montage du matériau composite et est en corrélation avec la littérature (temps/puissance/stabilité). Il est évident qu'il convient de toujours tenir compte du facteur cavitaire, de respecter des couches de composite de 2 mm d'épaisseur et les protocoles cliniques de la dentisterie adhésive [55, 61, 70].

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. Du fait de la très faible polymérisation latérale de la surface couverte par la sortie du guide lumineux, le positionnement stable du guide lumineux perpendiculairement à la surface est important ; ceci est d'autant plus important quand le diamètre du guide approche le diamètre de la cavité.

### “ Point fort

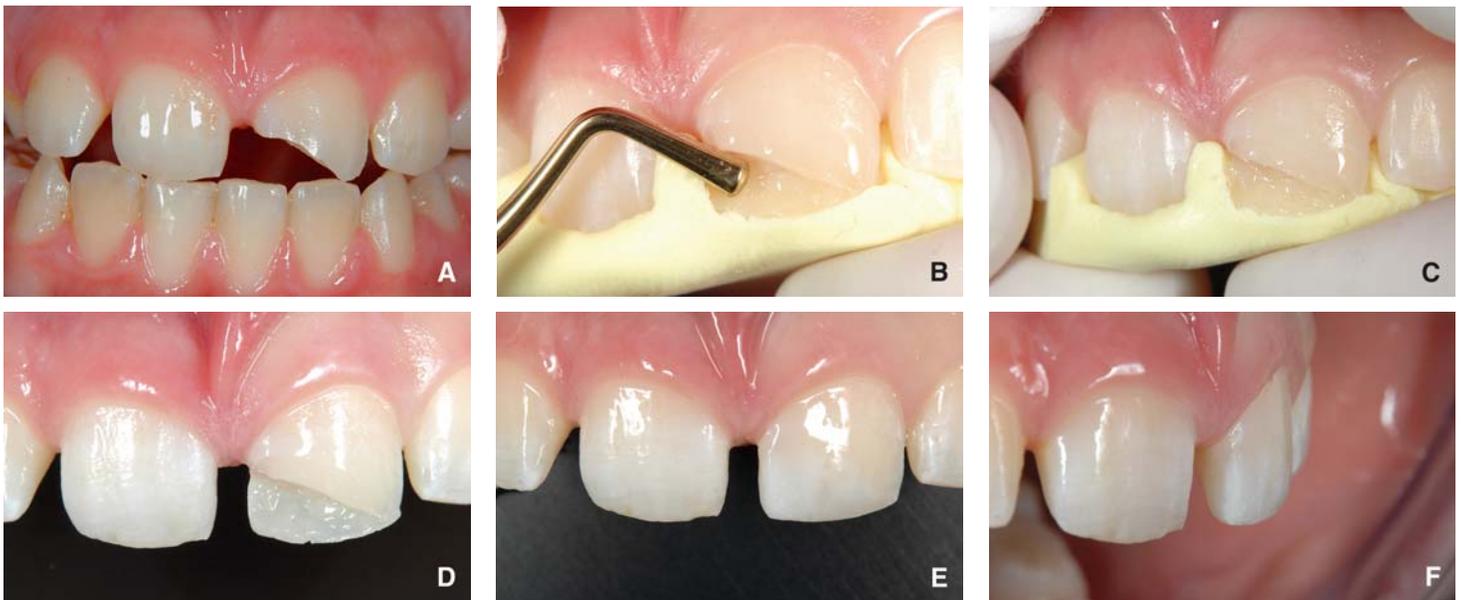
L'autofocus permet l'optimisation du temps de polymérisation, une qualité de polymérisation constante grâce au correcteur de positionnement entre le guide optique et le site clinique. La lampe calcule automatiquement et en temps réel au cours de l'acte clinique le temps nécessaire à une polymérisation parfaite, ce qui très important quant à la pérennité des restaurations adhésives.

Le cercle de visée laser associé à l'autofocus permet de visualiser et de contrôler la zone lumineuse où la puissance est maximale. En effet, disposer d'un maximum d'énergie sans maîtriser l'orientation de sa lampe fait perdre en moyenne 50 % d'efficacité au clinicien.

## Cas cliniques antérieurs

### Traitement d'une fracture coronaire (Fig. 9)

Le principe de la technique de stratification, proposé par un praticien italien, Vanini, consiste à remplacer les tissus manquants par des appositions successives en strates ou couches de



**Figure 9.** Restauration composite (Céram X duo® de Dentsply Detrey).

- A.** Cas préopératoire.  
**B, C.** Stratification guidée.  
**D.** Mur palatin (composite E2).  
**E, F.** Cas postopératoire.

différentes masses de composite. À l'origine, les matériaux ne possédant pas les propriétés optiques requises, plusieurs matériaux étaient utilisés pour recréer les propriétés de l'émail et de la dentine. Une amélioration des qualités optiques des composites, optimisant leur rendu esthétique par similitude avec les tissus naturels de la dent, a abouti à une simplification de la technique. Le principe avait été proposé par Dietschi, dès 1995 ; il nécessite alors une seule masse de composite pour l'émail et une seule pour la dentine (différentes saturations).

L'évolution s'est donc faite à partir d'une stratification « anatomique », avec des matériaux inadaptes (opacité, translucidité, opalescence et fluorescence, différentes de celles des tissus dentaires naturels), vers une stratification dite « naturelle », avec des composites spécifiques (fabriqués pour la stratification), grâce à l'amélioration de leurs qualités optiques.

Dans le cas des techniques adhésives en technique directe, seules les méthodes de stratification couche par couche peuvent prétendre à un résultat final esthétique, biologique et fonctionnel [11, 76]. En effet, ces méthodes de stratification permettent d'obtenir, contrairement à la méthode de restauration classique par des composites traditionnels, un contrôle de la contraction de polymérisation par une mise en place spécifique de fines couches de composite (1 à 1,5 mm) et une photopolymérisation individuelle de chaque incrément, et non pas une photopolymérisation unique d'une importante masse de composite. Cela permet donc de compenser en partie les effets de la contraction de polymérisation [52]. Des résultats fiables, prédictibles et reproductibles sont ainsi associés à une esthétique et un naturel de la restauration finale [76].

Pour la restauration d'angle faisant suite à une fracture (Fig. 9A), le protocole clinique a été le suivant :

- lors de la première séance, une *examen clinique et radiologique* est réalisé pour écarter toute effraction de corne pulpaire, de mortalité pulpaire de la dent et évaluer l'importance de la perte de substance. La réalisation d'une *clé en silicone palatine* (après réalisation de l'empreinte et d'un *wax-up*) permet le montage guidé du mur palatin et facilite ainsi le positionnement dans l'espace de la future restauration (pratiquement pas de retouches occlusales) ;
- lors de la deuxième séance clinique, un nettoyage de la dent avec de la ponce et de l'eau est effectué, ainsi qu'une *analyse préliminaire* de la morphologie générale de la dent, du type de bord libre, des macro- et microreliefs ainsi que des caractéristiques spécifiques à la nature de la dent ou à son âge. Le *choix*

*de la teinte* est réalisé ; pour le cas clinique, il s'agit de la teinte A3 (Céram X duo® : E2 associée à D3). Après une anesthésie, la préparation d'un large biseau ou chanfrein périphérique sous spray est réalisée. L'essayage de la clé en silicone se fait avant les procédures de collage. Le système adhésif unidose avec conditionnement acide des tissus dentaires (Prime&Bond NT® Dentsply Detrey) a été utilisé pour avoir un bon collage (mastication et occlusion) :

- mordançage amérodentinaire à l'acide phosphorique 37 % (le gel de mordançage est placé sur l'émail, au bout de 15 s, on en étale sur la surface dentinaire pour 15 s supplémentaires),
- rinçage abondant pendant au moins 15 à 30 s et séchage (sans assécher, ni déshydrater la dentine),
- application de l'adhésif, que l'on laisse pénétrer pendant 15 à 20 s en massant les tissus dentaires, puis application d'un léger jet d'air pour éliminer le solvant,
- puis photopolymérisation en mode progressif avec la lampe Mini LED AF®.

L'insertion du composite émail palatin E2 se fait par l'intermédiaire de la clé en silicone (Fig. 9B, C, D) en couche fine selon le protocole de stratification guidée ; la photopolymérisation de la couche d'émail palatin en mode rapide AF (10 s), le facteur C étant favorable. La photopolymérisation suite au montage du mur palatin s'effectue d'abord par la face vestibulaire en maintenant la clé en silicone, puis en palatin après avoir retiré la clé ; une mise en place de la couche de composite « dentine » D3 (morphologie interne) est réalisée, puis polymérisée en mode rapide AF (10 s). L'insertion du composite émail vestibulaire E2 (morphologie externe : macrogéographies) est ensuite effectuée et polymérisée en mode rapide AF (10 s). Le dégrossissage, la microgéographie, la finition et le polissage sont réalisés pour obtenir un résultat final correct (Fig. 9E, F) après un contrôle rigoureux de l'occlusion. L'enregistrement au papier d'occlusion des trajets du guide incisif antérieur et des latéralités permet un réglage précis des reconstructions et assure ainsi leur pérennité.

### Remplacement d'anciennes restaurations composites

Dans le cas clinique présenté (Fig. 10A), la technique de stratification guidée a été utilisée. La technique de restauration composite directe est celle qui est la plus indiquée pour le



**Figure 10.** Restauration composite (Tétric EvoCéram® Ivoclar Vivadent).  
**A.** Cas préopératoire.  
**B.** Préparation.  
**C.** Système adhésif (Excite®).  
**D.** Photopolymérisation LED.  
**E.** Composite Tétric EvoCéram®.  
**F.** Photopolymérisation LED.  
**G, H.** Cas postopératoire.

remplacement des anciennes restaurations antérieures. Il s'agit d'une jeune femme de 23 ans. Les deux incisives centrales présentent des restaurations inadaptées et inesthétiques, leur donnant un aspect grisâtre. Il est décidé de remplacer les restaurations et d'utiliser le matériau Tétric EvoCéram® en technique directe par stratification associé au système adhésif Excite DSC® [4, 28, 40]. Lors de la première séance clinique, une empreinte est prise. Un *wax-up* réalisé sert de projet esthétique et permet de réaliser les clés en silicone pour la stratification guidée (une clé silicone servant de guide pour la reconstitution des faces palatines et une autre comme guide de stratification).

Après la prise de teinte, les étapes de préparation de la dent sont effectuées sous champ opératoire (Fig. 10B) ; les anciennes restaurations sont déposées et un biseau périphérique est réalisé sur tout le pourtour de la préparation. Après l'étape de préparation, le conditionnement de la dent est réalisé. Après l'utilisation du gel de mordantage acide suivi d'un rinçage soigné, le système adhésif Excite DSC® est appliqué sur la dentine et l'émail en prenant soin de séparer les dents par des strips transparents. L'adhésif a été polymérisé en mode progressif avec la lampe Mini LED AF® ; cela permet de polymériser de façon douce le système adhésif et d'éviter une rétraction trop rapide qui pourrait générer des défauts d'étanchéité et des sensibilités postopératoires [10, 11, 73] (Fig. 10C, D). Pour la stratification simplifiée, le composite Tétric EvoCéram® a été utilisé. Les différentes couches de composite (émail, dentine et émail) ont

été polymérisées pendant 6 s en mode rapide (facteur C favorable et couches très fines) avec la Mini LED AF® (Fig. 10E, F).

Le montage se fait par petites couches, en évitant les excès grâce aux différents contrôles d'épaisseur de composite avec la clé guide de stratification et en respectant les formes anatomiques pour avoir un bon résultat esthétique final (Fig. 10G, H). Une photopolymérisation LED finale est réalisée en mode « pleine puissance » (10 s au niveau de la face vestibulaire et 10 s au niveau de la face palatine) en associant la visée laser au système autofocus. Un bon polissage final est réalisé.

### Cas clinique postérieur

Dans le cas clinique postérieur (Fig. 11), la technique de stratification simplifiée Céram X Mono® avec le système adhésif Xeno III® unidose (Dentsply Detrey) a été choisie en utilisant la lampe Mini LED AF® pour polymériser l'adhésif et les différentes couches de composite. Il s'agit d'une jeune personne de 25 ans. Sa première molaire inférieure gauche présente une reprise de carie sous une ancienne restauration composite et des infiltrations au niveau de l'interface de cette restauration (Fig. 11A). Pour remplacer cette restauration, le matériau Céram X Mono® est utilisé en technique directe ; ce système Céram X Mono® est une solution thérapeutique simple et facile à utiliser, car il existe sept teintes d'opacité intermédiaire comparables aux composites traditionnels.



**Figure 11.** Restauration composite postérieure (Céram X Mono® de Dentsply Detrey).

- A.** Cas préopératoire.
- B.** Préparation.
- C.** Système adhésif (Xeno III®).
- D.** Photopolymérisation LED.
- E.** Mur proximal en Céram X Mono®.
- F.** Photopolymérisation LED.
- G, H.** Cas postopératoire.

Après la prise de teinte, les étapes de préparation de la dent sont effectuées selon les principes de la dentisterie adhésive (Fig. 11B). L'ancienne restauration composite est déposée sous spray à la turbine ; ensuite, pour éliminer totalement la lésion carieuse, le contre-angle est utilisé avec des fraises boules carbure de tungstène. La forme de la cavité est arrondie sans angles droits ; les limites de préparation sont nettes et sans biseau ; l'utilisation du champ opératoire est essentielle pour réaliser une bonne procédure de collage à l'abri de la salive [9, 13, 15, 28].

Après l'étape de préparation, le conditionnement de la dent est réalisé avec l'adhésif automordant Xeno III® de Dentsply unidose car il permet de simplifier la mise en œuvre opératoire en réduisant le nombre d'étapes à réaliser. Ce type de système adhésif est utilisé parce que les surfaces dentinaires sont importantes ; il entraîne une très nette diminution des sensibilités postopératoires en effectuant simultanément les fonctions de gel de mordantage acide, de primer et d'adhésif sur la dentine et l'émail. L'adhésif a été polymérisé en mode progressif avec la lampe Mini LED AF® [6] (Fig. 11C, D).

Pour la stratification simplifiée, nous utilisons pour la restauration le composite Céram X Mono®. Les différentes couches de composite ont été polymérisées en mode progressif avec cette lampe LED de troisième génération en associant la visée laser à l'autofocus (facteur C défavorable et couches profondes dans la boîte proximale). Dans un premier temps, le composite Céram X Mono® est monté en couches fines et obliques pour reconstituer le mur proximal (Fig. 11E, F).

Pour le noyau de dentine, le composite de teinte Céram X Mono® M5 est utilisé. Pour accentuer l'anatomie interne et donner une profondeur à la restauration, un apport de composite de teinte Céram X Mono® M3 est situé en couche intermédiaire. Le montage occlusal est ensuite réalisé à l'aide de la teinte Céram X Mono® M2. Son apport se fait par différentes petites boules de composite reconstituant les différentes cuspides pour avoir un bon résultat morphologique et esthétique final (Fig. 11G, H).

Une photopolymérisation LED finale est faite en mode « pleine puissance » (6 s au niveau de la face occlusale et 12 s au niveau des faces vestibulaire et linguale).



**Figure 12.** Facette céramique collée avec Variolink II® Ivoclar Vivadent.  
**A.** Cas initial.  
**B.** Préparation.  
**C.** Facette collée en place.  
**D.** Facette collée (vue proximale).

