



DOSSIER
Occlusion et concepts actuels
205

Insertion et lignes de finition
des facettes céramiques
Jean-François Lasserre 191

Polymérisation et dentisterie
esthétique adhésive
Bruno Pelissier et coll. 259

Pas à pas :
L'érosion-infiltration
Carme Riera 274

QDRP 3/20

QUINTESSANCE DENTISTERIE RESTAURATRICE ET PROTHÈSE

 QUINTESSANCE PUBLISHING

VOLUME 14 / NUMÉRO 3 / SEPTEMBRE 2020

Polymérisation et dentisterie esthétique adhésive



photopolymérisation
spectre d'émission
intensité
homogénéité
collimation

Notre profession a toujours eu conscience de l'importance de la préservation de la structure naturelle des dents, mais le problème était qu'il y a quelques décennies, beaucoup des matériaux utilisés exigeaient des préparations invasives de la dent, s'étendant habituellement au-delà des marges de la destruction causée par les caries. En outre, beaucoup de ces matériaux n'étaient pas également esthétiques. La réalisation d'une dentisterie minimale et non invasive a seulement été rendue possible, avec plus de possibilités thérapeutiques, lorsque des composites photopolymérisables, à base de résine, associés à des adhésifs ont commencé à être utilisés. Il est incontestable qu'au même titre que l'adhésion, la photopolymérisation a changé la dentisterie et a entraîné une révolution thérapeutique (Fig. 1).

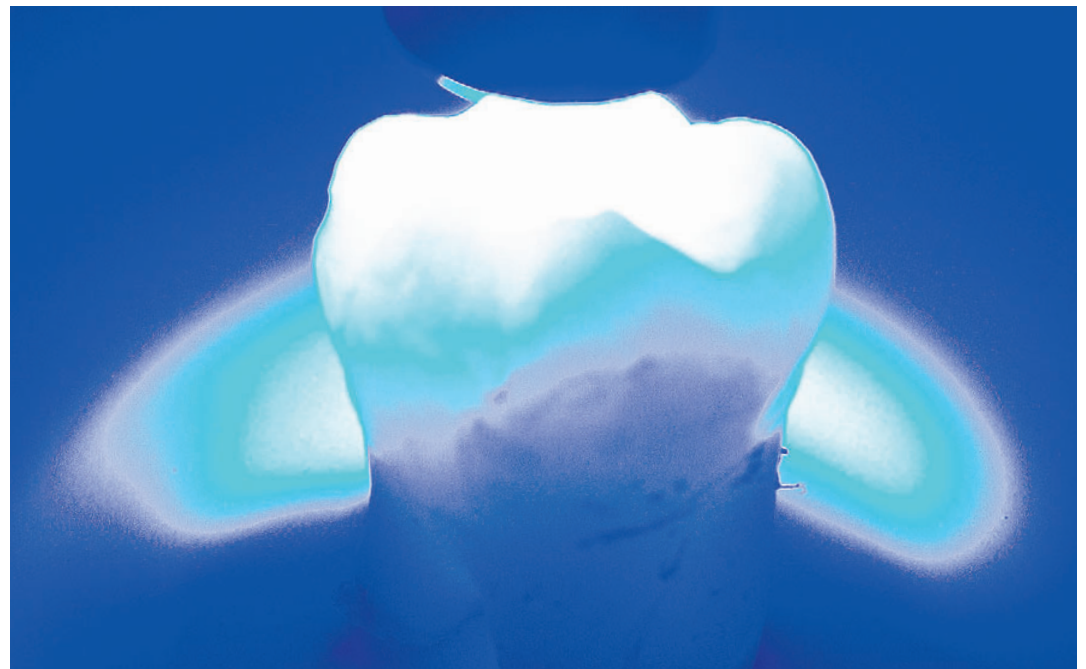


Fig. 1 Irradiation lumineuse.

Bruno Pelissier¹
Rafael Beolchi²
Mathieu Bons¹
Aiping Huang³

¹ Université Montpellier I,
UFR d'odontologie.

² Master en biomatériaux,
Institute of Nuclear Research
and Engineering, Université
de São Paulo, Brésil.
Chercheur associé,
Collège de dentisterie de UNESP,
São José dos Campos, Brésil.

³ Hôpital central de Karamay,
département de stomatologie,
Xinjiang, Chine.



BRUNO PELISSIER

6 rue des Chênes verts
34830 Jacou

✉ bg.pelissier@free.fr

INTRODUCTION

Aujourd'hui, la majorité des matériaux directs composites, mais aussi indirects dépendent de cette technique, mais malheureusement, elle s'appuie sur la compréhension contemporaine du sujet avec de nouvelles recherches et découvertes dans ce domaine. La photopolymérisation est un sujet sous-estimé dans les cabinets dentaires et les écoles dentaires. Il faut prendre conscience du rôle important de la photopolymérisation et il ne fait aucun doute qu'elle mérite une meilleure compréhension si nous voulons que nos restaurations soient plus durables et prévisibles, tant sur le plan esthétique que fonctionnel. On sait

déjà que l'obtention d'un haut degré de conversion des composites est l'une des plus grandes préoccupations lors de la photopolymérisation, car c'est l'une des conditions d'une restauration de longue durée. Cela dit, des sujets tels que la densité d'énergie, la collimation de lumière, quels photo-initiateurs sont utilisés dans le matériau, l'emplacement et le type de restauration, et la distance entre l'extrémité de la lumière et la restauration sont quelques exemples de ce qui est nécessaire pour obtenir un matériau mieux polymérisé.

Photopolymérisation et dentisterie esthétique adhésive sont liées et indissociables. Actuellement, en fonction des situations cliniques,

nous pouvons réaliser de nombreuses restaurations antérieures et postérieures directes, mais aussi indirectes collées, esthétiques et fonctionnelles de qualité. Cependant, il est nécessaire de bien savoir se servir de sa lampe à polymériser et de la maîtriser pour optimiser la polymérisation des matériaux choisis et utilisés et pérenniser les résultats cliniques (**Fig. 2 à 5**).

Tous les matériaux photopolymérisables sont constitués de résines dans lesquelles sont intégrées différentes charges minérales. Des années 50 à 70, nous avons utilisé des matériaux chétopolymérisables qui prenaient en masse après un mélange souvent hétérogène et avaient une mise en place difficile à contrôler avec un temps de prise court. Leurs polymérisations



Fig. 2 Restauration composite directe antérieure du bord libre fracturé de l'incisive centrale²¹. Notez l'esthétique et le mimétisme dus à l'apport des masses de dentine et d'émail possibles par la stratification et la photopolymérisation (cas clinique réalisé par le Dr Romain Ceinos).



Fig. 3 Restaurations directes postérieures esthétiques et fonctionnelles sur les molaires inférieures réalisées par la technique de *composite-up* possible par la photopolymérisation des différents apports de composite (cas clinique réalisé par le Dr Dorian Bonnafous).



Fig. 4 Restauration céramique indirecte esthétique et fonctionnelle sur la première molaire supérieure, collée au composite chauffé polymérisé avec une lampe puissante (cas clinique réalisé par le Dr Dorian Bonnafous).



Fig. 5 Facettes en céramique esthétiques et fonctionnelles collées avec un composite photopolymérisable (cas clinique réalisé par le Dr Julien Roche, et le prothésiste Guillaume Sabathier).

étaient insuffisantes. Puis, sont apparus les matériaux photopolymérisables avec une prise et une mise en place contrôlées. Ils avaient différentes teintes, donc étaient plus esthétiques et surtout leurs polymérisations étaient de meilleure qualité. Leurs propriétés mécaniques et physiques n'ont cessé de s'améliorer au fil des années et actuellement, on peut dire que ces matériaux sont adaptés à la dentisterie moderne non invasive et esthétique.

Qu'est-ce que la photopolymérisation ?

Nous avons un ensemble de molécules éparées de taille réduite, et un impact lumineux suffisamment puissant et durable va initier une suite de réactions en chaîne et la formation d'un réseau 3D de macromolécules. Il y aura passage d'une phase liquide, ou semi-liquide pâteuse, à un état solide. Dans la polymérisation, il y a donc le passage des doubles liaisons aux simples liaisons carbone. Mais, toutes les molécules ne se lient pas entre elles ou ne s'y lient que par un seul côté. Le degré de conversion reflète donc le pourcentage de liaisons C = C restant dans le polymère et il se mesure en laboratoire par spectrométrie Raman ou infrarouge. Dans les conditions cliniques habituelles, le degré de conversion des composites directs est de 50 à 70 % seulement. En outre, pour un matériau photopolymérisable, le degré de conversion va varier en fonction de la source lumineuse, mais aussi de la technique opératoire. Le but recherché est donc d'atteindre le plus haut degré de conversion possible : plus le degré de conversion sera élevé, plus le matériau aura des propriétés mécaniques élevées donc sera pérenne dans le temps. Une étude a montré que 37 % des composites de restauration sont insuffisamment photopolymérisés¹. Si le degré de conversion est insuffisant, les propriétés

mécaniques et esthétiques des matériaux seront altérées et on aura une faible résistance mécanique, une érosion et une usure plus rapide avec une porosité de ces matériaux. Cela entraînera une mauvaise étanchéité, une dégradation du joint, des décolorations, une augmentation du risque de colonisation par les bactéries et donc une reprise des caries. On pourra avoir aussi des décollements (restauration indirecte, brackets, attelles...) et une libération de monomères entraînant une cytotoxicité et des sensibilités postopératoires. Une bonne compréhension de l'importance de la polymérisation est nécessaire pour éviter tous ces problèmes. Il faudra donc, pour initier la réaction, une bonne polymérisation avec une certaine longueur d'onde, une intensité lumineuse suffisante, un certain temps d'irradiation et une certaine stabilité².

Actuellement, en pratique quotidienne et dans la plupart des cas, les matériaux utilisés en dentisterie adhésive ne sont plus durcis que par l'apport de l'irradiation lumineuse d'une lampe LED de deuxième, voire de troisième génération, car les lampes halogènes ou à plasma ne sont pratiquement plus utilisées³⁻⁶. En effet, les sources lumineuses LED délivrent un spectre de rendement optimal, puisque la totalité de l'énergie produite sera utile à la réaction chimique. Comme elles sont économes en énergie, elles sont aptes à être alimentées par une source autonome constituée de piles ou de batteries rechargeables. Ayant une bonne ergonomie, les dispositifs optiques ont été considérablement améliorés et aussi simplifiés permettant ainsi de collecter et de diriger l'énergie lumineuse produite. Le photo-initiateur le plus utilisé et présent dans tous les matériaux dentaires photopolymérisables est la camphoroquinone (CQ) qui a un spectre d'émission à 470 nm. Le problème est que la camphoroquinone a une

Fig. 6 a et b (a) Lampe Polywave avec un spectre d'émission large, couvrant tous les photo-initiateurs. (b) Lampe essentiellement centrée sur la camphoroquinone donc avec un spectre d'émission étroit non adapté à la dentisterie adhésive moderne.

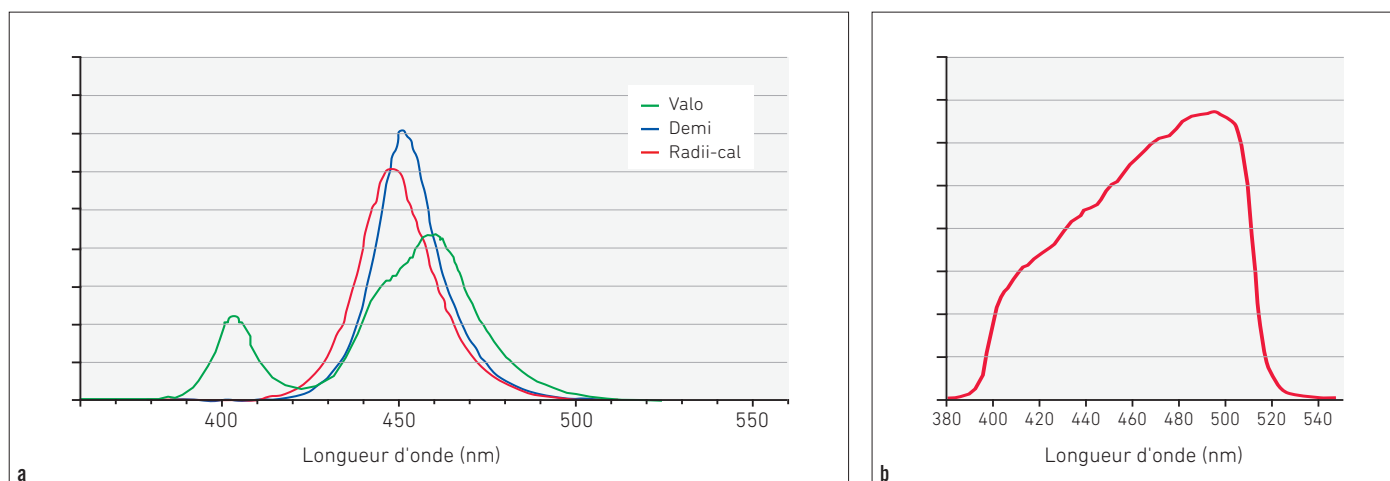
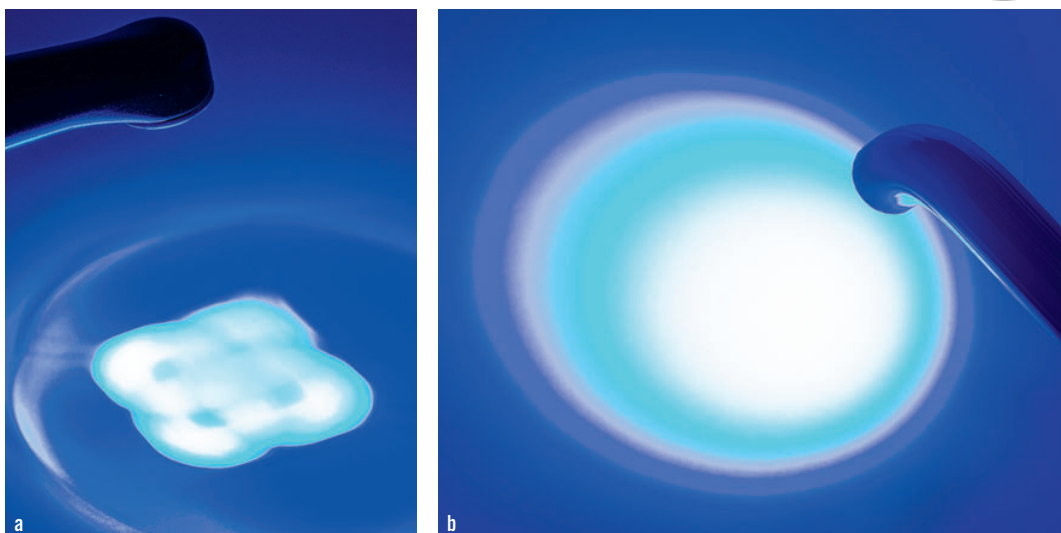


Fig. 7 a et b (a) Spectres d'émission de trois lampes. Seule la lampe Valo émet dans les spectres d'absorption des différents photo-initiateurs présents dans les matériaux (380 à 510 nm), les autres lampes étant centrées sur le spectre d'absorption de la camphoroquinone. (b) Large spectre d'émission d'une ancienne lampe halogène (Optilux de Kerr).

couleur jaune citron. Elle peut donc colorer les matériaux qui sont de plus en plus utilisés en dentisterie adhésive esthétique (collage, stratification...). Les matériaux clairs, voire transparents, possèdent donc moins de camphoroquinone qui est alors associée à d'autres molécules telles que la phénylpropanedione (PPD) et/ou la Lucirine® (TPO) qui réagissent à des longueurs d'onde différentes (380 à 430 nm)⁷. Les fabricants ont cherché à réduire la CQ dans leurs produits, en utilisant en plus ces autres photo-initiateurs. Pour les activer, il faut alors leur fournir une énergie lumineuse située dans leur spectre d'absorption spécifique. Pour répondre aux besoins cliniques, les lampes doivent donc émettre un large spectre lumineux apte à polymériser tous les matériaux

contenant ces différents photo-initiateurs comme les anciennes lampes halogènes, car il est très difficile et même impossible de connaître exactement les photo-amorceurs ou les photo-initiateurs présents et contenus dans les matériaux que nous utilisons pour restaurer les dents (**Fig. 6 et 7**).