### Cas clinique antérieur indirect (Fig. 12)

Pour les restaurations indirectes collées, la lampe doit être suffisamment puissante pour pouvoir polymériser à travers le matériau céramique. Mais, il est impératif d'utiliser des systèmes adhésifs et des matériaux de collage à polymérisation duale. Pour les facettes céramiques, même si leur épaisseur sont inférieures à 1,5 mm, le faisceau lumineux a du mal à passer à travers le matériau surtout si des céramiques opaques sont nécessaires pour masquer des dyschromies, par exemple. Il faut donc utiliser des puissances plus élevées associées à des temps plus longs. En revanche, il est nécessaire d'utiliser le mode progressif lors des premières insulations pour éviter une polymérisation trop brutale. Pour ce cas clinique de fracture d'une ancienne restauration (Fig. 12A), une préparation supragingivale a été réalisée avec un retour palatin (Fig. 12B). Pour le collage de la céramique feldspathique nous avons utilisé le système adhésif Excite DSC®, donc dual, associé au composite de collage Variolink II®, lui aussi dual. Pour la restauration indirecte collée présentée (Fig. 12C, D), le protocole clinique a été le suivant :

- consultation :
  - examen clinique et radiologique,
  - analyse préliminaire de la morphologie générale de la dent, du type de bord libre, du macro- et microrelief ainsi que des caractéristiques spécifiques à la nature de la dent ou à son âge,
  - choix de la teinte,
  - prise des empreintes ;
- première séance clinique :
  - réalisation de guides en silicone (*wax-up*), un servant pour la réalisation de la facette provisoire et un autre pour la visualisation de l'épaisseur lors de la préparation,
  - anesthésie,
  - nettoyage de la dent avec de la ponce et de l'eau,
  - choix de la teinte,
  - préparation de la dent sous spray avec contrôle de l'épaisseur par la clé guide,
  - confirmation de la teinte,
  - provisoire,
  - empreinte ;
- deuxième séance clinique :
  - anesthésie,

- provisoire enlevée et nettoyage de la dent avec de la ponce et de l'eau,
- essai de la facette céramique contrôles des points de contact mais pas de l'occlusion,
- procédure de collage : utilisation du système adhésif dual avec conditionnement acide des tissus dentaires (Excite DSC®) associé au composite de collage dual (Variolink II®),
- préparation de l'intrados de la facette céramique : mordantage à l'acide fluorhydrique, rinçage abondant pendant au moins 15 à 30 s, séchage et neutralisation de l'acide, application du silane puis de l'adhésif,
- préparation de la dent : mordantage amérodentinaire à l'acide phosphorique 37 %, rinçage abondant pendant au moins 15 à 30 s, séchage (sans assécher, ni déshydrater la dentine), application de l'adhésif, que l'on laisse pénétrer pendant 15 à 20 s tout en frottant, puis on applique un léger jet d'air pour éliminer le solvant,
- mise en place du composite de collage dual dans l'intrados de la facette et positionnement sur la dent. Élimination des excès avec le fil dentaire et des pinceaux en maintenant la facette en place,
- photopolymérisation en mode pulsé avec la lampe Mini LED AF® (trois flashes pour figer le composite), excès enlevés,
- photopolymérisation finale en mode progressif avec la lampe Mini LED AF® avec la visée laser,
- contrôle de l'occlusion.

La restauration collée (Fig. 12C, D) permet une bonne intégration fonctionnelle, parodontale et esthétique.

### Cas clinique postérieur indirect

Pour les restaurations indirectes collées postérieures, la lampe doit être suffisamment puissante pour pouvoir polymériser à travers le matériau céramique ou composite qui présente des épaisseurs plus importantes et minimales de 2 mm. Il est donc très difficile de faire une simple photopolymérisation, vu l'épaisseur des *onlays* ou autres restaurations indirectes collées ; le faisceau lumineux a en effet des difficultés à passer à travers le matériau, surtout si des céramiques ou composites opaques



**Figure 13.** Couronne type monobloc collée avec Variolink II® Ivoclar Vivadent.

- A.** Cas initial.  
**B.** Ancienne restauration amalgame déposée.  
**C.** Mise en place de composite fluide dans les contre-dépouilles.  
**D.** Wax-up.  
**E.** Restauration provisoire.  
**F.** Couronne type monobloc sur modèle.  
**G.** Vue générale de la restauration céramique.  
**H.** Intrados de l'endocouronne céramique.  
**I.** Restauration collée : vue palatine.  
**J.** Restauration collée : vue occlusale.

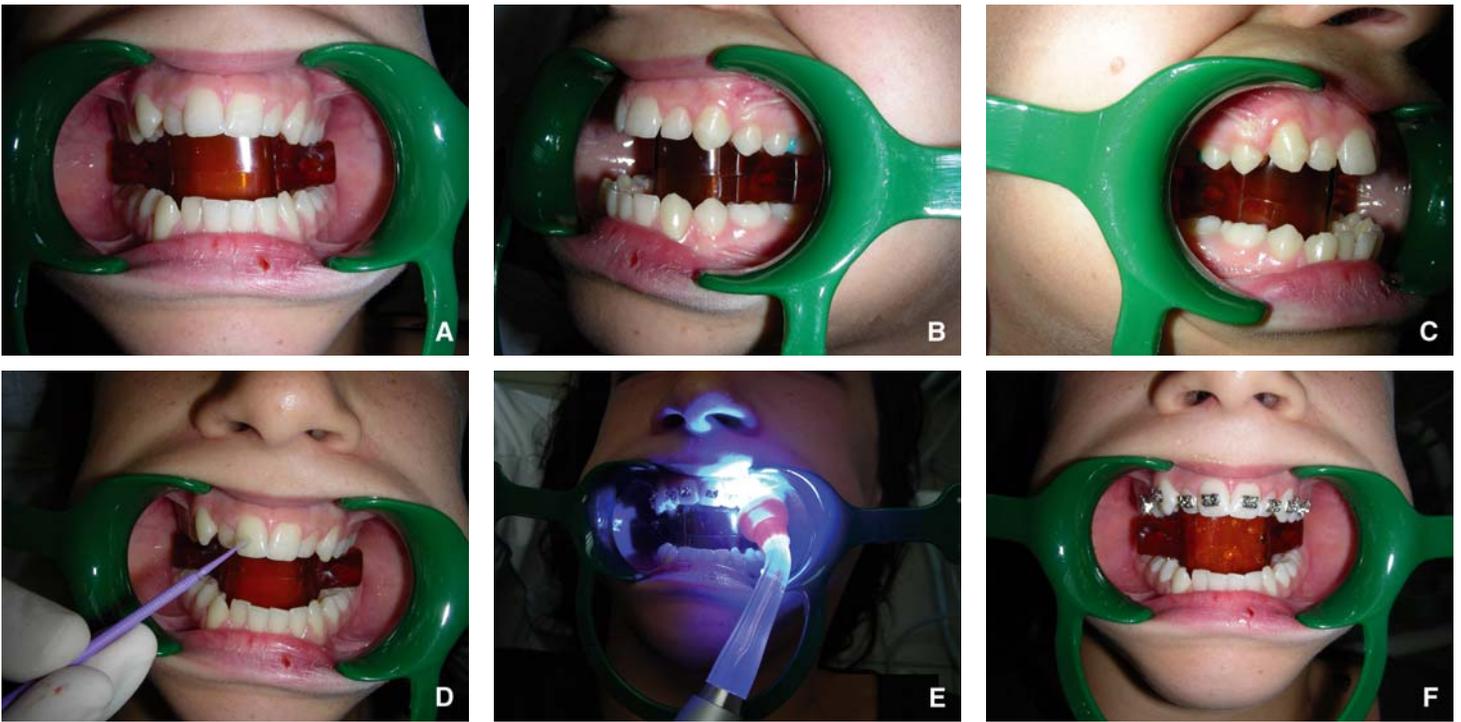
sont nécessaires pour masquer des dyschromies ou si des endocouronnes sont réalisées, par exemple, comme dans le cas clinique présenté. Il faut donc utiliser des systèmes adhésifs et des matériaux de collage à polymérisation duale.

Pour le cas clinique de restauration d'une dent dépulpée (Fig. 13), le choix a été de mettre en place une endocouronne (limites supragingivales) et ainsi d'éviter une reconstitution coronoradiculaire, très difficile à réaliser pour ce cas. En effet, la dent étant très endommagée, une technique traditionnelle aurait entraîné un délabrement important lors de la préparation

périphérique avec des limites sous-gingivales importantes. Pour le collage de cette céramique, le système adhésif Excite DSC®, donc dual, associé au composite de collage Variolink II®t, lui aussi dual, a été utilisé.

Pour la restauration indirecte collée présentée type Monobloc® (Fig. 13), le protocole clinique a été le suivant :

- consultation :
  - examen clinique et radiologique (Fig. 13A),
  - analyse préliminaire de la morphologie et de l'occlusion,
  - choix de la teinte,



**Figure 14.** Traitement multibague maxillaire.

- A.** Cas initial vue de face.  
**B.** Cas initial vue de profil gauche.  
**C.** Cas initial vue de profil droit.  
**D.** Application du primer automordançant Transbond® Plus de 3M Espe.  
**E.** Photopolymérisation de l'adhésif Transbond® XT de 3M Espe pour une attache avec la Mini LED AF® de Satelec en mode rapide.  
**F.** Cas final des bagues maxillaires collées.

- empreintes prises pour réaliser un *wax-up* et une étude occlusale ;
- première séance clinique :
  - réalisation d'un guide en silicone d'après le *wax-up* (Fig. 13D) pour la réalisation de la restauration provisoire, qui permet de visualiser l'épaisseur de la future restauration (minimum 2 mm pour la céramique),
  - dépose de l'ancienne restauration amalgame (Fig. 13B) et comblement des contre-dépouilles avec du composite fluide après traitement adhésif (Fig. 13C),
  - photopolymérisation de ce composite en mode progressif avec la lampe Mini LED AF® avec la visée laser,
  - préparation de la dent sous spray,
  - réalisation de la couronne type Monobloc® provisoire qui préfigure la future restauration,
  - empreinte,
  - scellement de la restauration provisoire (Fig. 13E) ;
- deuxième séance clinique :
  - dépose de la couronne type Monobloc® provisoire et nettoyage de la dent avec de la ponce et de l'eau,
  - essai de la couronne type Monobloc® (Fig. 13F, G, H), pour les contrôles des points de contact et des limites, mais pas de l'occlusion,
  - procédure de collage : le système adhésif dual avec conditionnement acide des tissus dentaires (Excite DSC®) associé au composite de collage dual (Variolink II®) a été utilisé ; les procédures sont les mêmes que pour le cas précédent indirect avec la préparation de l'intrados de la couronne type Monobloc® céramique et la préparation de la dent,
  - mise en place du composite de collage dual dans l'intrados de la couronne type Monobloc® et positionnement sur la dent. Élimination des excès avec le fil dentaire et des pinceaux en maintenant la restauration indirecte en place,
  - photopolymérisation en mode pulsé avec la lampe Mini LED AF® (trois à cinq flashes pour figer le composite), excès enlevés,

- photopolymérisation en mode progressif avec la lampe Mini LED AF®,
- contrôle de l'occlusion,
- photopolymérisation finale en mode pleine puissance avec la lampe Mini LED AF® et résultat final (Fig. 13I, J).

## Cas clinique d'orthopédie dentofaciale

Un jeune patient se présente en consultation spécialisée d'orthopédie dentofaciale. Il présente au diagnostic une classe squelettique I avec une typologie divergente ; du point de vue alvéolodentaire. Cet enfant a une classe II canines et molaires, une proalvéolie inférieure et une légère dysharmonie dento-maxillaire (Fig. 14A, B, C).

Un traitement multibagues bimaxillaire est proposé pour un alignement, un nivellement et une correction de la denture par traction intermaxillaire de classe II.

La pose des bagues se fait de la façon suivante (Fig. 14) :

- nettoyage des dents avec une brosette mécanique et de la ponce ;
- rinçage à l'eau et préparation de l'émail : le séchage ne doit pas être excessif. Il suffit d'enlever les excès d'eau sans sécher la surface d'émail ;
- mise en place du système adhésif : tout d'abord un primer automordançant est employé (Transbond® Plus Self Etching Primer de 3M). Il se présente sous forme de blister avec trois réservoirs. Il est nécessaire de tenir l'étui de l'applicateur jetable dans une main ; avec le pouce et l'index de l'autre main, il faut comprimer le liquide jusqu'à ce qu'il sorte complètement du réservoir noir dans le réservoir blanc. L'emballage doit être alors plié (réservoir noir se situant sur le blanc). À partir de cet instant, le liquide doit être comprimé sans appuyer de façon excessive pour le faire passer dans le troisième réservoir, violet. L'applicateur doit mélanger pendant 5 s les différents liquides pour avoir un produit homogène de couleur jaune clair. Ce produit est ensuite appliqué sur l'émail en frottant avec une légère pression

pendant un minimum de 3 à 5 s par dent. Pour avoir une bonne préparation de la dent, il faut ensuite envoyer un jet d'air modéré pendant 1 à 2 s (Fig. 14D) ;

- mise en place des attaches sur chaque dent et photopolymérisation : le collage doit être effectué ensuite et se fait dent par dent. L'adhésif orthodontique photopolymérisable (Transbond® XT de 3M) est mis en place dans l'intrados ou la base de l'attache. L'attache doit être placée ensuite sur la dent dans la position définie avec une forte pression, les excès d'adhésif étant retirés délicatement autour de la base de l'attache en évitant qu'elle ne bouge. La photopolymérisation est ensuite réalisée ; le facteur C étant favorable, une insolation avec le mode rapide est utilisée (6 s par attache) (Fig. 14E) ;
- les attaches maxillaires étant positionnées (Fig. 14F), une mise en place de l'arc dans les gorges sera réalisée ainsi qu'une mise en place des ligatures.

## ■ Conclusion

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 [16, 26-29]. De nombreuses situations cliniques peuvent être traitées par cette technologie dans la pratique quotidienne, tout en respectant les principes de la dentisterie adhésive [36, 46]. Celle-ci présente de nombreux avantages (préparations à minima, esthétique, biocompatibilité, etc.), mais aussi de nombreux inconvénients (mise en œuvre délicate, protocoles stricts, polymérisation difficile dans certaines situations cliniques et en profondeur, etc.)

Les lampes à LED de troisième génération sont une véritable révolution car, en plus d'égaliser les meilleures lampes à photopolymériser halogènes, plasmiques ou à LED, elles offrent des moyens cliniques totalement innovants. La lampe à LED de troisième génération semble supérieure à celles de toutes les générations antérieures. Le clinicien peut adapter le mode d'irradiation soit au matériau, soit à la technique, en ayant une seule lampe. En plus de ces données exceptionnelles, des fonctions uniques et caractéristiques de cette troisième génération permettent de diminuer les inconvénients rencontrés lors des réalisations cliniques et donc d'obtenir des restaurations pérennes et de meilleure qualité.

Actuellement, il est important que le praticien puisse choisir lui-même la technique et les lampes qui lui semblent les mieux appropriées. Pour la réalisation des cas cliniques et les études in vitro, nous avons utilisé la lampe Mini LED AF®, concept reconnu par les instances professionnelles.



## ■ Références

- [1] Duret F, Pelissier B, Crevassol B. Mise au point sur la lampe à polymérisation ultra-rapide plasmique : bilan après 6 ans et mode d'emploi. *Inf Dent* 1999;**81**(44):3547-58.
- [2] Duret F, Pelissier B, Moyen O. Features of plasma arc curing in orthodontics. *Rev Orthop Dento Faciale* 2000;**34**:525-38.
- [3] Emami N, Soderholm KJ, Berglund LA. Effect of light power density variations on bulk curing properties of dental composites. *J Dent* 2003;**31**:189-96.
- [4] Pelissier B, Tramini P, Castany E, Duret F. Restauration cosmétique directe par stratification et polymérisation rapide plasmique : approche clinique. *Chir Dent Fr* 2000;(n°971-972):25-33.
- [5] Pelissier B. Influence du mode d'irradiation lumineuse sur le degré de polymérisation des biomatériaux composites et dérivés. [thèse doctorat], Université Montpellier, 2002.
- [6] Johnstone B. Out of the Blue. *Forbes Global* 1999;**9**:66-71.
- [7] Pelissier B, Chazel JC, Castany E, Duret F. Lampes à photopolymériser. *EMC* (Elsevier Masson SAS, Paris), Stomatologie, 22-020-A-05, 2003 : 11p.
- [8] Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photo initiator dependent composite depth of cure and knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials* 2003;**24**:1787-95.
- [9] Althoff O, Hartung M. Advances in Light Curing. *Am J Dent* 2000;13 (n°spécial).

- [10] Caughman GB, Rueggeberg FA, Curtis JW. Clinical guidelines for photo curing restorative resins. *J Am Dent Assoc* 1995;**126**:1280-6.
- [11] Cheekhooree KS. Photo polymérisation des résines composites directes : étude prospective des lampes à polymériser dans les cabinets dentaires du département de l'Hérault. [thèse Chirurgie Dentaire], Montpellier, 2005. 206p.
- [12] 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.
- [13] Davidson CL, De Gee AJ. Light-curing units, polymerization, and clinical implications. *J Adhes Dent* 2000;**2**:167-73.
- [14] Burgess JO, Degoes M, Walker R, Rippas AH. An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. *Pract Periodont Aesthet Dent* 1999;**11**:125-32.
- [15] Christensen G. The curing light dilemma. *J Am Dent Assoc* 2003;**133**:761-3.
- [16] Duret F, Pelissier B. *Fotopolimerizacion y Blanqueamiento Dentario*. Buenos Aires: U Maimonides; 2006.
- [17] Yap AU, Seneviratne C. Influence of light energy intensity on effectiveness of composite cure. *Oper Dent* 2001;**26**:260-6.
- [18] Pelissier B, Chazel JC, Duret F. Les lampes à LED de troisième génération. *Alpha Oméga News* 2007;**109**:12-5.
- [19] 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.
- [20] 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.
- [21] 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.
- [22] Goracci G, Mori G, Casa De Martinis L. Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations. *Quintessence Int* 1996;**27**:355-61.
- [23] Unterbrink GL, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent* 1995;**23**:183-9.
- [24] Yap AU. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Oper Dent* 2000;**25**:113-20.
- [25] Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based-light-curing units. *J Am Dent Assoc* 2002;**133**:335-41.
- [26] Duret F, Pelissier B. Die LED-Lampen der zweiten Generation (studieTeil 2). *Dentalzeitung* 2004;**5**:52-8.
- [27] Duret F, Pelissier B. Die LED-Lampen der zweiten Generation (StudieTeil 1). *Dentalzeitung* 2004;**5**:10-2.
- [28] Pelissier B, Chazel JC, Castany E, Duret F. Photo polymérisation LED: approche clinique. *Alpha Oméga News* 2003;**80**:13-5.
- [29] Pelissier B, Chazel JC, Castany E, Hartmann P, Duret F. In: *Curing with the blues*. DPR Europe; 2004. p. 8-12.
- [30] Pelissier B, Castany E, Duret F. Les lampes à LED de deuxième génération: évolution de la photopolymérisation. *Le Point* 2006;**196**:12-22 (Soc Méd Dent Belge).
- [31] Kennedy J. In: *Light curing device power control system*. USA: Edited by Office Up; 1991 (vol 5. p. 33-83).
- [32] Kennedy J. *Portable LED photo curing device*. USA: United States Patent; 1993 (vol 5. p. 420. 768).
- [33] Kennedy J, Kayser R. *Portable light emitting apparatus with a semiconductor emitter array*. USA: United States Patent; 1994 (vol 5. p. 634. 711).
- [34] McDermott K. In: *Flashlight for covert applications*. USA: Edited by Office Up; 1991 (vol 5. p. 161-879).
- [35] Mills RW. Blue light emitting diodes - another method of light curing? *Br Dent J* 1995;**178**:169.
- [36] Freedman G. Bayers' Guide to Curing Lights. *Dent Today* 2003;**9**:140-51.
- [37] 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.
- [38] Berger D, Kreitmair E. Appareil à rayonnement pour la polymérisation de résines. In: *EP*. vol. EP. 0. 879. 582 A2. europe; 1997.
- [39] Christensen RP, Palmer T. New resin curing light, High Intensity vs. Multi-mods Intensity, Status report: 2. *CRA Newlett* 1999;**23**:1-5.
- [40] Stansbury JW. Curing dental resins and composites by polymerization. *J Esthet Dent* 2000;**12**:300-8.
- [41] Porko C. Palpal temperature change with visible light-curing units. *Oper Dent* 2001;**26**:181-5.

- [42] Strydom C. Curing lights: the effects of clinical factors on intensity and polymerisation. *SADJ* 2002;**57**:181-6.
- [43] Strydom C. Curing lights maintenance of clinical factors on intensity and polymerization. *SADJ* 2002;**57**:181-6.
- [44] Strydom C. Dental curing lights maintenance of visible light curing units. *SADJ* 2002;**57**:227-33.
- [45] Pelissier B, Duret F. Embouts des lampes à photopolymériser. *EMC* (Elsevier Masson SAS, Paris), Stomatologie, 22-020-A-06, 2007 : 13p.
- [46] Moussally C, Cazier S. Quelle lampe à photopolymériser? *Inf Dent* 2008;**90**(39):2337-42.
- [47] 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.
- [48] Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenburg DJ. Contemporary issues in photocuring. *Compend Cont Educ Dent* 1999;**25**:4-15 [suppl].
- [49] 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.
- [50] Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater* 2002;**18**:463-9.
- [51] Kuijs RH, Fennis WM, Kreulen CM, Barink M. Verdonsocht. Does layering minimize shrinkage stresses in composite restorations? *J Dent Res* 2003;**82**:967-71.
- [52] 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.
- [53] Harrington L, Wilson HJ. Determination of radiation energy emitted by light activation units. *J Oral Rehabil* 1995;**22**:377-85.
- [54] 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.
- [55] Yearn JA. Factors affecting cure of visible light activated composites. *Int Dent J* 1985;**35**:472-80.
- [56] Cattani-Lorente M, Bouillaguet S, Godin C, Meyer JM, Payot P, Forchelet J. Caractérisation de trois sources lumineuses. *Rev Mens Suisse Odontostomatol* 2003;**113**:1165-70.
- [57] Crim GA. Micro leakage of three resin placement techniques. *Am J Dent* 1991;**4**:69-72.
- [58] Davidson C, Feilzer A. Polymerisation shrinkage and polymerisation shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 1997;**25**:435-40.
- [59] 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.
- [60] Moseley H, Charlton DG, Moore WS. An assessment of visible-light polymerizing sources. *J Oral Rehabil* 1986;**13**:215-24.
- [61] 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.
- [62] Yap AU, Ng SC, Siow KS. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent* 2001;**26**:260-6.
- [63] Musanje L, Darvell BW. Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dent Mater* 2003;**19**:531-41.
- [64] 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.
- [65] Peutzfeldt A, Asmussen E. The effect of post curing on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. *J Dent* 2000;**28**:447-52.
- [66] Pilo R, Cardash HS. Post-irradiation polymerization of anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dent Mater* 1992;**8**:299-304.
- [67] 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.
- [68] Pires JA, Cvitko E, Denehy GE, Swift Jr. EJ. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin micro hardness. *Quintessence Int* 1993;**24**:517-21.
- [69] Rueggeberg FA, Jordan DM. Effect of light tip distance on polymerization of resin composite. *Int J Prosthodont* 1993;**6**:364-70.
- [70] Opdam NJ, Feilzer AJ, Roeters JJ, Smale I. Class I occlusal composite resin restorations: in vivo post-operative sensitivity, wall adaptation, and micro leakage. *Am J Dent* 1998;**11**:229-34.
- [71] Rueggeberg FA, Caughman WF. Factors affecting light transmission of single-use, plastic light-curing tips. *Oper Dent* 1998;**23**:179-84.
- [72] 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.
- [73] Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenburg DJ. Polymerization depths of contemporary light-curing units using micro hardness. *J Esthet Dent* 2000;**12**:340-9.
- [74] Kanca 3<sup>rd</sup> J, Suh BI. Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavo surface margins. *Am J Dent* 1999;**12**:107-12.
- [75] Harrington L, Wilson HJ. Light-activated restorative materials: a method of determining effective radiation times. *J Oral Rehabil* 1996;**23**:210-8.
- [76] Albers HF. *Tooth-colored restoratives*. London: BC Decker; 2002 (302p).
- [77] 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.
- [78] Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second generation LED curing light. *J Can Dent Assoc* 2003;**69**:666-71.

B. Pelissier.

UFR d'Odontologie de Montpellier I, 545, avenue du Professeur Jean-Louis Viala, 34193 Montpellier cedex 5, France.

E. Castany.

11, rue de la République, 34000 Montpellier, France.

M. Crouan.

Centre dentaire Paul Guin, 28, quai Boissier de Sauvages, 30100 Alès, France.

V. Maurat.

Laboratoire SEDR, 11560 Fleury d'Aude, France.

F. Duret.

UFR d'Odontologie de Montpellier I, 545, avenue du Professeur Jean-Louis Viala, 34193 Montpellier cedex 5, France.

Toute référence à cet article doit porter la mention : Pelissier B., Castany E., Crouan M., Maurat V., Duret F. Évolution des lampes à photopolymériser : troisième génération des lampes à LED et applications cliniques. *EMC* (Elsevier Masson SAS, Paris), Stomatologie/Odontologie, 22-020-A-09, 2009.

Disponibles sur [www.em-consulte.com](http://www.em-consulte.com)



Arbres  
décisionnels



Iconographies  
supplémentaires



Vidéos /  
Animations



Documents  
légaux



Information  
au patient



Informations  
supplémentaires



Auto-  
évaluations



Au  
quotidien

# Curing-lights evolution: third generation of LED lamps and clinical applications

B. Pélissier, E. Castany, M. Crouan, V. Maurat, F. Duret

The second-generation LED (light-emitting diode) technology, combined with different exposure modes (full power mode, progressive mode and pulsed mode), allows good polymerization (light-curing) of dental materials. Many clinical conditions can be treated with this technology in daily practice, while respecting the principles of adhesive dentistry. This has many advantages (minimal preparations, aesthetics, biocompatibility, etc.), but also many disadvantages (delicate implementation, strict protocols, difficult polymerization in certain clinical situations and deeply, etc.). The third-generation LED lamps are a real revolution because, in addition to matching the best halogen, plasma or LED light-curing lamps, they offer totally innovative clinical means. The third generation LED lamp seems superior to those of all previous generations. The clinician may adjust the irradiation mode or to the material, either the technique, while having a single lamp. In addition to these data, unique functions and characteristics of this third generation make it possible to reduce the disadvantages encountered during clinical achievements and thus to obtain perennial and better quality restorations. It is therefore important that the practitioner can choose himself the technique and lamps that seem most appropriate.

© 2009 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

**Keywords:** light-curing lamps; LED lamps; Polymerization; Adhesive dentistry; Aesthetic

## Plan

■ <b>Introduction</b>	1
■ <b>Reflection about the evolution of three generations of LED lamps</b>	2
First generation lamps	3
Second generation Lamps	3
Towards the third generation	3
■ <b>Main Features and technological performance of third-generation dental light-curing lamps</b>	4
Power	4
Spectrum	4
Ratio consumption/power supplied	4
Battery	4
Design	5
■ <b>Original Features and technological performance of third-generation dental light-curing lamps</b>	5
Problem posed	5
Solutions provided by third-generation LED lamps	5
■ <b>Clinical Approach</b>	6
■ <b>Polymerisation studies</b>	7
Polymerisation degree Measurements: calorimetry method	7
Differential Scanning (DSC)	7
Analysis of study results	7
■ <b>Clinical cases made with this new technology</b>	8
Discussion	9
Anterior clinical cases	9
Posterior clinical Cases	11
Anterior indirect clinical cases	12
Posterior indirect clinical cases	13
Clinical cases of dentofacial orthopedics	15
■ <b>Conclusion</b>	16

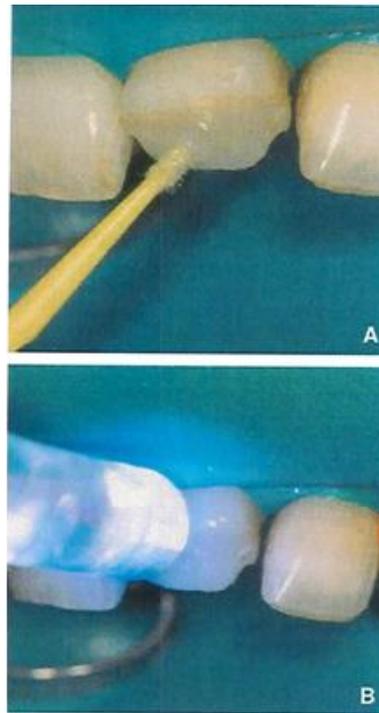
## ■ Introduction

LED technology has succeeded ultrafast photopolymerization, which had led to lots of reticence and controversy. Indeed, the often contradictory scientific articles have been published (Polymerization, contested sealing of restorations, time too short), due to lack of information but, above all, to inappropriate use of this technology [1-5]. First-generation LED technology was not powerful enough and reliable enough to be used in daily practice [6-8]. Only the GC's GC-e-Light® lamp, which included 64 LEDs, could compete with halogen lamps in use at that time. Unfortunately, this innovative lamp arrived too early on the market. It took an evolution of LED technology with more powerful bulbs so that second-generation LED lamps (one to two LED bulbs sufficient) become the equal of halogen lamps. The current halogen lamps or second generation LED lamps have power equivalent to the first ultrafast lamps. This remark should be made to say and show that the use, especially the indications are always more important than the technology itself, and the operator factor is very important in restorative and adhesive dentistry [9-13].



**Figure 1** – Composite restoration (Venus® Heraeus Kulzer).

- A.** case preoperative  
**B.** case postoperative



**Figure 2** – Polymerisation of an adhesive system

- A.** Adhesive system  
**B.** Photo-polymerisation

The polymerization reaction of composites takes place in the same way after a photochemical priming, whatever the light sources used. The final polymerization depends on the absorption spectrum, the light intensity, the exposure time, the thickness and the colour shade of the composites. All lamps (halogen lamps, high energy lamps or LED lamps) can be used to polymerize a composite, because all the preceding factors are common [7, 14-17].

As will be seen below, third-generation LED lamps are a real evolution, even revolution, because, in addition to matching the best halogen, plasma or LED photopolymer lamps, they offer totally innovative clinical means (Fig. 1). These third generation LED lamps have rationalized the basic elements, common to all light-curing lamps, by offering [18]:

- A wide spectrum identical to halogen lamps but without use of high-pass or low-pass filters (400 to 500 nm on average);
- A power of over 1000mW, higher than plasma lamps (corresponding to approximately 3000mW/cm<sup>2</sup> with a standard tip);
- All time/power known profiles, namely:
  - The fast curing menu, or full power (At these powers, the very short exposure of 3 to 5 s is totally usable for multilayer laminating technique or for whitening) (Fig. 1),
  - The pulse curing menu, or pulsed, allowing 8 to 10 s of relaxations in pseudo-fast polymerization (as for laser polymerizations),
  - The soft curing menu, or progressive, used for the polymerization of adhesive systems (Fig. 2), fluid composites or for the polymerization of composites when factor C or cavitory (void) is negative ; this menu allows devotees of progressive polymerization to use their lamps over a longer period with a modulated power (for example 20 s with only 50% of its nominal power, which has the effect of not discharging the battery too quickly even if the exposure time is longer) [19-24]

- A high capacity battery with operating time widely approaching 15 days of use, without the shape getting heavier. The 20 years that seemed necessary for many "specialists" before it was possible to use a competitive LED lamp halogen lamps, are very far. The comparison with the plasma lamps was then absolutely impossible [25-27].