Certaines rares lampes modernes à polymériser comme la Valo® et la Valo Grand® d'Ultradent ainsi que les Bluephase® d'Ivoclar Vivadent intègrent actuellement plusieurs diodes qui permettent, au cours de l'irradiation lumineuse, de balayer un large spectre de 380 à 510 nm, ciblant ainsi toutes les zones d'absorption des différents photo-initiateurs dentaires (**Fig. 6 et 7**). Mais, en réalité, pratiquement toutes les lampes ne possèdent

pas un large spectre et cela est très préjudiciable pour la qualité et la pérennité des restaurations adhésives dentaires avec toutes les conséquences cliniques qui peuvent en découler (décollement, reprise de caries, sensibilités postopératoires...). En effet, cela est dû au fait que la technologie liée à un brevet est plus complexe donc plus cher à mettre en œuvre et c'est pour ces raisons que l'on peut trouver des lampes *low cost* avec des spectres étroits inadaptés. De plus, ces lampes ne sont pas fiables dans la durée d'utilisation³⁶. Certains fabricants commercialisent les lampes à polymériser à LED directement aux cliniciens par Internet, avec des durées d'exposition extraordinairement courtes et des processus remarquablement bas. Cependant, bon nombre de ces lampes n'ont jamais fait l'objet d'essais par des organismes de réglementation et les recherches montrent que ces appareils ont une très faible uniformité et homogénéité de faisceau ; ils fournissent des empreintes optiques extrêmement petites sur la cible et ont de graves problèmes à maintenir les niveaux de rendement lumineux par exposition, en raison de la mauvaise conception électronique, sans compenser la décharge des piles pendant leur utilisation. Les cliniciens doivent donc faire preuve de prudence lorsqu'ils choisissent une lampe non testée, car le succès clinique des restaurations photopolymérisées qu'ils posent dépend de la qualité de la source lumineuse utilisée, ainsi que de la technique qu'ils utilisent. L'investissement dans une lampe de qualité ne doit pas se discuter⁸.

DEGRÉ DE CONVERSION ET SPECTRE LUMINEUX

Obtenir un haut degré de conversion est probablement la préoccupation la plus importante pendant la photopolymérisation, car l'une des conditions pour le succès à long terme des résines composites est qu'elles doivent être suffisamment durcies. Cependant, il y a une tendance à la fois clinique et commerciale pour des procédures qui exigent moins de temps de fauteuil. Les fabricants de lampes de photopolymérisation dentaires suggèrent des temps de durcissement ne prenant pas en compte les caractéristiques très importantes des composites ou autres matériaux, comme le type de photo-initiateurs que le matériau contient, mais aussi l'opacité et la couleur du composite.

Ces facteurs doivent être pris en considération, car la transmission et l'absorption de la lumière varient selon les différentes résines composites photopolymérisables. L'utilisation de lampes LED Polywave, c'est-à-dire avec plusieurs ampoules émettant à des longueurs d'onde différentes, améliore significativement le degré de conversion et la dureté des matériaux qui contiennent de la TPO et/ou de la PPD^{9,10}. Ceci doit être pris en compte lors du durcissement des nuances claires des résines composites même si les fabricants n'indiquent pas la présence de ces photo-initiateurs dans leurs compositions. Il est donc très important de bien choisir sa lampe à polymériser qui doit avoir certaines caractéristiques. La puissance fait partie des facteurs à ne pas négliger ; il s'agit de l'énergie émise et elle est exprimée en milliwatts (mW). Nous pouvons la mesurer avec un radiomètre. L'intensité est la densité de puissance ou d'énergie et appelée irradiance d'une lampe à photopolymériser ; elle est exprimée en milliwatts par centimètre carré (mW/cm²) et est calculée en divisant la puissance de la lampe par la surface finale de l'embout. Il faut absolument vérifier la véritable intensité, car certains distributeurs trichent en annonçant de très bonnes intensités, mais avec des embouts fins concentrant l'irradiation lumineuse¹¹⁻¹³.

Cette intensité doit être suffisante pour que le degré de conversion soit correct, car il dépend de l'énergie lumineuse reçue par le matériau. Moins il y a de photons émis, moins de connexions sont possibles ; il faudra donc plus de temps ou plus de puissance pour avoir une bonne irradiation. Mais, cela a des limites et la loi de réciprocité (bas débit, longue durée) n'est pas validée entièrement, car un débit trop faible engendre une absence de polymérisation en profondeur. En parallèle, la position de l'embout, la distance et la profondeur de polymérisation sont liées : 50 % de perte de puissance à 10 mm de profondeur. La quantité de lumière reçue diminue en fonction du carré de la distance. La loi de réciprocité (haut débit, courte durée) n'est pas aussi validée, car un débit trop fort, c'est-à-dire une lumière intense, bloque rapidement la réaction de prise, et donc la polymérisation ne se fait pas bien en profondeur. Plus l'énergie lumineuse est importante, plus le degré de conversion est élevé. Plus la quantité d'énergie délivrée est élevée, plus le matériau est dur. Mais, au-delà de 2 mm de profondeur, la dureté,

donc le degré de conversion, diminue rapidement, quelle que soit la source lumineuse (halogène ou LED). Nous avons défini aussi que c'est à partir de 1 mm, pour la polymérisation plasmatique que la dureté chutait énormément. Il fallait en tenir compte en clinique par de petits apports de matériaux lors des restaurations directes. Il est vrai que la polymérisation plasmatique avec des temps courts était une avancée en ODF (orthopédie dentofaciale), car le collage des brackets n'a besoin que d'une fine couche de ciment de collage² (Fig. 8).

Il existe une norme ISO 4049 (*scraping test* à 2 mm de profondeur) définissant que la dureté

doit être au moins égale à 80 % de celle de la surface, ce qui *in vivo* peut être atteint facilement, mais peu en situations cliniques.