Today, second-generation LED lamps are efficient [26-30]. Among these are a dozen more or less famous brands. Successively, in alphabetical order, we will quote the Bluephase® of Vivadent, the Freelight 2® of 3M Espe, the Mini LED® of Satelec, the Translux Power Blue® of Heraeus Kulzer and some others, available on the French market or not yet (Fig. 3).

The third generation LED lamp, for the first time in the history of light-curing lamps, seems superior to those of all previous generations. Having a single lamp, the clinician can adapt the irradiation mode either to the material or to the technique. To these exceptional data are added unique functions and features of this third generation [18].

## ■ Reflection about the evolution of three generations of LED lamps

Initial works on LEDs began in the 1960s with the first combinations of gallium, arsenic and phosphorus (GaAsP). This assembly resulted in very low emissions in the red (at a wavelength around 655 nm). Even this was open to all hopes, it did not seem obvious that one could emit in the blue before long. It was only gradually that LEDs have expanded their emission spectrum to achieve the radiation in the blue and then in the ultraviolet (UV). Works on blue-emitting LEDs (the color corresponding to the polymerization wavelength of dental composites) began to bring positive results in the late 1970s. It must be said that the arrival of these first emission in the blue aroused no great interest in general

and specifically for dentistry because the emitted energy was very low and the cost absolutely prohibitive.

The Canadian, J. Kennedy was the first to describe a light-curing lamp using a LED source operable in dentistry. This was the beginning of a series of patents, the first of which was on September 13, 1993 [31-33]. His description was so precise and prescient that one has the impression of holding a first generation lamp in hands. We can certainly find some similarities with the works of McDermott [34], but the originality of having applied to dentistry remains.

The first publication on the subject in mainstream dental journals is due to Robin W. Mills and is dated March 1995 [35] that is to say during the period when Kennedy's patent was not available to the public. This therefore shows that Mills could not be aware of Kennedy's work when he wrote his text '*Blue light emitting diodes another method of light curing ?*' in '*Letters to the editor*' of the British Dental Journal (BDA).

From that date, and after one or two years of calm, everything went very quickly. More than 100 texts were related to LED and dentistry from 1995 to 2000; this number became annual in 2003. It is therefore not surprising that the LED lamps for light-curing dental composites are quickly entered the market.

It is somewhat surprising then that, in 2002, some opinion leaders specializing in dental composites, urged caution and still foresaw a long life for halogen lamps! They unfortunately deprived some colleagues a tremendous evolution in the practice of daily polymerization. This real tidal wave, rarely seen in dentistry, is now divided into three periods, or generations [36, 37].

## First generation lamps

Not very powerful or ineffective for proper polymerization, they emitted in too narrow wavelength range. The lamp type that dominated the LED market at that time was the Freelight® [5, 25]. It was supposed to emit 200 mW / cm<sup>2</sup> at 470 nm, a figure doubled (400 mW / cm<sup>2</sup>) in terms of efficiency compared to halogen and plasma lamps. This way of presenting a lamp was perfectly justifiable scientifically because, unlike other lamps, by default, the LED lamp provided only at 460-470 nm radiation, that is to say only at "the" effective wavelength for dental light-curing. This description suggested that the power of a LED lamp should be doubled compared to a halogen lamp, since the LED emitted only "active" radiation for the polymerization of dental composites.

This view was not proven, but a little overestimated. It is now believed that the factor 1.4 to 1.5 is more realistic, ie a 1000 mW / cm<sup>2</sup> LED lamp is the equivalent of a 1,500 mW / cm<sup>2</sup> halogen lamp. During this period, best known were the Freelight® lamp, the Mectron' Starlight®, the Toesco Aqua Blue®, the DS CoolBlu® or Lux-O-Max® among others [38-40]. If, technologically speaking, it was a revolution, very quickly it was necessary to admit that the power was insufficient. This low power associated with a very narrow spectrum (about 20 nm) significantly limited the applications and gave a very poor image to this technology. Relatively long menus (15 to 60 seconds) tried to compensate for these problems, but still, it did not give the expected results in terms of polymerization. The great technical characteristics of these lamps were to use between 7 and 20 LEDs, unfortunately of low energy, a battery (cordless) which ensured a good autonomy and a lack of heat, and consequently of fan [41]. The technological highlight of this generation was undoubtedly the GC-e-Light® which, thanks to its 64 LEDs, exceeded 500 mW / cm<sup>2</sup>. This was the intermediate lamp between the first and second generation [16].

## Second generation Lamps

They arrived on the dental market in 2002. Unlike the previous ones, these LEDs, for the most part, incorporated the same unique LED: the extraordinary (for the time) Luxeon® from Lumiled [20] (Blue Rex® for dentistry). A single LED (composed in fact of four microLEDs) allowed to easily exceed the 1000 mW / cm<sup>2</sup> [42-44]. Certainly, the spectrum was only slightly wider (460-480 nm), but the high power allowed a spread of the base of the spectrum, which gave active zones between 450 nm and 585 nm. This was indisputably the dental generation "LED lamps". These lamps were small, some without fan, and offered a simple and user-friendly menu powered by non-memory-type lithium-ion (Li-ion) or nickel-metal hydride (Ni-MH) batteries. They have definitively replaced halogen lamps because, despite their price a little higher, they were incredibly simple, and some can even be slipped into the pocket for a week without having to recharge. The best known was the inspiration of all its generation, as was the Freelight for the first generation, the multi-copied Mini LED® [45] (created by SEDR). Then came the very beautiful and very effective Bluephase® from Ivoclar, the LE Demetron® from Kerr or the Radii® from SDI. They were more than 30, of different origin and shape (or similar) to jostle to conquer a more than promising market. One of the big advantages of these lamps was to have both fast 'fast curing' menus (10 to 20 s), but also 'pulsed menus' discovered with plasma lamps and of course 'soft menus' of different profiles (from 20 to 40 s). They also allowed, thanks to their high power, the return of the tips of 7 to 10mm. It was also, unfortunately, a return to fans for some of them, with the problem of noise and the risk of cross-infection. Like the exception GC-e-Light®, an intermediate link between the first and second generations, Ultra-lume® from Ultradent, with its broad spectrum (multiLEDs), will remain the one that opened the way to third generation.



Fig. 3. Second generation LED lamps.

- A. Bluephase® from Vivadent.
- B. Freelight 2® from Espe 3M.
- C. Mini LED® from Satelec.
- D. Translux Power Blue® from Heraeus Kulzer.

## Towards the third generation

The third generation is the culmination of 15 years of research and 8 years of daily practice of LED lamps [18].

While first- and second-generation lamps were distinguished by their technology, that is to say, with guidelines set by engineers, the third generation features lamps designed by clinicians and engineers on a specification written by practitioners. Indeed, LED technology has evolved so much and so quickly thanks, among other things, to the auto industry, that the dental industry has LEDs equal to, or even far greater than, its technological needs. For every need, whether it concerns the spectrum width, the maximum power, the irradiated heat control or the energy consumption, there is a satisfactory answer within the limits of the dental application. The third generation therefore corresponds to a major maturation in the field of light-curing. This technological mastery of the necessary has been combined with answers to previously impossible wishes, such as application power methods, variable spectra or modulable powers. This control is mainly due to the fact that there are now around ten companies specializing in the production of LEDs and, that around these electronics companies with international dimensions, design offices have developed, mid-research laboratories, mid-production centers of small series (less than 500,000 LEDs per year) that can custom-made design and assemble these LEDs. From these design offices are issued the LEDs equipping third-generation dental light-curing lamps. The method is now always the same, whatever the dental company wishing to get involved in this type of product: a "client" specification is established, where the user's wishes are specified ; this specification is presented, for his part, to the assembler who will realize the LED according to the needs and, in some way, customized. These third generation LEDs are in fact the assembly of several basic LEDs each emitting at identical, complementary or different wavelengths. [46]. It is the need that defines today the number, the geometry and the selection of the wavelengths.

## ■ Main Features and technological performance of third-generation dental light-curing lamps

Externally, they seem identical to previous generations but, in reality, they are fundamentally different.

### Power

The power ranges from 1,000 to 6,000 mW, which corresponds to power densities ranging from 2,000 to 25,000 mW / cm<sup>2</sup>, that is to say ten times the power of an Apollo 95-type plasma xenon lamp [47, 48] or 25 times a halogen lamp type Demetron 510®. It goes without saying that if these lamps can provide such power, they can also provide 100 or 200 mW / cm<sup>2</sup> without losing any of their qualities. This further means that the third generation lamp provides the desired power at the desired time.

A lamp can thus polymerize an orthodontic cement in a flash effect (0.5 s) with high powers, ensuring fast and precise brackets positioning. Moreover, this same lamp can polymerize over 20 s a very complex cement or composite multilayers with a power evolving between 100 and 400 mW / cm<sup>2</sup>.

### Spectrum

The spectrum may extend over all wavelengths. In dentistry, a LED lamp of this generation emits in different spectra. therefore we have to be very vigilant on reported figures because of these values depends the ability to light-cure or not certain composite or *bonding* [49-52] Some lamps have judiciously chosen to spread their emission spectrum in order to polymerize all the

photosensitive products. We think this is a good choice if the lamp can be very powerful (over 5,000 mW / cm<sup>2</sup>). The distribution obtained is thus 20 to 30% between 390 and 440 nm, 60 to 70% between 445 and 475 nm and the remainder between 480 and 510 nm. The low wavelength (390-440 nm) is very powerful, the spectrum is substantially equivalent energetically speaking. This spectrum can be selected differently; thus, some manufacturers prefer power to a narrow wavelength (450-470 nm), while others prefer to choose a more universal spectrum by decreasing the power on a specific wavelength not corresponding to their own composites. It is certain today that the recent arrival of UV diodes allows to imagine everything: now, the entire spectrum is covered by these power LED of 310 nm to 850 nm and even more.

## Ratio consumption/power supplied

While a halogen lamp consumes a lot of energy to refurbish only 20%, between 450 and 470 nm, usable for light-curing (and even only 10% for a plasma xenon lamp) [30, 53-55] an LED lamp, if properly designed, provides 95% of usable energy in its emission spectrum. This ratio has multiple consequences. The first consequence is to drastically limit the unusable part. While a traditional lamp should interpose photonic or caloric filters to remove dangerous radiation, such as UV, or thermally aggressive, such as red and infrared (IR), the LED emits no spurious radiation. The efficiency is therefore maximum. Filters used by these traditional lamps release the filtered radiation into heat. It was therefore necessary to remove this heat, hence the existence of sound and large fans. These fans had, of course, the disadvantage of consuming themselves energy. If all these losses of energy (heat / fan) or these unused energies (halogen / plasma) are collected, it is possible to estimate that a third-generation LED lamp, at equal power, consumes between 5 to 10 times less energy than a halogen lamp and 20 times less than a plasma xenon lamp. From that perspective, a simple battery can replace the provided electrical power. A voltage of 12 volts can replace 220 volts. Under these circumstances, a battery of 2500 A / h can replace a cable limiting the movements of the practitioner.

## Battery

This is the essential element of LED lamps. Any third-generation, quality LED lamp must use a battery. There can be no alternative (except incorporated into a complete unit). Since batteries have evolved in parallel with LEDs (thanks to mobile phones and MP3 players), it is possible to have more than 2 hours of battery operating life with a power of 5,000 mW / cm<sup>2</sup> [37, 56]. The practitioner is finally finally released from the "string or wire attached".

It remains to estimate the consequences of this overflow of energy in terms of consumption, therefore operating life. A second generation LED lamp could work 3 to 4 days without need to be recharged. The power averaged 500 mW (1500 mW / cm<sup>2</sup>) for 2,000 mA / h batteries and for average exposures of 8 sec (40 sec per patient). A third-generation lamp, which averages 800 mW, can be around 4,000 mW (5,000 to 20,000 mW / cm<sup>2</sup>) for times that are roughly twice as short (20 s per patient) and with a battery of 2,500 mA / h. This gives an overall operating life of 10 to 15% higher in current practice.

It should also be remembered that cadmium-nickel batteries (Cd-Ni) and their memory effect are no more than a memory concerning good-quality lamps. The latter use only Ni-MH or Li-ion batteries, whose performance resistance is recognized over more

than 3 years (we notice the loss of capacity by a very rapid drop in the capacity to hold the charge over time). If the energy of these LED lamps is mostly provided by batteries, more and more versions are integrated into the dental units (Adec, Kavo, Sirona, Planmeca, etc.) or adaptable to extra devices such as ultrasound generators (Satelec, EMS). This is not surprising, because an LED lamp has a design and electronics today that easily allows this integration. A pen-shaped lamp is hardly more cumbersome than a turbine or a surgical aspirator.

## Design

While the design of the second-generation lamps had evolved considerably compared to the first generation, it was not the same with the arrival of third-generation lamps.

They kept the key features known and validated by practitioners:

- *Pen shape with fiber optic (Mini LED® type);*
- *Pen shape without optical fiber (LED at the end, Micro light type®);*
- *Gun shape with fan (Bluephase® type).*

This lack of evolution in the design is not surprising because, if the passage between first and second generation was marked by the transition from a multi-LED to a mono LED, the mono LED conformation has been retained from the second generation to the third generation. It should be noted that the mono LED of the third generation is actually a very compact multi-LED and mono support, whose overall size is very close to a second-generation LED mono.

## ■ Original Features and technological performance of third-generation dental light-curing lamps

### Posed problem

Number of questions had arisen since the advent of light-curing in dentistry. So there was, and there is still much debate about the power and the radiation spectrum, the contraction of composites, on their "stress" or the origin and the exact role of this present heat. Even though many very brilliant works have been published on these subjects [39, 55, 57-62], no precise answer has been given to these various points. This is perfectly normal, because these analyzes were - and still are - highly dependent on constantly evolving factors: the energy source (the light-curing lamp) and the material to be activated (essentially the restoration, sealing composites and the *bondings*) [63, 64].

The third generation focused on solving these problems, providing some answers. Even if the proposals do not answer all the current problems, they have the merit to pose them and to show that today, there still exist some unexplored pathways.

These new ways are brought by the specificity of current LEDs. This is mainly due to the fact that they are full of energy in ideal and selective wavelengths.

So do not be impressed by the proponents of 'no need for so much energy'. These are often the ones who predicted a long life with halogen lamps. This position is a conceptual mistake. If the energy provided by the LED is sufficient for the act that requires it the most, its value is the good value. It is simply necessary to be certain that it is possible to modulate the power while keeping its characteristics for other clinical acts [65, 66]

Today, it is advisable to choose as reference of maximum energy value that a light-curing lamp must provide (over time because we should rather reason in Joule - in work rather than in energy -), the one that can allow both to polymerize orthodontic brackets in less than 1 s, to seal through ceramic caps or through CAD / CAM inlays, to allow light-curing of composites with a minimum of contraction and stress during initial polymerization phase [12, 17, 48, 67].

We can see immediately that these three characteristics are antagonistic and that they may evolve according to the clinical data. Here are some contradictory examples:

- The end of the light guide is always against or very close to the cement of a gear and these specific glues often react around 420 nm. Furthermore, this bonding must be extremely fast to avoid any movement of the part during sealing;
- Photosensitive cements for sealing transparent prostheses' can only receive sufficient photonic energy if the light of the lamp is able to pass through the prosthesis and if its wavelength does not change during this crossing (or so, you have to plan this drift of the wavelength). Time is less important;
- A lamp does not have the same power density if it is 1 mm from the sealing cement in dentofacial orthopedics or 8 mm from the bottom of a large cavity to be rebuilt in multilayer [68, 69]
- Lastly, and most importantly, a reconstitution composite must be polymerized with variable illumination profiles, or luxel [24, 47, 48, 62, 70] associating time / power / wavelength according to the types of composites and the clinicians.

## Solutions provided by third-generation LED lamps

### Power control

The first answer given by third-generation LED lamps is that of power: these lamps are able to offer intensities that can be described as unlimited, both low and high energy. Some lamps, currently in development, can give less than 50 mW / cm<sup>2</sup> for more than 100 s without any noticeable heating and with a perfect regularity. These same lamps, with a simple choice in the menu, will give 40,000 mW / cm<sup>2</sup> providing a flash light-curing for orthodontics. This is called absolute power (energy) control.

### Curves time / power control

To dispose of the necessary energy at will of all the clinical situations leads to a second control, that of the profiles and the modulations, linking the time and the power. Until today, the bass as the high powers were totally incompatible. Some lamps (plasma xenon in particular) could never emit below 80% of their nominal power. The same problem, probably more modulated, has also been encountered in the first LEDs and some halogen bulbs. The lamp was a sort of "all or nothing" lamp.

The introduction of the new custom-made LEDs offers all the desired possibilities with the same emission area and the answers to the "menu commands" are almost instantaneous. It is therefore possible today to have a program linking time and power with the desired profile without any restriction. The softs and steps menus may become more complex without increasing the task of the practitioner.

### Power density control

Whoever says power does not necessarily say power density. As was stated in some previous articles [1, 4, 45], the power density is the energy received by the surface of the composite, unlike the power, which is the energy of light emitted by the LED emitter, or

bulbs of xenon or halogen lamps. Now, and this is well known, the more the distance increases, the more the light diverges, so the less powerful it is on the illuminated surface. Moreover, there is a physical decay (squared of the distance) linking transmitted power and distance performed, even if the non-coherent beam is perfectly parallel [7, 24, 45, 57, 68, 69, 71].

So far, this correction was made so purely "empirical" by the practitioner during the clinical phase of irradiation, with the risk of underestimating the energy loss. This is so true that many publications have advised investigators to position their lamp between 5 and 8 mm from the surface of the composite during their tests in order not to "overestimate" the power of their light. This power reduction is never integrated into the power or the exposure time despite a number of proposals in the past.

These are the third generation LEDs and, more particularly, it is their small size and their speed of response to the electrical pulses received from the menus, which have made it possible to propose and put on the market new functions such as the one called autofocus. The principle of autofocus, developed and perfected for some third-generation LED lamps such as the Mini LED AF® [18] aims to provide a response to the energy loss caused by this natural or voluntary removal of the fiber from the surface of the material or light-cure. [8, 72]

The lamp autofocus used correlates the time of light irradiation depending on the measurement of the distance between the end of the light guide and the surface of the composite, as the autofocus of a camera correlates the sharpness of the shooting depending on the distance between the lens and the object being photographed (hence the choice of the word "autofocus"). We could also have been chosen to correlate the power. While there have been a number of attempts to correlate distance measurement by so-called "flight time" measurement techniques, they have been abandoned in the face of the complexity of their implementation. Today, the correlation is no longer done with a measure of distance, but with a measure of the intensity reflected on the surface of the composite. The lamp sends a thin beam of light or emits its low-intensity curing light (4% in the Mini LED AF®). After being reflected on the composite, this beam returns to the guide, then hits the surface of a selective photodiode cell (specific to the detection of the indicator beam). This photodiode allows more or less current to flow depending on the intensity received; this information enables an associated and calibrated microcomputer to deduce the distance as a function of the measurement of the power reflected by the composite. If this power is low, the time is lengthened and vice versa.

#### Optimal orientation of the radiation

The shorter the irradiation time, the greater the positioning of the beam in the right direction on the surface of the composite. If one moves away from the optical projection axis, the power received at the surface of the material decreases. There are therefore two types of power reduction:

- That linked to the distance from the source [73],
- That linked to the distance from the optical and central axis of the light.

A second factor can therefore significantly influence the power of the light beam, thus the polymerization of the composite: it is the divergence of the rays at the exit of the light guide. Moreover, the farther away ones moves, the more important the divergence [45].

It must also be known that the actual reported power of a lamp is always measured in a well-defined central area.

The dentist can not really see where this area is located when the lamp is turned on, considering the dazzling power of the lamp on a particularly bright tooth, it appeared fundamental to associate with this autofocus the indication of the optimal zone of power (and therefore of measurement) before starting the polymerization itself.

To do this, a red aiming circle was created, generally called a laser or aiming function, preceding the emission of visible blue light. The practitioner just needs to position this circle (of light, non-curing) in the center of the reconstitution before starting the polymerization to be certain that it will illuminate in the right place.

## ■ Clinical Approach

For this study, we had at our disposal, at the dental faculty of Montpellier, the first third-generation lamp (prototype) and have realized many direct clinical cases, but also indirect, presented in this article: the Mini LED Autofocus® (AF).

This prototype autofocus lamp (Fig. 4) is a third generation LED lamp. Its features are as follows:

- A high power of more than 1000 mW (a density ranging from 2,200 to 3,000 mW / cm<sup>2</sup> without multiplicative factor, ie an average power density of 2,500 mW / cm<sup>2</sup>) according to the optical guide used (diameter 7.5 mm or 5.5 mm);
- A centralized spectrum at 450 nm to light-cure the composites at 400 and 480 nm (Fig. 5): thanks to its technology, this lamp uses 100% of a light spectrum that reduces exposure time, removes dangerous radiation (ultraviolet), and removes heat (infrared) rays for perfect and lasting polymerization;
- An extremely simple design, with three free or self-regulating by autofocus menus automatically modulating the time according to the energy received by the composite:
  - ◆ Fast light-curing menu (8 s at full power on average),
  - ◆ Progressive light-curing menu (10 s from 0 to 100 % and 10 s at full power) [62],
  - ◆ Pulsed menu (10 times 1 s) [74].
- A minimal thermal rise [18, 41] allowing a very long continuous use (up to 200 shots of 10 s) ;
- Silent operation (no fan);
- A large capacity battery (250 shots of 10 s) and no memory effect (3.6 V, 2400 mA / h and Li-Ion) (long-life battery and recharge in 2 hours) ;
- A small size (26 cm x 2.4 cm, optical guide included), light weight (160 g without guide) and ease of use (no wires).

### “Key Point”

The two autofocus factors and laser function optimize the time and spatial positioning of the light according to the distance between the output of the light guide and the composite. These are therefore two important factors of the light-curing.



Fig. 4. LED autofocus lamp (A, B).

## ■ Polymerisation studies

### Polymerisation degree Measurements: Differential Scanning (DSC) calorimetry method

One of the most effective methods to know the efficiency of a light-curing lamp is differential scanning calorimetry (DSC), modulated or not. This allows to measure the real percentage of polymerization of dental composites. Scanning calorimetry is a technique used to know the behavior of the polymer if it is heated. It serves more precisely to study the thermal transitions of a polymer, that is to say the changes (chemical bonds) which intervene in the polymer when we heat it.

In a DSC device there are two cells, one empty or with the composite (control polymer) completely polymerized and the other containing the composite undergoing the polymerization action, that is to say, here, the light action.

The two composites (control and uncured) are placed on cups containing a thermocouple connected to a computer capable of analyzing the difference in thermal behavior between the control sample and the light-cured sample when heating the cells to 10°C/min. The composite during polymerization absorbs heat to polymerize, while the control composite remains inert during the rise of temperature. Measuring the amount of additional heat to provide the composite during polymerization is what is calculated during a DSC manipulation. These data are of a qualitative and quantitative nature on the endothermic or exothermic processes accompanying the polymerization of the composite.

In dentistry, the control sample is irradiated for a very long time (considering that it has reached maximum polymerization) and the samples to be measured are irradiated with different lamps at different times and distances. The measured thermal difference corresponds to the contribution to be made to the sample to be measured in order to reach a fully polymerized reference model. This amount provided by the DSC device to the composite is therefore the reflection, or exact percentage, of the lack of

polymerization. This is the heat needed to form the double bonds that can be, but not yet, saturated.

The Figure 6 it shows that it was necessary to make a contribution of 839 mJ to a halogen lamp to reach this stage of "total polymerization" after 20 s of irradiation while 702 mJ were sufficient for the GC-e-Light® and 601 mJ to the Mini LED® to reach the same stage.

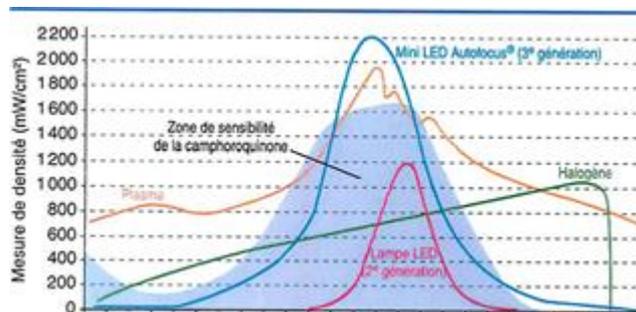


Fig. 5. Emission spectrum of the Satelec Mini LED Autofocus® lamp

## Analysis of study results

Numerous tests and studies have been carried out in the SEDR laboratory to validate the interest of the autofocus of this new LED lamp. The two diagrams presented show the effectiveness of autofocus when the light guide is far from a direct restoration composite. For this study, various A3-colored composite materials commonly used in daily practice were used: 3M Espe Z100®, Ivoclar-Vivadent Tetric EvoCeram®, Heraeus Kulzer Charisma®, Dentsply CeramX® and Kerr's XRV Herculite®. Two LED lamps were used to expose the different composite materials: the Mini LED® with the Fast Mode of 10s and the Mini LED prototype with the Fast Mode associated with autofocus. The composite resins were polymerized in plastic molds and we measured the Knoop hardness 0.025 at the surface and at the depth of 2 mm while moving the light guide away from the two lamps (1, 3, 6 and 9 mm). The results show a sufficient and correct polymerization with the autofocus when one moves away from more than 5mm.

With autofocus, the time is automatically increased; this has the effect of sending a larger and sufficient luminous flux, and thus of increasing and guaranteeing the intrinsic polymerization of the composite material even with a distance of the light guide of 9 mm. Without autofocus, if one does not increase the time, the light-curing will be insufficient from 5 to 6 mm of distance (Fig. 7, 8).

### “Key Point”

Stratification (layering) is a technique of setting up a composite material by adding successive increments, making it possible to use different colors and consistencies, to improve the final functional and aesthetic quality of the restoration.

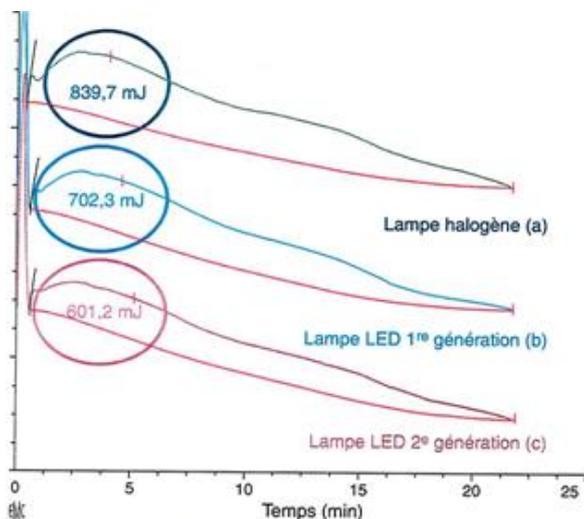


Fig. 6. Differential Scanning Calorimetry (DSC) and different lamps.

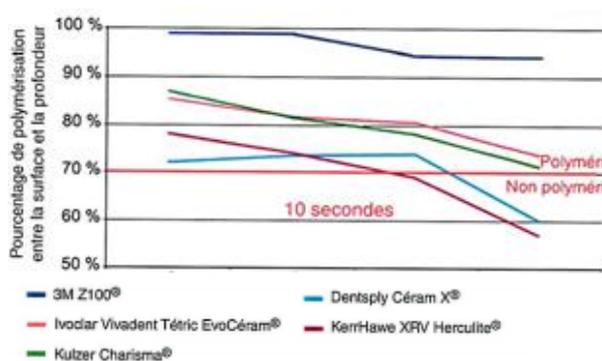


Fig. 7. Mini LED Autofocus® in fast curing mode without autofocus

(10 s). Percentage of polymerization between the surface (0 mm) and the depth (2 mm) as a function of the distance of the polymerization (from 1 to 9 mm).

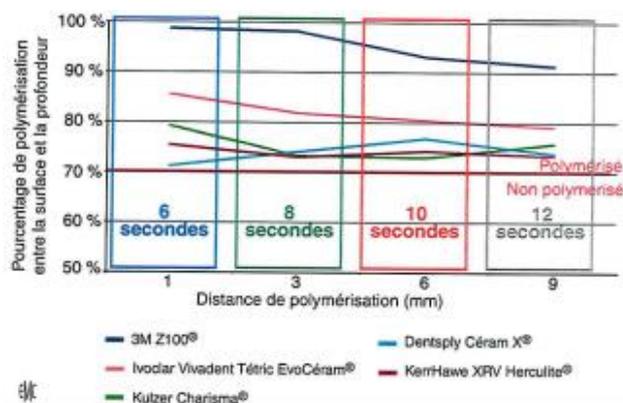


Fig. 8. Mini LED Autofocus® in fast curing mode with autofocus.

Percentage of polymerization between the surface (0 mm) and the depth (2 mm) as a function of the distance of the polymerization (from 1 to 9 mm).

## ■ Clinical cases made with this new technology

To show the importance and interest of this autofocus technology, it is important to make some clinical reminders about the material assembly techniques, but also about the positioning and distance of the light guide from the material.

Stratification is a technique of setting up a composite material by adding successive increments, allowing different colors and consistencies to be used to improve the final functional and aesthetic quality of the restoration. Many studies have advocated the use of the so-called stratification technique, as opposed to the assembly technique in block [11, 63, 64]. The "layer-by-layer" stratification technique would reduce the effects of bonding shrinkage and would provide better polymerization in the thickness of the material. It can also reduce the ratio of bonded surface and non-bonded surface (according to the cavity factor, or factor C); the effect is a reduction of stress, therefore a decrease in shrinkage, especially if fluid composite is used [55, 72]. The stratification (layering) allows an easy manipulation, a better modeling (composite-up or balls technique) and especially a better depth of polymerization by a successive exposure-time of the various layers, in depth [5, 15].

The duration of irradiation is an important factor in light-curing; it is obvious that in parallel, the intensity of the light must be sufficient to excite the photoinitiators present in the composition of a composite material. Yap and Seneviratne [17] demonstrated that effective polymerization at 2mm thickness could not be achieved at 200 mW / cm<sup>2</sup>. It required at least 120 s at 300 mW / cm<sup>2</sup>. Thirty seconds were required for effective polymerization under the same conditions for an intensity of 500 to 600 mW / cm<sup>2</sup>, which is more acceptable, but clinically long.

It should also be highlighted that the exposure time must be increased in the following cases:

- Darker or opaque shades use;
- Exposure through barriers such as dental structures or ceramics (indirect techniques) within certain clinical limits; Dual bonding materials, or even auto-polymerizable ones, are more often recommended [71]
- To compensate for a moderate decrease in the intensity of the halogen lamp. For second-generation LED lamps, this is no longer considered, given the reliability and stability of LED bulbs.

It is not uncommon for studies to highlight the need for longer exposure times for effective polymerization [12, 20, 21, 24, 56, 75].