De nombreuses études ont montré qu'une intensité lumineuse minimale égale ou supérieure à 400 mW/cm² était nécessaire pour accomplir une polymérisation complète pour une épaisseur de 2 mm, *in vitro*. Il est donc préférable de parler de quantité totale d'énergie délivrée au matériau à une longueur d'onde appropriée, car la quantité de lumière disponible (pour exciter l'initiateur) diminue rapidement de la surface vers le fond de la restauration par l'absorption et la dispersion de la lumière. On peut démontrer qu'en utilisant le même niveau énergétique (intensité × temps), une lampe à polymériser de faible intensité, peut donner le même degré de conversion qu'une lampe à haute intensité. Mais cela a des limites et jusqu'à une certaine épaisseur de matériau *in vitro*. Le *Total Energy Concept* atteste que le processus de photopolymérisation dépend de l'énergie absorbée par la résine, et peut être résumé par la multiplication de l'intensité lumineuse par le moment de l'exposition (par exemple, vingt secondes sous une intensité lumineuse de 800 mW/cm² = 20 s × 800 mW/cm² = 16 000 mW/cm², ou 16 J/cm²)¹⁴⁻¹⁷. La littérature scientifique diverge sur la quantité d'énergie nécessaire pour une bonne polymérisation des résines composites. Certaines études ont déclaré que la dose minimale requise pour obtenir de bonnes propriétés mécaniques d'un composite durci devrait être d'au moins 24 J/cm². Cependant, ce n'est pas une valeur absolue et cela varie d'un composite à un autre, selon principalement le type, la couleur, la translucidité et les photo-initiateurs présents. Aujourd'hui, il est admis qu'une valeur de 16 J/cm², (ou 16 000 mW/cm²) est la dose nécessaire pour polymériser complètement un incrément de 2 mm de composite, même si cette valeur peut être inférieure dans certains cas. Cela a été dit dans de nombreuses études et avec le système MARC¹⁸. Il faudra donc retenir que ce qui importe reste la quantité de photons émis à la longueur d'onde adéquate et surtout qu'il ne faut pas hésiter à augmenter le temps d'irradiation pour atteindre cette valeur. Toutes les lampes actuelles de marques reconnues possèdent une intensité minimale susceptible de provoquer une polymérisation adéquate d'une épaisseur de 2 mm de matériau, mais attention à leurs spectres d'émission.

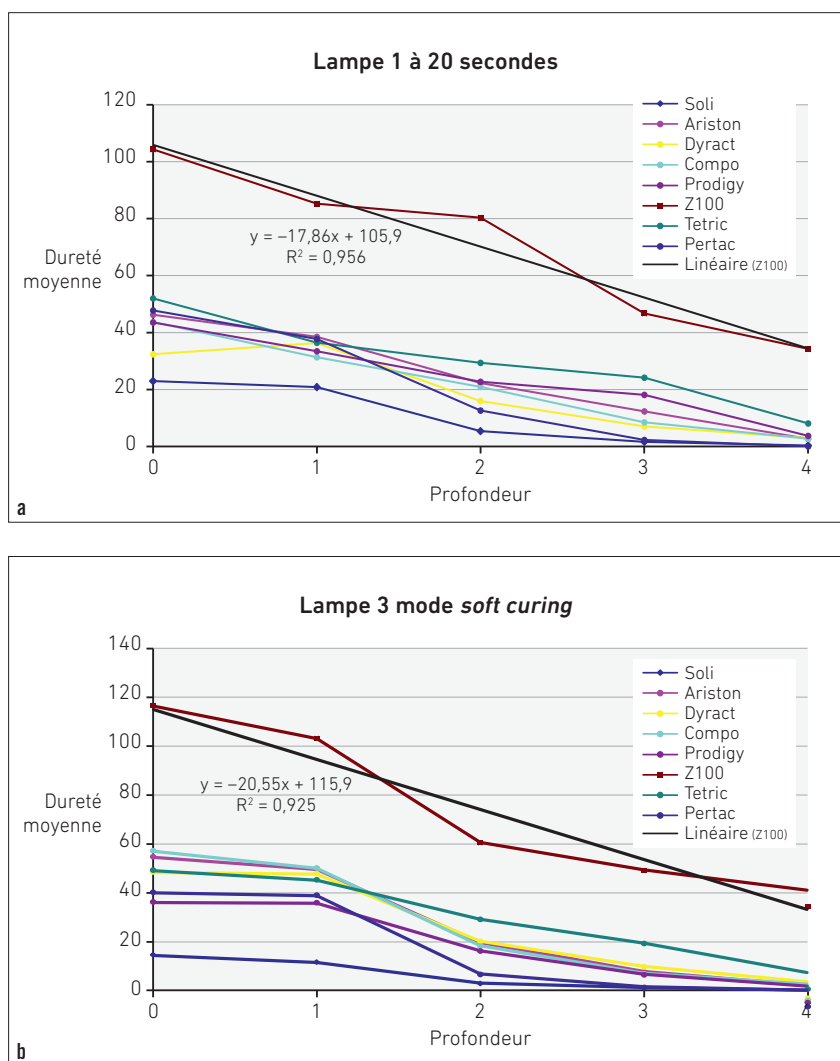


Fig. 8 a et b (a) On voit la dureté des différents matériaux photopolymérisables chutant après 2 mm d'épaisseur insolés avec une lampe halogène. (b) Dureté des différents matériaux photopolymérisables chutant après seulement 1 mm d'épaisseur, insolés avec une lampe à plasma².

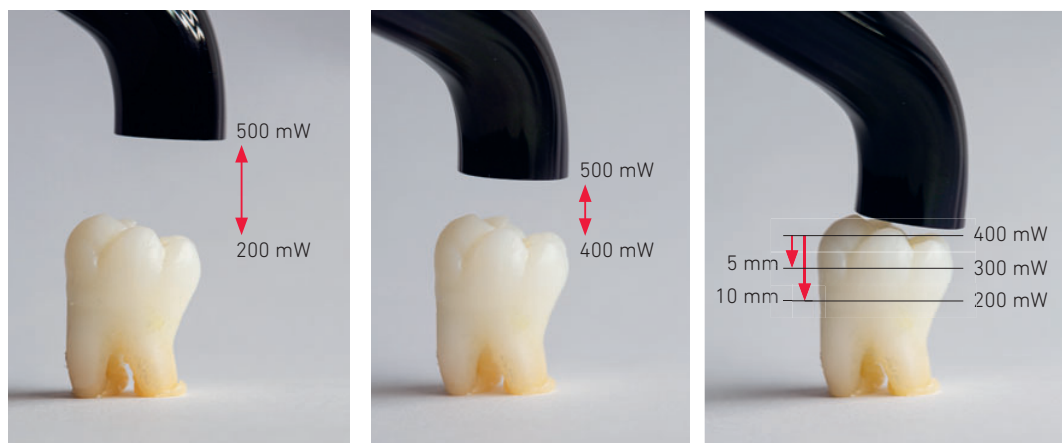


Fig. 9 La perte de puissance d'une lampe à polymériser en fonction de sa position par rapport à la dent, mais aussi par rapport à la cavité. L'ergonomie est très importante et il est nécessaire de bien se positionner par rapport à la cavité pour avoir le moins de perte possible (pour la Valo à 10 mm, il y a 40 % de perte, alors que la moyenne des autres lampes est de 70 %).

SPECTRE ET HOMOGÉNÉITÉ DE L'IRRADIANCE

Outre la quantité totale d'énergie, la façon dont la lumière est produite et livrée peut varier beaucoup, selon le type et la construction de la lampe à photopolymériser. Ainsi, savoir que la collimation de lumière de l'appareil est significative, puisque non seulement la densité de puissance délivrée à l'extrémité doit être connue, mais aussi on doit savoir quelle est l'énergie qui est effectivement livrée aux cavités plus profondes lorsque la distance entre l'extrémité de la lumière et la restauration augmente, comme c'est le cas dans la plupart des restaurations de classe II. Cette information est primordiale pour s'assurer que même les couches plus profondes du composite sont correctement durcies¹⁹.

Pour maximiser l'efficacité à une distance normale, le faisceau doit être « collimaté » pour permettre à un maximum d'énergie d'atteindre la restauration dans toutes les situations. Plus le faisceau est « collimaté » (bords parallèles), plus il est efficace à une distance clinique cohérente. Si vous maintenez la fibre à une certaine distance, la lumière se dispersera et entraînera une perte d'intensité de votre lampe. La plupart des lampes sont testées en laboratoire pour des distances quasi nulles par rapport aux matériaux. Ces mesures expérimentales donnent une représentation artificielle de leur efficacité, car, en réalité, la plupart des restaurations sont photopolymérisées *in vivo* entre 4 et 10 mm, distance à laquelle l'énergie et l'efficacité de la lampe sont largement réduites^{20,21} (**Fig. 9**).

Il y a 50 % de perte de puissance à 10 mm de profondeur et la quantité de lumière diminue

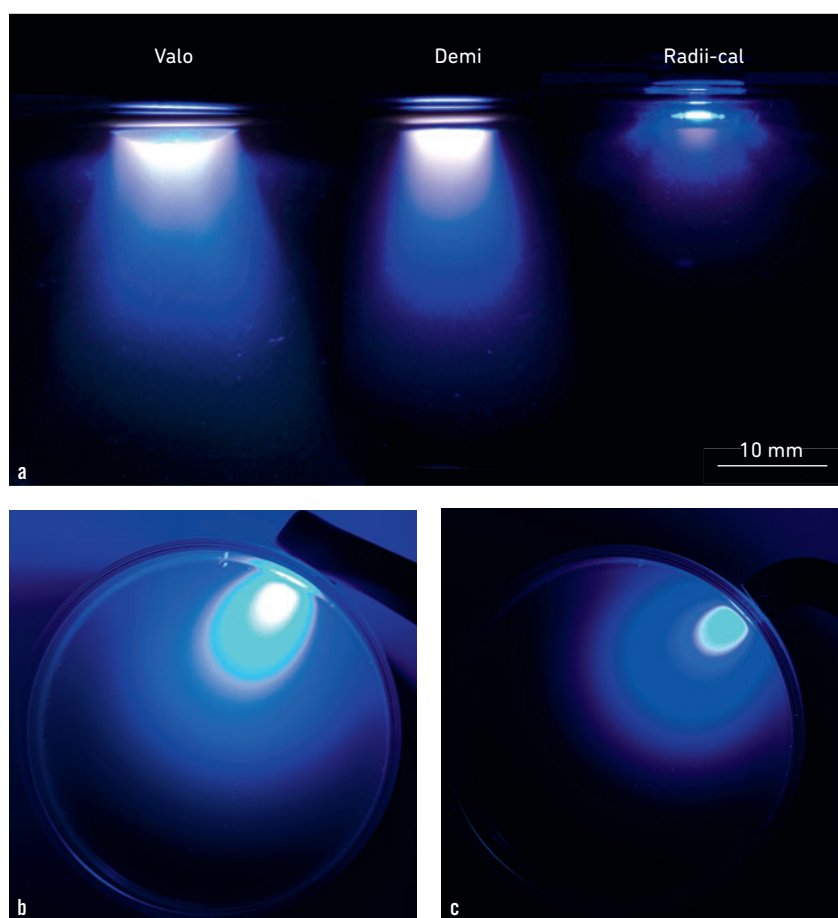


Fig. 10 a à c (a) Collimation et halo lumineux de trois lampes à polymériser différentes avec une sortie similaire en termes d'irradiance. On remarque que la première à gauche (Valo Grand®) présente une meilleure collimation que la centrale et même plus que celle de droite. (b et c) Meilleure pénétration du flux lumineux à travers du jus de pomme de la Valo Grand® par rapport à la Bluephase. La collimation et l'irradiance sont deux aspects très importants de la qualité de la lumière de durcissement.

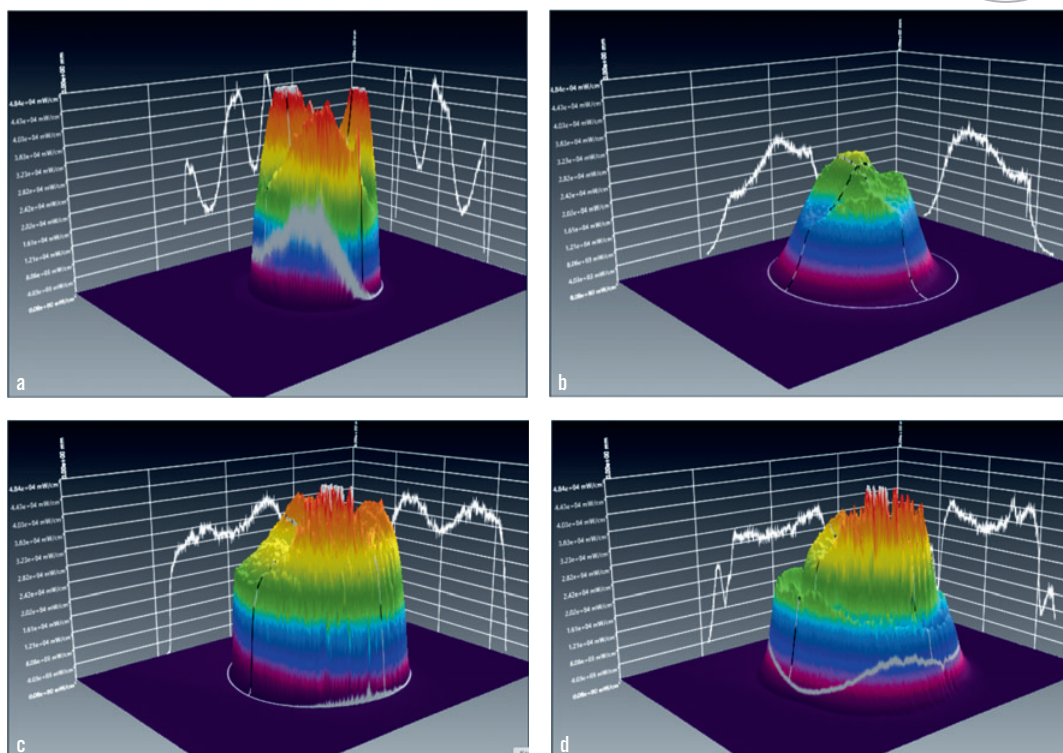


Fig. 11 a à d (a et b) Représentation tridimensionnelle du profil de faisceau de la lampe Demi Ultra®. (b) Le profil du faisceau lorsqu'il est analysé à partir de 9 mm, simulant une distance clinique similaire à celle d'une classe régulière II, et (a) le même dispositif lorsqu'il est mesuré à partir de 0 mm. (c et d) La lampe Valo® d'Ultradent à 0 et 9 mm. On note que la collimation et l'homogénéité du faisceau dans ce cas sont maintenues, même lorsque la lumière est analysée à 9 mm du capteur, contrairement à l'autre dispositif.

en fonction du carré de la distance. Il est donc nécessaire d'être au plus près de la dent et de la cavité. La collimation peut être mesurée facilement en regardant la pénétration du flux lumineux (intensité et homogénéité de la polymérisation) à travers un jus de fruits, en général du jus de pommes. Avec toutes les lampes, le faisceau se disperse une fois sorti de la fibre, induisant une perte de puissance. Les embouts en forme de lentilles semblent mieux adaptés avec une concentration du faisceau et une moindre dispersion lumineuse²² (**Fig. 10**).

Avec la Valo Grand® d'Ultradent, nous notons que la collimation et l'irradiance sont deux aspects présents et de qualité. Il est possible aussi de noter que la collimation et l'homogénéité du faisceau de cette lampe sont maintenues, même lorsque la lumière est en profondeur, contrairement aux autres lampes. Avec ses trois modes de différentes intensités permettant de s'adapter aux différentes situations cliniques, la Valo Grand® est la source lumineuse actuellement la mieux adaptée à la dentisterie adhésive moderne (**Fig. 11**).