Although many studies have shown that a decrease in the intensity of a curing light can be compensated for by an increase in curing time, there are limits to such clinical claims. Time / intensity reciprocity is not always true for all composites and can be affected by the color and thickness of the material [39, 49, 76]

Nevertheless, too long exposure times are no longer acceptable in the daily practice. In addition to the length of the operating procedure, the risk is also to induce an increase in pulpal temperature and irreversible damage to the tooth with halogen and plasma technologies. [36, 41]

The loss of luminous intensity follows a law proportional to the square of the inverse of the distance from the exit window of the light guide to the surface of the composite. This relationship between the intensity and the distance of the light tip to the restoration, however, depends on several factors, including the degree of divergence of the light beam emanating from the light tip

[13, 49, 58]. Despite the results of varying research studies, the clinical significance is that light intensity decreases rapidly as the distance from the tip to the composite surface increases. [21, 22, 38, 71]

Studies have shown reductions ranging from 30% to 50% for different curing lights, resulting from an increase in distance from 2mm to 10mm. Particularly, Prati et al. [77] stated that every millimeter of distance from the restoration corresponded to an approximate reduction of 10%. Pires et al. [68] show a 55% reduction at a distance of 6 mm and 75% at 12mm. In this last study, for example, a light intensity of 405 mW / cm<sup>2</sup> was reduced to 200 mW / cm<sup>2</sup> at a distance of 6 mm to decrease again to 100 mW / cm<sup>2</sup> at 12 mm of the composite, therefore insufficient for a good polymerization [69].

All these studies, as well as the clinical logic, show that, on the one hand, the distance must always be kept as low as possible, not exceeding 4-5 mm if possible, and that on the other hand, the time of exposure should be increased when moving away from the surface to maximize polymerization of the resin. Clinically, the ideal distance from the light source to the surface of the composite is 1 mm and the optical output should be positioned at 90 ° from the surface if possible. [53, 55].

The distance may however be a clinical concern, even though the lamp is placed against the tooth. This situation may be encountered in the restoration of class II cavities when cervical increment needs to be cured. The distance in this case is sufficiently large, of the order of a centimeter, for the light intensity to be affected (50% reduction) [21, 43, 49]

Prati et al. [77] extrapolated their findings to this particular clinical situation or tried to light-cure a 2mm layer of composite located at the base of an 8 mm high proximal box, using a lamp emitting at 300 mW / cm<sup>2</sup>. First, according to these authors, the intensity of the lamp is reduced by half before reaching the surface of the material. Then the remaining 150 mW / cm<sup>2</sup> are reduced to 40 mW / cm<sup>2</sup> through the first millimeter of the composite. Finally, only 13 mW / cm<sup>2</sup>, a reduction of 96% of the initial intensity, reaches the deepest parts in contact with the dentine.

The use of a high intensity curing light having an intensity greater than 400 mW / cm<sup>2</sup> is beneficial in this case. For many devices, a minimum intensity of 600 mW / cm<sup>2</sup> is required to ensure adequate intensity reaches this juxta gingival layer of the proximal box [24, 61]. Tricks such as transparent matrix, light cones or transparent interdental wedges can not solve the problem of the distance from the lamp. In order to effectively compensate for this drop in intensity, longer exposure times are recommended. Some authors also advise exposing after finishing, through the proximal surfaces; but it really does not bring additional polymerization [20, 63-65, 71].

## Discussion

Currently, with the second-generation LED lamps that have higher powers than conventional halogen lamps, times of 10 to 20 s can be recommended and the results obtained in hardness are excellent at 2 mm depth [42, 45, 78]. Clinically, composite restorations are easier to perform with correct implementation times, especially since the operative field in liberal practice is rarely installed. The Mini LED Autofocus lamp responds to the assembly techniques of the composite material and correlates with the literature (time / power / stability). It is obvious that the cavity factor must always be taken into account, to respect composite layers of 2 mm thickness and the clinical protocols of adhesive dentistry. [55, 61, 70].

In the light-curing of posterior composite resins, the operator's experience is one of the successful factors. Stable positioning of the light guide during the entire duration of the exposure is necessary in order to optimize the polymerization of the composites. Because of the very low lateral polymerization of the surface covered by the output of the light guide, the stable positioning of the light guide perpendicular to the surface is very important; this is particularly important when the diameter of the guide approaches the diameter of the cavity.

### “Key Point”

The autofocus allows the optimization of the polymerization time, a constant light-curing quality thanks to the positioning corrector between the optical guide and the clinical site. The lamp calculates automatically and in real time during the clinical act, the time required for perfect polymerization, which is very important for the durability of adhesive restorations.

The laser aiming circle associated with the autofocus makes it possible to visualize and control the light zone where the power is maximum. Indeed, having a maximum of energy without controlling the orientation of the lamp causes the clinician to lose 50% efficiency on average.

## Anterior clinical cases

### Processing a coronal fracture (Fig. 9)

The principle of the layering technique, proposed by an Italian practitioner, Vanini, consists in replacing the missing fabrics by successive affixings in strata or layers of different masses of composite. Originally, materials lacking the required optical properties, several materials were used to recreate the properties of enamel and dentin. An improvement in the optical qualities of the composites, optimizing their esthetic rendering by similarity with the natural tissues of the tooth, has led to a simplification of the technique. As early as 1995, the principle had been proposed by Dietschi; it then requires a single composite mass for enamel and only one for dentin (different saturations). The evolution was thus made from an "anatomical" layering, with unsuitable materials (opacity, translucency, opalescence and fluorescence, different from those of the natural dental tissues), towards a stratification called "natural", with specific composites (made for layering), thanks to the improvement of their optical qualities. In the case of adhesive techniques in the direct technique, only the methods of layer-by-layer stratification can claim a final aesthetic, biological and functional result. [11, 76]. Indeed, these stratification methods make it possible to obtain, unlike the conventional restoration method using traditional composites, a control of the polymerization shrinkage by specific implementation of thin layers of composite (1 to 1.5 mm) and an individual light-curing of each increment, and not a single light-curing of a large mass of composite. This makes it possible to compensate in part for the effects of polymerization shrinkage [52]. Reliable, predictable

and reproducible results are thus associated with an aesthetic and a natural aspect of the final restoration [76].

For corner restoration following a fracture (Fig. 9A), the clinical protocol was as follows:

- During the first session, a *clinical and radiological examination* is performed to rule out any break in the pulp horn, pulp mortality of the tooth and evaluate the importance of the loss of substance. Performing a *palatal silicone key* (after performing the impression and a wax-up) makes the guided mounting of the palatine wall and thus facilitates the positioning in space of the future restoration (practically no occlusal adjustments)
- During the second clinical session, a cleaning of the tooth with pumice and water is performed, as well as a preliminary analysis of the general morphology of the tooth, the type of free edge, macro- and microreliefs and characteristics specific to the nature of the tooth or its age. The choice of shade is made; for the clinical case, it is the A3 shade (Ceram X duo®: E2 associated with D3). After anesthesia, the preparation of a wide bevel or peripheral chamfer under spray is performed. The fitting of the silicone key is done before the bonding procedures. The single-dose adhesive system with acid conditioning of dental tissues (Prime & Bond NT® Dentsply Detrey) was used to have a good bonding (chewing and occlusion):
  - ◆ 37% phosphoric acid dentin etching (the etching gel is placed on the enamel after 15s, it is spread on the dentine surface for 15s more),

- ◆ Abundant rinsing for at least 15 to 30s and drying (without drying or dehydrating dentin),
- ◆ Application of the adhesive, allowed to penetrate for 15 to 20s by massaging the dental tissues, then application of a light air jet to eliminate the solvent,,
- ◆ Then light-curing in progressive mode with the Mini LED AF®.

The insertion of the E2 palatal enamel composite is done by means of the silicone key (Fig. 9B, C, D) in a thin layer according to the guided stratification protocol; the light-curing of the palatal enamel layer in AF Fast mode (10 s), as the C factor is favorable. After mounting the palatal wall, the light-curing is done first in the vestibular face by holding the silicone key, then in palatine after removing the key; setting up of the "dentin" D3 composite layer (internal morphology) is performed, then polymerized in AF fast mode (10 s). The insertion of the E2 vestibular enamel composite (external morphology: macro geographies) is then made and polymerized in AF fast mode (10 s). The rough, micro geography, finishing and polishing are performed to obtain a correct final result (Fig. 9E, F) after a rigorous control of the occlusion. Occlusion paper recording of the anterior incisal guide paths and laterals allows precise adjustment of reconstructions and thus ensures their durability.

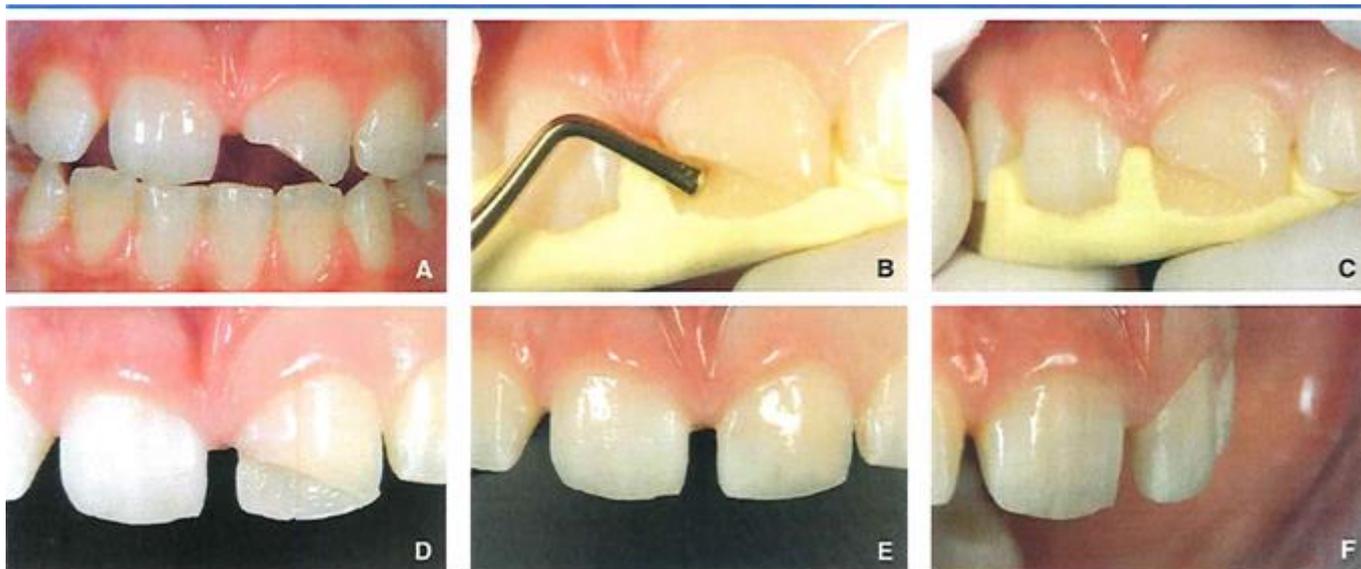


Fig. 9. Composite restoration (Céram X duo® from Dentsply Detrey).

A. Preoperative case. B & C. Guided stratification. D. Palatal wall (composite E2). E, F. Postoperative cases.

#### Remplacement d'anciennes restaurations composites

In the clinical case presented (Fig. 10A), the guided layering technique was used. The direct composite restoration technique is the one most suitable for replacing old restorations. This is a young woman of 23 years old. Both central incisors have inadequate and unaesthetic restorations, giving them a grayish appearance. It was decided to replace the restorations and to use the Tétric EvoCéram® material in the direct laminating technique associated with the Excite DSC® adhesive system. [4, 28, 40]. During the first clinical session, an impression is taken. A wax-up produced serves as an aesthetic project and allows the realization of silicone keys for guided layering (a silicone key serving as a guide for the

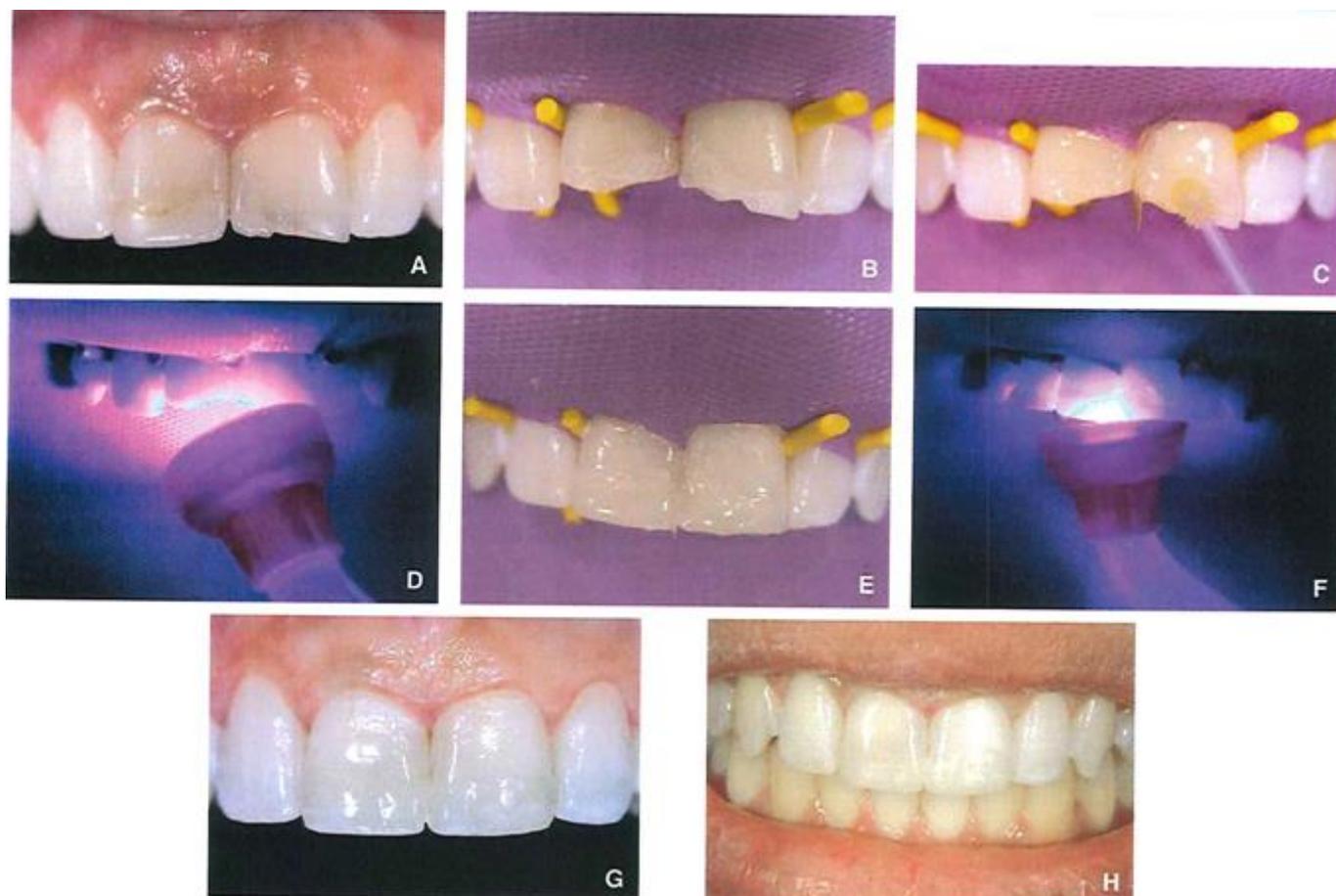
reconstruction of the palatal surfaces and another as a layering guide).

After shade determination, the tooth preparation steps are performed under the operating field (Fig. 10B); the old restorations are removed and a peripheral bevel cut is made all around the preparation. After the preparation step, conditioning of the tooth is performed. Then, after using the acid etching gel followed by careful rinsing, the Excite DSC® adhesive system is applied to dentin and enamel, taking care to separate the teeth by transparent strips. The adhesive was polymerized in progressive mode with the Mini LED AF®; this allows to softly light-curing the adhesive system and avoid too fast shrinkage that could generate sealing defects and postoperative sensitivities [10, 11, 73] (Fig. 10C, D). For simplified

layering, the Tetric EvoCeram® composite was used. The different composite layers (enamel, dentin and enamel) were light-cured for 6 seconds in fast mode (favorable C-factor and very thin layers) with the Mini LED (Fig. 10E, F).

The assembly is done in small layers, avoiding the excesses thanks to the different thickness controls of the composite with the

laminating guide key and respecting the anatomical shapes to have a good final aesthetic result (Fig. 10G, H). A final LED light-curing is carried out mode "full power" (10 s at the labial surface level and 10 s at the palatal surface level) by combining laser targeting with autofocus system. A good final polishing is done.



**Fig.10.** Composite restoration (Tetric EvoCeram® Ivoclar Vivadent).  
**A.** Preoperative case. **B.** Preparation. **C.** Adhesive System (Excite®) **D.** LED light-curing.  
**E.** Tetric EvoCeram® Composite **F.** LED light-curing. **G, H.** Postoperative cases.

## Posterior clinical Cases

In the posterior clinical case (Fig. 11), the simplified Ceram X Mono® layering technique with the Xeno 111® single-dose adhesive system (Dentsply Detrey) was chosen using the Mini LED to light-cure adhesive and the different layers of composite. This is a young woman of 25 years old. Her lower left first molar has a decay recovery under an old composite restoration and ingress at the interface of this restoration (Fig. 11A). To replace this restoration, Ceram X Mono® material is used in direct technique; this Ceram X Mono® system is a simple and easy-to-use therapeutic solution because there are seven shades of intermediate opacity comparable to traditional composites.

After shade determination, the tooth preparation steps are performed according to the principles of adhesive dentistry (Fig. 11B). The old composite restoration is removed under a spray turbine; then, to totally eliminate the carious lesion, the contra-

angle is used with tungsten carbide milling ball-ends. The shape of the cavity is rounded with no angles; the preparation margins are sharp and without bevel; the use of the surgical field is essential to achieve a good bonding process free from saliva [9, 13, 15, 28]

After the preparation step, the conditioning of the tooth is done with Dentsply Xeno III® Self-Etching Adhesive uni dose because it allows to simplify the operative implementation reducing the number of steps to achieve. This type of adhesive system is used because the dentinal surfaces are important; it causes a marked reduction in postoperative sensitivities by simultaneously performing the functions of acid etching gel, primer and adhesive on dentin and enamel. The adhesive was light-cured in progressive mode with the Mini LED lamp (Fig. 11C, D).

For simplified layering, we use the Ceram X Mono® composite for the restoration. The different composite layers were light-cured in progressive mode with this third-generation LED lamp by combining laser targeting with autofocus (unfavorable C factor and

deep layers in the proximal box). Initially, the Ceram X Mono® composite is installed in thin and oblique layers to reconstitute the proximal wall (Fig. 11E, F).

Regarding the dentine core, the color composite Ceram X Mono® M5 is used.

To accentuate the internal anatomy and give depth to the restoration, a composite hue of intake Ceram X Mono® M3 is placed in intermediate layer. The occlusal assembly is then

performed using Ceram X Mono® M2. Its addition is made by different small balls of composite restoring the different cusps to have a good morphological and final aesthetic result (Fig. 11G, H).

A final LED light-curing is done in "full power" mode (6 s at the occlusal surface level and 12 s at the vestibular and lingual surfaces level).



**Fig.11.** Posterior composite restoration (Ceram X Mono® from Dentsply Detrey).

**A.** Preoperative case. **B.** Preparation. **C.** Adhesive System (Xeno III®). **D.** LED light-curing. **E.** Proximal wall made of Céram X Mono®. **F.** LED light-curing. **G, H.** Postoperative cases.

## Anterior indirect clinical case (Fig. 12)

For bonded indirect restorations, the lamp must be strong enough to light-cure through the ceramic material. However, it is imperative to use adhesive systems and dual polymerization bonding materials. For ceramic veneers, even if their thickness is less than 1.5 mm, the light beam is difficult to pass through the material especially if opaque ceramics are needed to hide dyschromias, for example it is therefore necessary to use higher powers associated with longer times. However, it is necessary to use the progressive mode during the first exposure time to avoid a light-curing too brutal. In this clinical case of an old restoration breakage (Fig. 12A), supra-gingival preparation was performed with palatal return (Fig. 12B). For the bonding of feldspar ceramics

we used the Excite DSC® adhesive system, which is therefore dual, combined with the Variolink II® bonding composite, which is also dual. For the indirect bonded restoration presented (Fig. 12C, D), the clinical protocol was as follows:

□ consultation:

- ◆ Clinical and radiological examination,
- ◆ Preliminary analysis of the general morphology of the tooth, the type of free edge, the macro- and microrelief as well as specific features of the nature of the tooth or its age,
- ◆ Shade determination,
- ◆ Impression taking;

□ First clinical session:

- ◆ Realization of silicone guides (wax-up), one used for the realization of the temporary veneer and another for the visualization of the thickness during the preparation,
  - ◆ Anesthesia, cleaning the tooth with pumice and water,
  - ◆ Shade determination, tooth preparation using spray with thickness control by the guide key,
  - ◆ Shade confirmation,
  - ◆ Temporary,
  - ◆ Impression ;
- Second clinical session:
- ◆ Anesthesia
  - ◆ Temporary removal and cleaning of the tooth with pumice and water,
  - ◆ Fitting of the ceramic veneer, checks of the contact points but not of the occlusion,
  - ◆ Bonding procedure: use of the dual adhesive system with acid conditioning of the dental tissues (Excite DSC®) associated with the dual bonding composite (Variolink II®),
- ◆ Preparation of the inner aspects of the ceramic veneer: hydrofluoric acid etching, abundant rinsing for at least 15 to 30 s, drying and neutralization of the acid, application of the silane and then the adhesive,
  - ◆ Preparation of the tooth: 37% phosphoric acid enamel-etching, abundant rinsing for at least 15 to 30 s, drying (without drying or dehydrating the dentin), application of the adhesive, which must penetrate for 15 to 20 s while rubbing, then apply a light jet of air to remove the solvent,
  - ◆ Placement of the dual bonding composite in the underside of the veneer and positioning on the tooth. Eliminate excess with floss and brushes by keeping the veneer in place,
  - ◆ Light-curing in pulsed mode with the Mini LED AF® (three flashes to freeze the composite), excess removed,
  - ◆ Final light-curing in progressive mode with the Mini LED lamp with laser targeting,,
  - ◆ Occlusion checking.

The bonded restoration (Fig. 12C, D) allows a good functional, periodontal and aesthetic integration.

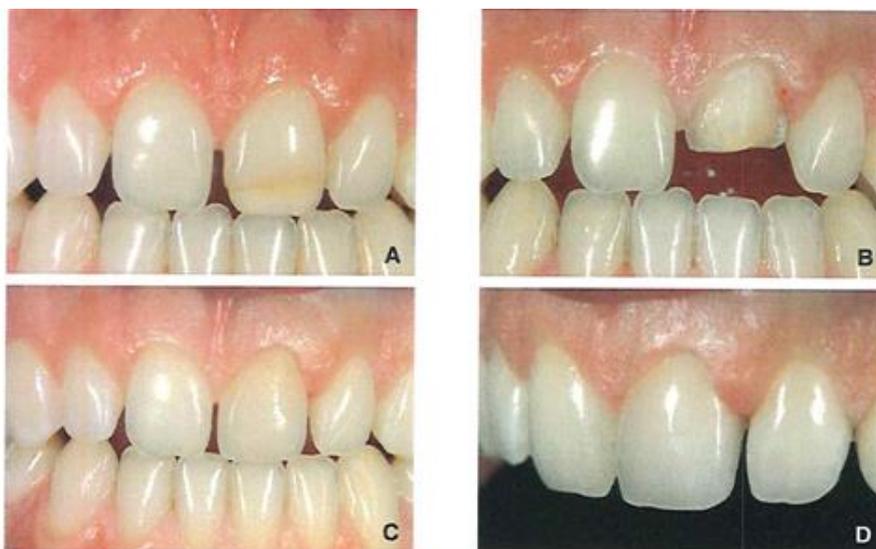


Fig.12. Ceramic veneer bonded using Variolink II® Ivoclar Vivadent.  
A. Initial case. B. Preparation. C. Bonded veneer setting. D. Bonded veneer (proximal view).

## Posterior indirect clinical case

For indirect glued posterior restorations, the lamp must be powerful enough to light-cure through the ceramic or composite material which has greater and with a minimum of 2mm thicknesses. It is therefore very difficult to make a simple light-curing, given the thickness of onlays or other indirect bonded restorations; the light beam indeed has difficulties to go through the material, especially if opaque or composite ceramics are needed to hide the dichromatics or if endo-crowns are performed, for example, as in the clinical case presented. It is therefore necessary to use adhesive systems and dual light-curing bonding materials.

For the clinical case of restoration of a pulped tooth (Fig. 13), the choice was to put in place an endo-crown (supra-gingival limits) and thus avoid coronadicular reconstitution, very difficult to achieve for

this case. Indeed, the tooth being very damaged, a conventional technique would have resulted in a significant disrepair during the peripheral preparation with significant subgingival limits. For the bonding of this ceramic, the Excite DSC® adhesive system, therefore dual, combined with the Variolink II®t bonding composite, also dual, was used.

For the bonded indirect restoration type Monobloc® (Fig. 13), the clinical protocol was as follows:

- Consultation:
  - ◆ Clinical and radiological examination (Fig. 13A),
  - ◆ Preliminary analysis of morphology and occlusion,
  - ◆ Shade determination,
  - ◆ Impressions taking to perform a wax-up and an occlusal study;
- First clinical session:

- ◆ Creation of a silicone guide from the wax-up (Fig. 13D) to realize the temporary restoration, which allows to visualize the thickness of the future restoration (minimum 2 mm for the ceramic),
  - ◆ Removal of the old amalgam restoration (Fig. 13B) and filling of the undercuts with fluid composite after adhesive treatment (Fig. 13C),
  - ◆ Light-curing of the composite in progressive mode with the Mini LED lamp with the laser targeting,
  - ◆ Tooth preparation using spray,
  - ◆ realization of the provisional type Monobloc® crown which prefigures the future restoration,
  - ◆ Impression,
  - ◆ Sealing the temporary restoration (Fig. 13E) ;
- Second clinical session:
- ◆ Temporary Monobloc® type crown removal and tooth cleaning with pumice and water,
  - ◆ Fitting of the Monobloc® type crown (Fig. 13F, G, H), for contact point and limit checks, but not for occlusion,
  - ◆ Bonding procedure: the dual adhesive system with acid conditioning of dental tissues (Excite DSC®) associated with the dual bonding composite (Variolink II®) was used; the procedures are the same as for the previous indirect case with the preparation of the inner aspects of the crown type Monobloc® ceramic and the preparation of the tooth,
  - ◆ Implementation of the dual bonding composite in the inner aspects of the Monobloc® type crown and positioning on the tooth. Eliminate excess with dental floss and brushes by keeping the indirect restoration in place,
  - ◆ Light-curing in pulsed mode with the Mini LED AF® (three to five flashes to freeze the composite), excess removed
  - ◆ photo-polymérisation en mode progressif avec la lampe Mini LED AF®,
  - ◆ Occlusion checking,
  - ◆ ☑ final light-curing in full power mode with the Mini LED lamp and final result (Fig. 13I, J).

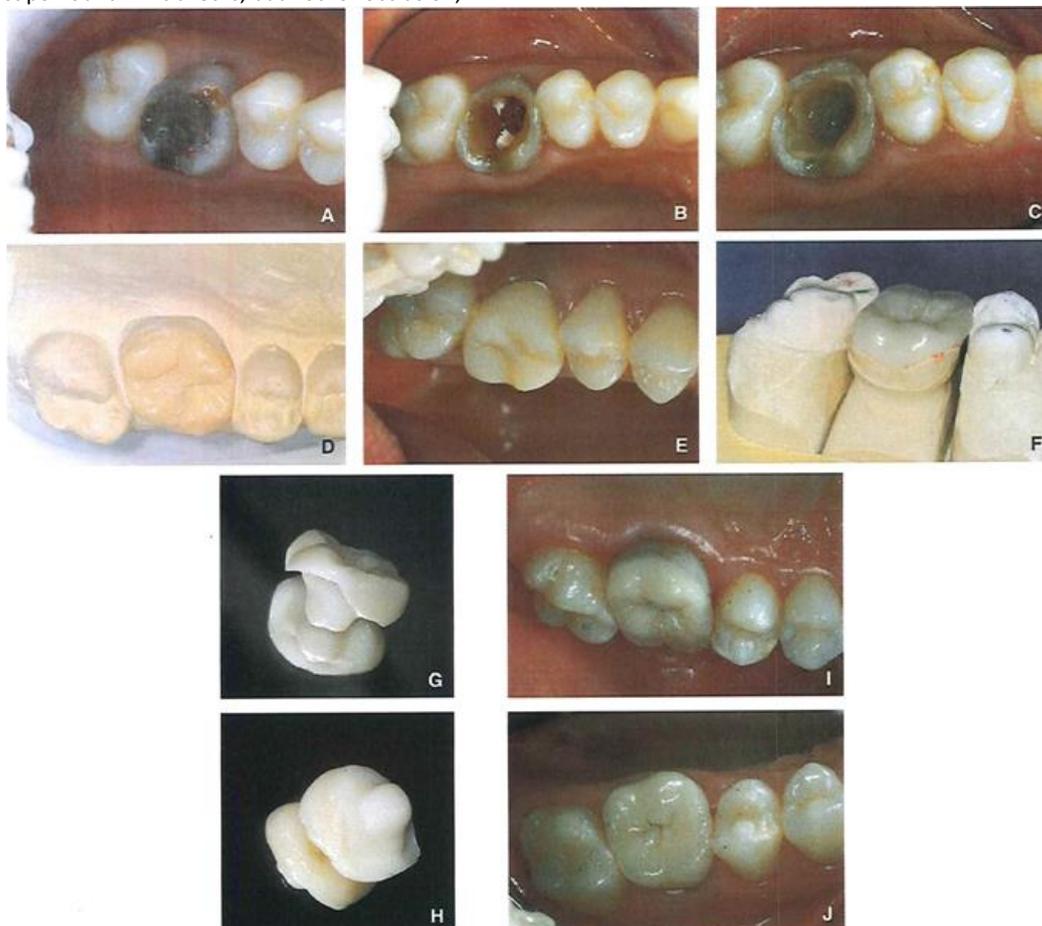


Fig.13. Monobloc type crown bonded with Variolink II@ Ivoclar Vivadent.

A. initial case. B. Old amalgam restoration removed. C. Fluid composite placed in undercuts.

D. Wax-up. E. Temporary restoration. F. Monobloc type crown on model. G. General view of ceramic restoration. H. Inner aspects of the ceramic endo crown. I. Bonded restoration: palatal view. J. Bonded restoration: occlusal view.

## Clinical case of dentofacial orthopedics

A young patient who came to a specialized dentofacial orthopedic consultation. After diagnosis, he presents a skeletal class I with a divergent typology, from the alveolodental point of view. This child has a Class II canine and molar, a lower proalveolia and a slight dentomaxillary disharmony (Fig. 14A, B, C).

A bi-maxillary multi-braces treatment is proposed for alignment, leveling and correction of the Class II intermaxillary traction tooth.