Une irradiance non homogène entraîne des différences dans le matériau et cela est augmenté selon l'orientation de l'embout lumineux¹⁰. En effet, l'embout lumineux joue un rôle important dans la polymérisation des matériaux. En plus de l'augmentation de la distance, l'angle selon lequel vous maintenez la fibre peut également provoquer la diminution de l'irradiation. Les recherches montrent qu'avec l'augmentation de l'angulation de la fibre, le pourcentage d'irradiation reçu par la restauration diminue (30° = perte de 30%, 45° = perte de 70% et 60° = perte de 80%) ; en plus de ces pertes, l'angulation de la fibre optique entraîne des zones d'ombre, donc non polymérisées, surtout en profondeur dans les cavités elles-mêmes profondes. L'embout lumineux doit être le plus près de la cavité dentaire et bien perpendiculaire pour que le flux lumineux soit optimisé et atteigne le matériau placé au fond de la cavité³⁶ (**Fig. 12**).

D'autre part, plus le diamètre de l'embout est réduit, plus il faudra augmenter le nombre d'irradiations lumineuses pour couvrir la même surface

de dent par rapport à un embout ou une lentille de diamètre plus large. Des zones risquent de ne pas être insolées et le matériau ne sera donc pas polymérisé. En fait, si certains embouts de lampes à polymériser ont des diamètres plus petits, c'est en premier lieu pour concentrer le flux lumineux et augmenter l'intensité, cachant ainsi la faible puissance de ces lampes¹³ (Fig. 13).

La puissance et la collimation d'une lampe à photopolymériser sont importantes pour la polymérisation des matériaux utilisés lors du collage de restaurations en céramique ou en composite. Le flux lumineux doit pouvoir les atteindre pour initier la réaction de prise. Nous savons qu'à travers un matériau composite, la dureté, donc la polymérisation, diminue très rapidement à 2 mm de profondeur. Pour les restaurations indirectes postérieures, il faudra être très vigilant, plus que pour les restaurations indirectes antérieures qui ont de fines épaisseurs à travers lesquelles les flux lumineux passent généralement^{23,24} (Fig. 14).

Une étude²⁵ sur la photopolymérisation de différents matériaux photopolymérisables et duals à travers des disques de composite avec des épaisseurs variables et définies (1 à 4 mm) a eu pour but d'évaluer leurs taux de conversion. Tous les matériaux ont présenté de bons résultats de polymérisation, en dessous de 1 et 2 mm, et les auteurs n'ont pas pu trouver un degré de conversion constant à la surface des échantillons ayant une épaisseur supérieure à 3 mm : on a trouvé des zones de polymérisation satisfaisantes et d'autres insuffisantes. L'épaisseur de la restauration indirecte joue un rôle clé dans la conversion du ciment. Plus la restauration est épaisse, moins la conversion est prévisible. Le collage devient alors moins pérenne, et il est nécessaire d'avoir une lampe avec une bonne intensité et une bonne collimation pour pouvoir traverser le matériau indirect utilisé. Il est recommandé aussi d'augmenter les temps d'irradiation lumineuse et de le faire sur toutes les faces de la dent.

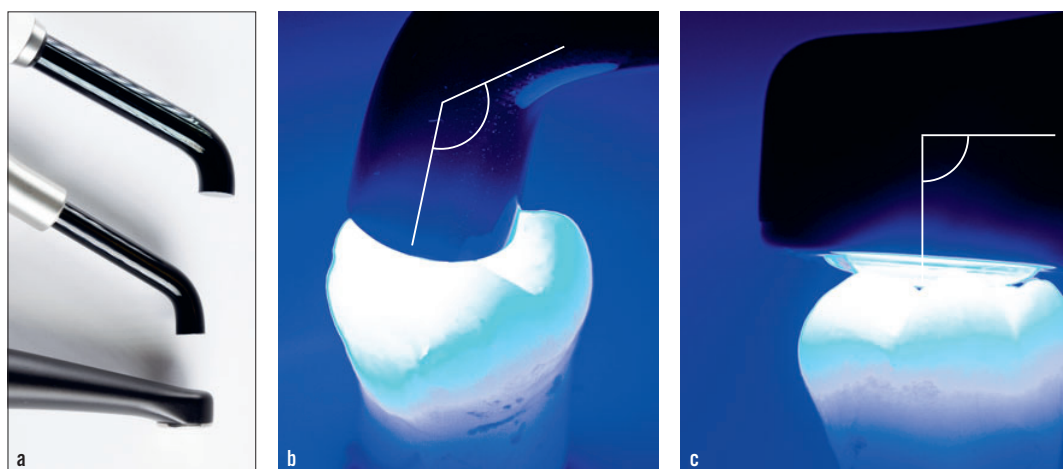


Fig. 12 a à c (a) Différents embouts (fibre et lentille). (b et c) Angulations nécessaires pour être perpendiculaires à la dent (cavité), ce qui pose souvent des problèmes d'ergonomie en postérieur suivant l'ouverture buccale des patients.



Fig. 13 Lentille de la Valo Grand® qui, par son diamètre de 9,6 mm, peut couvrir toute la surface d'une dent postérieure avec une seule irradiation lumineuse, car le diamètre du faisceau lumineux avoisine les 10,5 mm.



Fig. 14 Irradiation lumineuse finale avec la lampe Valo du collage d'une restauration céramique à travers un gel de glycérine (pour éviter l'inhibition liée à l'oxygène).

Deux autres études^{26,27} sur la photopolymérisation à travers des disques de céramique montrent que l'augmentation de l'épaisseur des disques en céramique a eu un effet négatif sur la profondeur et la dureté de tous les modes de photopolymérisation, la dureté diminuant considérablement sous les disques de 2 mm d'épaisseur. L'utilisation d'un catalyseur autodurcissant est recommandée par les auteurs, en plus de la partie photopolymérisable, car il produit une dureté et une profondeur de durcissement équivalentes ou supérieures à tous les modes de polymérisations lumineuses.

Actuellement, de plus en plus de cliniciens utilisent des composites de restauration photopolymérisables, pour coller leurs restaurations indirectes postérieures. Proposée par les écoles Suisse et Italienne, la technique du composite chauffé photopolymérisable présente certains avantages lors du collage. En effet, un seul matériau est utilisé permettant une maîtrise du temps de travail. Ce composite présente une résistance dans le temps, car il est hydrophobe et ses propriétés mécaniques sont augmentées par le taux de charges élevé. De plus, le composite chauffé permet de combler un petit hiatus dans certaines limites et l'usure du joint en est diminuée. Les résultats esthétiques obtenus sont très intéressants avec cette technique. Comme pour toute technique, il existe aussi des inconvénients. Il faut réchauffer le composite pour permettre

son insertion et avoir des ultrasons pour bien adapter la pièce prothétique, donc du matériel supplémentaire. Le point le plus critique vient de la puissance de la lampe et du temps de photopolymérisation. Le flux lumineux doit traverser le matériau indirect et son opacité pour atteindre le composite chauffé. Cela peut poser des problèmes, car beaucoup de lampes ont une intensité lumineuse et une collimation insuffisantes, ce qui fait que le flux lumineux ne traverse pas la restauration indirecte et que la polymérisation ne se fait pas bien, d'où un collage insuffisant pouvant entraîner des décollements. L'irrigation est souvent nécessaire pour éviter l'échauffement, puisque avec cette technique il est nécessaire d'avoir des lampes puissantes. Cliniquement, il peut y avoir un risque de fracture en cas de restauration indirecte fine, et surtout une mauvaise insertion avec le composite chauffé, plus pâteux qu'un composite dual de collage.

Mais, si l'on maîtrise bien cette technique et les différentes étapes cliniques, de bons résultats cliniques sont obtenus, même si de nombreux praticiens considèrent cette technique comme une nouvelle mode. En revanche, de nombreuses études montrent que la chaleur améliore le degré de conversion des composites, donc cliniquement que cela apporte une meilleure polymérisation²⁸⁻³² (Fig. 15).