The braces are installed as follows (Fig. 14):

- Cleaning teeth with a mechanical brush and pumice;
- Rinsing with water and preparing the enamel: the drying must not be excessive. Just remove the excess water without drying the enamel surface;
- Setting up the adhesive system:
  - First a self-etching primer is used (Transbond® More Self Etching Primer 3M). It takes the form of blister with three tanks. It is necessary to take the case of the disposable applicator in one hand; with the thumb and forefinger of the other hand, it is necessary to compress the liquid until it emerges completely

from the tank into the black white tank. From that moment, the liquid must be compressed without pressing excessively to make the move into the third tank, the purple one. The applicator must mix for 5 s the different liquids to have a homogeneous product of light yellow color. This product is then applied to the enamel by rubbing with light pressure for a minimum of 3 to 5 seconds per tooth. For a good preparation of the tooth, it is then necessary to send a moderate jet of air during 1 to 2 s (Fig. 14D) ;

- Placing braces on each tooth and light-curing: the bonding must be done afterwards and is done tooth by tooth. The orthodontic adhesive light-cure (Transbond® XT 3M) is set up in the lower surface or base of the brace. The brace should then be placed on the tooth in the defined position with a high pressure, excess adhesive being gently removed around the base of the clip, avoiding movement. Light-curing is then performed; the factor C being favorable, a fast mode exposure is made (6s for each brace) (Fig. 14E);
- The maxillary attachments being positioned (Fig. 14F), placement of the arch in the grooves will be performed as well as placement of the ligatures.

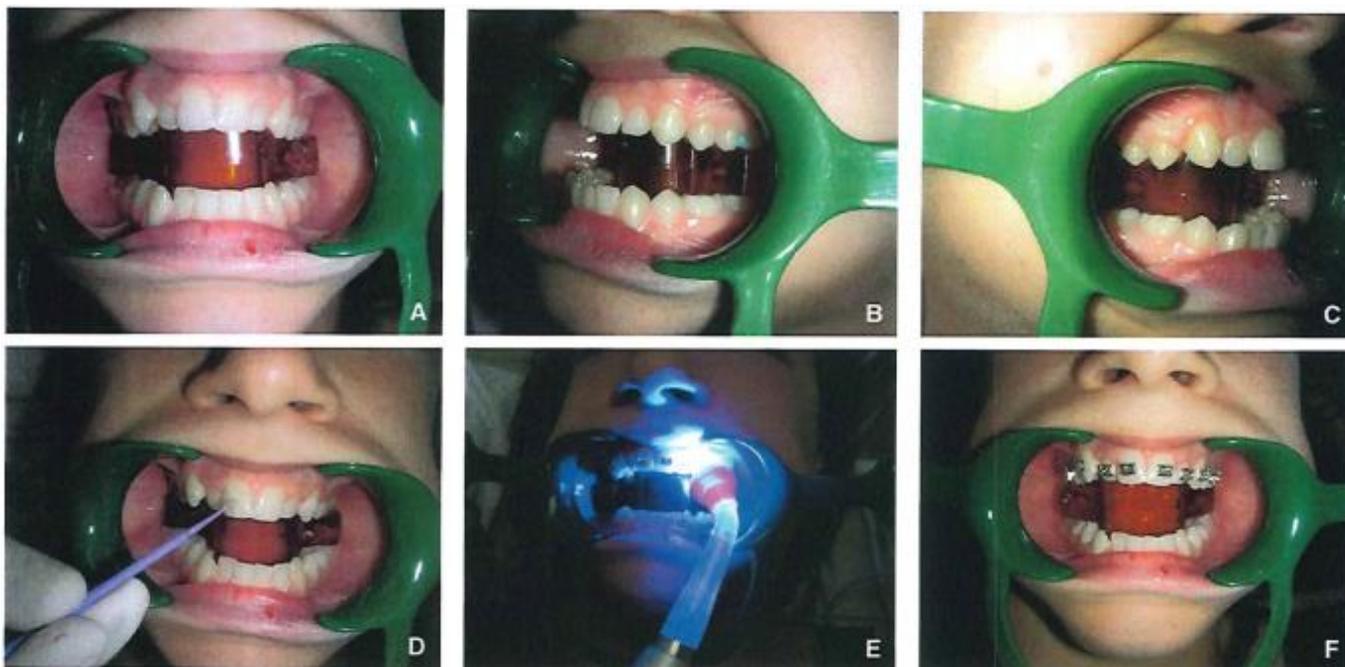


Fig.14. Maxillary multi-bands treatment.

- A.** Initial Case front view. **B.** Initial Case left view profile. **C.** Initial case right view profile.  
**D.** Application of 3M Espe Transbond® Plus Self Priming Primer.  
**E.** light-curing of the Transbond® XT adhesive from 3M Espe for bonding with Mini LED AF® from Satelec in Fast Mode.  
**F.** Final case of bonded maxillary bands.

## ■ Conclusion

Second generation LED technology combined with different insolation modes (full power mode, progressive mode and pulsed mode) allows good light-curing of dental materials [16, 26-29]. Many clinical situations can be treated by this technology in daily practice, while respecting the principles of adhesive dentistry [36, 46]. This has many advantages (minimal preparations, aesthetics, biocompatibility, etc.), but also many disadvantages (delicate implementation, strict protocols, difficult light-curing in certain clinical situations and in depth, etc.). The third-generation LED lamps are a real revolution because, in addition to equaling the best halogen, plasma or LED light-curing lamps, they offer completely innovative clinical means. The third generation LED lamp seems superior to those of all previous generations. The clinician may adjust the irradiation mode either to the material or the technique, having a single lamp. In addition to these exceptional data, unique functions and characteristics of this third generation make it possible to reduce the disadvantages encountered during clinical achievements and thus secure long-lasting and better quality restorations. Currently, it is important that the practitioner can choose himself the technique and lamps that seem most appropriate. For the realization of clinical cases and in vitro studies, we used the Mini LED AF lamp @ concept recognized by professional bodies.

## ■ Références

- [1] Duret F, Pélissier 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(44):3547-58.
- [2] Duret F, Pélissier B, Moyen O. Features of plasma arc curing in orthodontics. *Rev Orthop Dento Faciale* 2000;34:525-38.
- [3] Emami N, Soderholm KJ, Berglund LA. Effect of light power density variations on bulk curing properties of dental composites. *J Dent* 2003; 31:189-96.
- [4] Pélissier 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
- [5] Pélissier B. Influence du mode d'irradiation lumineuse sur le degré de polymérisation des biomatériaux composites et dérivés. [Thèse Doctorat], Université Montpellier. 2002.
- [6] Johnstone B. Out of the Blue. *Forbes Global* 1999;9:66-71.
- [7] Pélissier B, Chazel JC, Castany E, Duret F. Lampes à photo-polymériser. *EMC* (Elsevier Masson SAS, Paris), Stomatologie, 22-020-A-05, 2003 : 11p.
- [8] Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photo initiator dependent composite depth of cure and knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials* 2003;24: 1787-95.
- [9] Althoff O, Hartung M. Advances in Light Curing. *Am J Dent* 2000: 13 (special issue).
- [10] Caughman GB, Rueggeberg FA, Curtis JW. Clinical guidelines for photo curing restorative resins. *J Am Dent Assoc* 1995;126: 1280-6.
- [11] Cheekhooree KS. Photo polymérisation des résines composites directes : étude prospective des lampes à polymériser dans les cabinets dentaires du département de l'Hérault. [Thèse Chirurgie Dentaire], Montpellier, 2005.206p.
- [12] 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 :225-60
- [13] Davidson CL, De Gee AJ. Light-curing units, polymerization, and clinical implications. *J Adhes Dent* 2000;2: 167-73.
- [14] Burgess JO, De Goes M, Walker R, Ripps AH. An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. *Pract Periodont Aesthet Dent* 1999;11 :125-32
- [15] Christensen G. The curing light dilemma. *J Am Dent Assoc* 2003;133: 761-3.
- [16] Duret F, Pélissier B. Fotopolimerizacion y Blanqueamiento Dentario. Buenos Aires: U Maimonides; 2006.
- [17] Yap AU, Seneviratne C. Influence of light energy intensity on effectiveness of composite cure. *Oper Dent* 2001;26:260-6.
- [18] Pélissier B, Chazel JC, Duret F. Les lampes à LED de troisième génération. *Alpha Oméga News* 2007;109: 12-5.
- [19] 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
- [20] 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.
- [21] 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.
- [22] Goracci G, Mori G, Casa De Martinis L. Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations. *Quintessence Int* 1996 ; 27 :355-61.
- [23] Unterbrink GL, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent* 1995;23: 183-9.
- [24] Yap AU. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Oper Dent* 2000 ;25 :113-20
- [25] Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based-light-curing units. *J Am Dent Assoc* 2002; 133:335-41.
- [26] Duret F, Pélissier B. Die LED-Lampen der zweiten Generation (studieTeil 2). *Dentalzeitung* 2004;5:52-8.
- [27] Duret F, Pélissier B. Die LED-Lampen der zweiten Generation (StudieTeil 1). *Dentalzeitung* 2004;5:10-2
- [28] Pélissier B, Chazel JC, Castany E, Duret F. Photo polymérisation LED: approche clinique. *Alpha Oméga News* 2003;80:13-5.
- [29] Pélissier B, Chazel JC, Castany E, Hartmann P, Duret F. In: *Curing with the blues*. DPR Europe; 2004. p. 8-12.
- [30] Pélissier B, Castany E, Duret F. Les lampes LED de deuxième génération: évolution de la photo-polymérisation. *Le Point* 2006;196: 12-22 (Soc Méd Dent Beige).
- [31] Kennedy J. In: *Light curing device power control system*. USA: Edited by Office Up; 1991 (vol 5. p. 33-83).
- [32] Kennedy J. *Portable LED photo curing device*. USA: United States Patent; 1993 (vol 5. p. 420. 768).
- [33] Kennedy J, Kayser R. *Portable light emitting apparatus with a semiconductor emitter array*. USA: United States Patent; 1994 (vol 5. p. 634.711).
- [34] McDermott K. In: *Flashlightfor covert applications*. USA: Edited by Office Up; 1991 (vol 5. p. 161-879).
- [35] Mills RW. Blue light emitting diodes - another method of light curing? *Br Dent J*
- [36] Freedman G. Bayers' Guide to Curing Lights. *Dent Today* 2003;9:140-51.
- [37] 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.
- [38] Berger D, Kreitmair E. Appareil rayonnement pour la polymérisation de résines. In: *EP*. vol. EP. O. 879. 582 A2. europe; 1997.
- [39] Christensen RP, Palmer T. New resin curing light, High Intensity vs. Multi-mods Intensity, Status report: 2. *CRA Newlett* 1999;23:1-5.
- [40] Stansbury JW. Curing dental resins and composites by polymerization. *J Esthet Dent* 2000 ;12 :300-8
- [41] Porko C. Pulpal temperature change with visible light-curing units. *Oper Dent* 2001 ;26 :181-5
- [42] Strydom C. Curing lights: the effects of clinical factors on intensity and polymerization. *SADJ* 2002;57:181-6.
- [43] Strydom C. Curing lights maintenance of clinical factors on intensity and polymerization. *SADJ* 2002:57: 181-6.
- [44] Strydom C. Dental curing lights maintenance of visible light curing units. *SADJ* 2002:57:227-33.

- [45] Pélissier B, Duret F. Embouts des lampes à photo-polymériser. *EMC* (Elsevier Masson SAS, Paris). *Stomatologie*. 22-020-A-06, 2007 : 15p
- [46] Moussally C, Cazier S. Quelle lampe h photopolymériser? *Inf Dent* 2008;90(39):2337-42
- [47] 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
- [48] Rueggeberg FA, Ertle JW, Mettenberg DJ. Contemporary issues in photocuring. *Compend Cont Educ Dent* 1999;25:4-15 [suppl].
- [49] 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.
- [50] Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater* 2002;18:463-9
- [51] Kuijs RH, Fennis WM, Kreulen CM, Barink M, Verdonckotn. Does layering minimize shrinkage stresses in composite restorations? *J Dent Res* 2003;82:967-71.
- [52] 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
- [53] Harrington L, Wilson HJ. Determination of radiation energy emitted by light activation units. *J Oral Rehabil* 1995;22:377-85.
- [54] 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.
- [55] Yearn JA. Factors affecting cure of visible light activated composites. *Int Dent* 1985;35:472-80.
- [56] Cattani-Lorente M, Bouillaguet S, Godin C, Meyer JM, Payot P, Forchelet J. Caractérisation de trois sources lumineuses. *Rev Mens Suisse Odontostomatol* 2003;113: 1165-70.
- [57] Crim GA. Micro leakage of three resin placement techniques. *Am J Dent* 1991;4:69-72.
- [58] Davidson C, Feilzer A. Polymerisation shrinkage and polymerisation shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 1997;25:435-40
- [59] 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.
- [60] Moseley H, Charlton DG, Moore WS. An assessment of visible-light polymerizing sources. *J Oral Rehabil* 1986;13:215-24.
- [61] 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
- [62] Yap AU, Ng SC, Siow KS. Soft-stan polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent* 2001 i26:260-6
- [63] Musanje L, Darvell BW. Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dent Mater* 2003;19:531-41
- [64] 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.
- [65] Peutzfeldt A, Asmussen E. The effect of post curing on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. *J Dent* 2000;28:447-52.
- [66] Pilo R, Cardash HS. Post-irradiation polymerization of anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dent Mater* 1992;g:299-304
- [67] 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.
- [68] Pires JA, Cvitko E, Denehy GE, Swift Jr. EJ. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin micro hardness. *Quintessence Int* 1993;24:517-21.
- [69] Rueggeberg FA, Jordan DM. Effect of light tip distance on polymerization of resin composite. *Int J Prosthodont* 1993;6:364-70.
- [70] Opdam NJ, Feilzer AJ, Roeters JJ, Smale I. Class I occlusal composite resin restorations: in vivo post-operative sensitivity, wall adaptation, and micro leakage. *Am J Dent* 1998;M:229-34.
- [71] Rueggeberg FA, Caughman WF. Factors affecting light transmission of single-use, plastic light-curing tips. *Oper Dent* 1998;23: 179-84.
- [72] 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.
- [73] Rueggeberg FA, Ertle JW, Menenburg DJ. Polymerization depths of contemporary light-curing units using micro hardness. *J Esthet Dent* 2000;12:340-9.
- [74] Kanca 3<sup>rd</sup> J, Suh BI. Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavo surface margins. *Am J Dent* 1999;12:107-12.
- [75] Harrington L, Wilson HJ. Light-activated restorative materials: a method of determining effective radiation times. *J Oral Rehabil* 1996:23:210-8.
- [76] Albers HF. Tooth-colored restoratives. London: BC Decker; 2002 (302p).
- [77] 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.
- [78] Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second generation LED curing light. *J Can Dent Assoc* 2003;69:666-71.

B. Pélissier.

UFR d'Odontologie de Montpellier I, 543, avenue du Professeur Jean-Louis Viala, 34193 Montpellier cedex 5, France.

E. Castany.

11, rue de la République, 34000 Montpellier, France.

M. Crouan.

Centre dentaire Paul Guin, 28, quai Boissier de Sauvages, 30100 Alès, France.

V. Maurat.

Laboratoire SEDR, 11560 Fleury d'Aude, France.

F. Duret.

UFR d'Odontologie de Montpellier I, 545, avenue du Professeur Jean-Louis Viala, 34193 Montpellier cedex 5, France.

All references to this article must bear the following words: Pelissier B., Castany E., Crouan M., Maurat V., Duret F. Evolution of the light-curing lamps: third generation of LED lamps and clinical applications. *EMC* (Elsevier Masson SAS, Paris), *Stomatology / Odontology*, 22-020-A-09, 2009.

Available on [www.em-consulte.com](http://www.em-consulte.com)