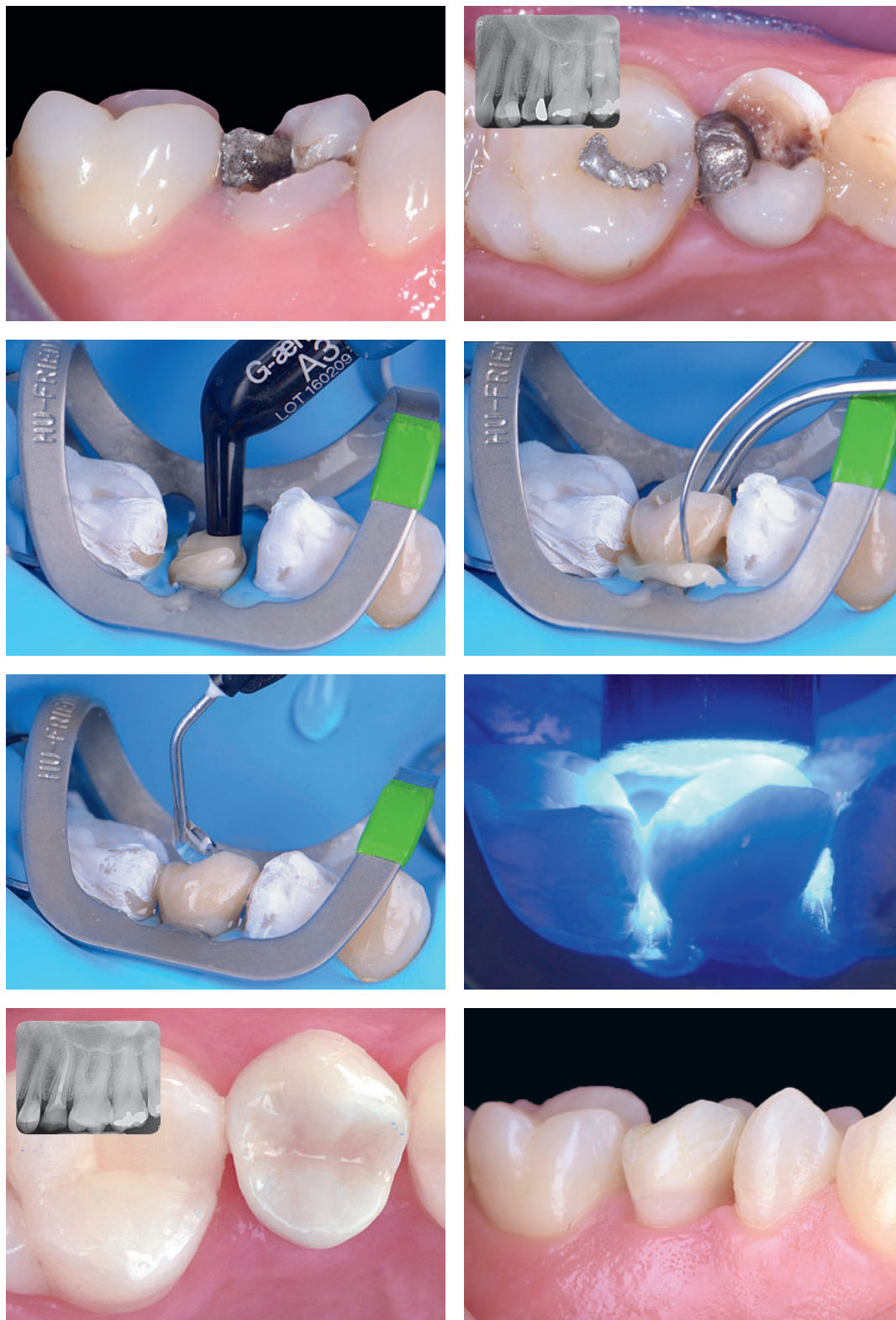


Fig. 15 Réalisation d'un overlay céramique collé par la technique du composite chauffé sur une deuxième prémolaire dévitalisée (cas clinique réalisé par Dorian Bonnafous).

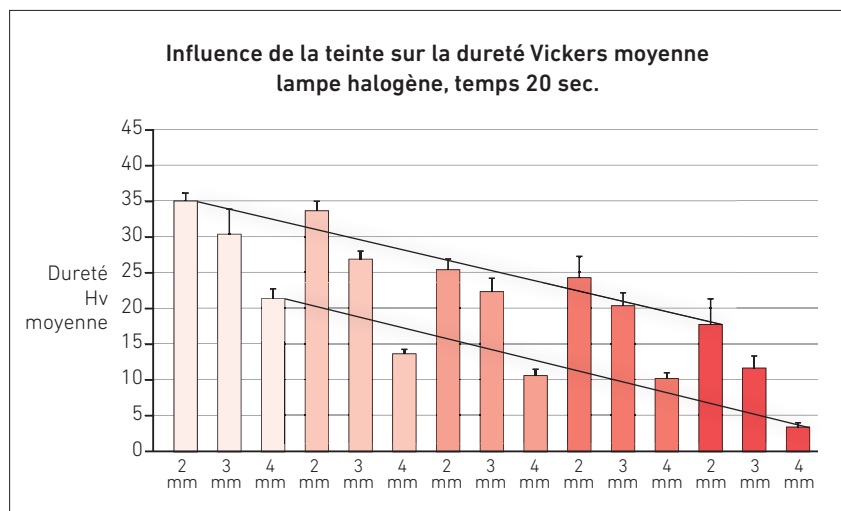


Fig. 16 Influence de la teinte et de l'épaisseur sur la dureté d'un matériau donc de sa polymérisation. On retrouve ce même schéma pour tous les types de lampes qu'elles soient halogènes, à plasma ou LED, avec des variantes dans les valeurs en profondeur surtout pour les lampes à plasma.

Cliniquement, il existe aussi une corrélation entre la teinte et la polymérisation. Plus la teinte du composite est foncée ou opaque, plus la dureté (ou polymérisation) diminue par absence de pénétration en profondeur du flux lumineux. Il est donc important de travailler les composites par stratification. Cela est d'autant plus nécessaire pour les teintes foncées ou opaques que l'on met en général en profondeur pour masquer les dyschromies ou recréer un noyau dentinaire, en lingual ou en palatin pour bloquer la lumière pour éviter un effet grisâtre antérieur inesthétique² (Fig. 16).

STRATIFICATION

Lors de la polymérisation des composites, une contraction de prise est inévitable (1 à 4 % en volume) par rupture des doubles liaisons carbone C = C entre les monomères (forces de van der Waals) et la formation de liaisons covalentes C - C. Les distances intermoléculaires passent de 0,3 ou 0,4 nm à 0,15 nm environ et un stress de polymérisation se déclare ; la vitesse de prise du matériau utilisé ne doit pas être trop rapide et il est nécessaire que la force d'adhérence dépasse le stress de contraction pour fournir une adaptation marginale stable.

Les modes de polymérisation *soft-start*, *ramp*, *pulse curing soft-start* proposent un taux de conversion plus lent permettant un meilleur flux de résine avec une diminution du stress de

contraction^{33,34}. C'est pour cette raison que des lampes halogènes à polymériser avaient intégré des modes progressifs ou pulsés en complément du mode standard comme la lampe Elipar de ESPE face à la polymérisation rapide développée par des lampes à plasma comme la lampe Apollo 90^E (Fig. 17). En effet, cela permettait de lutter contre les effets du stress de contraction en relaxant les contraintes avant que la réaction de polymérisation n'atteigne le point de gélification et de vitrification. La majorité des recherches en laboratoire suggèrent que la polymérisation *soft-start* peut être bénéfique, mais plusieurs études n'ont trouvé aucune différence. En outre, les essais cliniques limités disponibles n'ont montré aucune différence significative entre la technique *soft-start* et la technique conventionnelle. Actuellement, cette tendance est remise en question par de nombreux auteurs et des cliniciens renommés qui ne restaurent pas avec de petits apports, mais avec des couches dentine émail, voire seulement avec un apport global. Il faudrait plus de recherches *in vivo* pour justifier les avantages potentiels de tel ou tel concept. À ce stade, le facteur opérateur montre toute son importance. Si la lampe ne possède pas de mode *soft-start*, il est conseillé de se mettre à quelques centimètres de la restauration composite et de se rapprocher petit à petit pour arriver à son contact, le plus perpendiculaire possible⁸.

Afin de réduire les conséquences du retrait sur les parois, plusieurs techniques ont été mises en œuvre. Parmi elles, on trouve la technique de placement en couches successives qui consiste à réaliser la reconstitution par des apports successifs de petites quantités de résine composite. Il a été démontré que, du fait de la réduction du volume du composite polymérisé à chaque couche, ce procédé²⁶ conduisait à une diminution des contraintes au niveau des parois.

Diminuer le facteur C

Les contraintes de polymérisation dépendent également de la configuration de la cavité ou le « facteur C » correspond au rapport du nombre de surfaces de composite collées aux parois cavitaires sur le nombre de ses surfaces libres (qui ne sont pas en contact avec la dent). Il a été démontré que plus le facteur de configuration cavitaire ou facteur C était élevé, plus les contraintes aux interfaces dent matériau étaient importantes³⁵. Mais, cela est remis en question actuellement

par de nombreux cliniciens et par la simplification des techniques postérieures (*bulk-fill*, mono-couches...). En fait, si de petits apports de composite sont faits, meilleure sera la polymérisation par des irradiations lumineuses successives qui traversent les différentes couches mises en place et cela tout en luttant contre le facteur de configuration cavitaire.

COUCHE HYBRIDE ET ADHÉSIF

Il est conseillé actuellement d'augmenter le temps de polymérisation de l'adhésif pour avoir une couche hybride de meilleure qualité qui pourra lutter contre le stress de la polymérisation. L'adhérence doit être supérieure au stress de contraction pour obtenir une bonne adaptation du matériau placé et avoir une adaptation marginale de qualité, indispensable à la pérennité de nos restaurations directes et indirectes. Tant que l'adhésif n'est pas bien polymérisé, cette couche hybride est très sensible et fragile. Dans les techniques indirectes (*inlay*, *onlay*, *overlay*, facettes...), faire la polymérisation de l'adhésif avant la mise en place du matériau de restauration procure des valeurs d'adhérence plus élevées grâce à la nature de la couche hybride qui a mûri. Alors, polymériser l'adhésif avant de mettre en place le matériau de restauration, c'est ce que nous faisons tous les jours lorsque nous réalisons des restaurations en technique directe. Mais cela peut compliquer beaucoup de choses pour les restaurations indirectes^{24,36}.

CONCLUSION

Bien polymériser les composites dentaires leur confère de meilleures propriétés mécaniques et, par conséquent, une meilleure performance clinique. Ceci est particulièrement important, puisque les composites dentaires et les matériaux utilisés en dentisterie adhésive sont exigeants en termes de manipulation ou dépose (Fig. 18). Lors de la polymérisation d'un matériau, nous ne devrions pas prêter attention seulement à la puissance de sortie de la lampe : comme nous l'avons décrit, les appareils avec des sorties de lumière similaires peuvent présenter un comportement significativement différent, car d'autres facteurs, tels que la densité d'énergie, la collimation de lumière, les photo-initiateurs utilisés

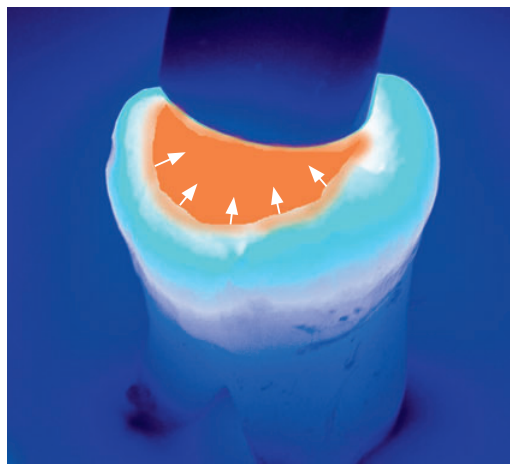


Fig. 17 Stress de polymérisation.

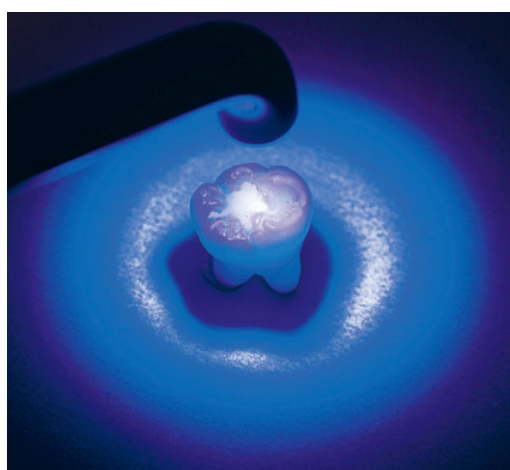


Fig. 18 Lampes et fluorescence du composite, facilitant la visualisation ou la dépose des matériaux.

dans le composite, l'emplacement et le type de restauration, et la distance entre l'extrémité de la lumière et la restauration doivent également être pris en compte. Tous ces facteurs sont particulièrement importants dans une dentisterie moderne peu invasive, où la demande esthétique est une réalité, avec un besoin de restaurations qui s'intègrent en bouche, tant sur le plan fonctionnel que sur le plan esthétique, et qui soient pérennes. Seules quelques lampes sont adaptées à une bonne polymérisation clinique. D'après tous ces critères, la Valo® et maintenant la Valo Grand® semblent être les lampes les plus performantes du marché. En effet, les Valo® présentent un large spectre lumineux compatible avec le pic d'absorption des photo-initiateurs autres que la camphoroquinone. Ces lampes ont moins de pertes d'irradiance (d'où une meilleure collimation), par rapport aux autres lampes quand il y a une augmentation de la distance. De plus, leur puissance et collimation sont appropriées aux

techniques indirectes. Ce sont des lampes fiables et solides, testées dans de nombreux laboratoires par rapport à toutes les lampes *low cost* que l'on trouve sur Internet. Ensuite, chronologiquement, nous pouvons citer les Bluephase® avec leurs spectres d'émission larges qui sont satisfaisantes cliniquement.

Il faut que les praticiens prennent conscience du rôle important de la photopolymérisation dans la

dentisterie esthétique adhésive actuelle³⁷. La qualité et la pérennité des restaurations dépendent de l'utilisation d'une bonne lampe à polymériser. Alors, faites le bon choix !

Remerciements

Remerciements aux Drs Julien Bonnafois, Romain Ceinos et Julien Roche pour les cas cliniques amicalement prêtés dans cet article.

RÉFÉRENCES

1. Fan PL, Schumacher RM, Azzolin K, Geary R, Eichmiller C. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *J Am Dent Assoc.* 2002;133(4):429-34.
2. Pélissier B. Influence du mode d'irradiation lumineuse sur le degré de polymérisation des biomatériaux composites et dérivés. 283 p. Th. doct. Montpellier, 2002.
3. Pélissier B, Jacquot B, Palin WM, Shortall AC. Three generations of LED lights and clinical implications for optimizing their use. 1: From past to present. *Dent Update.* 2011;38(10):660-70.
4. Shortall AC, Palin WM, Jacquot B, Pélissier B. Advances in light-curing units: four generation of LED lights and clinical implications for optimizing their use. Part 2. From present to the future. *Dent Update.* 2012;39(1):13-7, 20-2.
5. Pélissier B, Castany E, Kervellec MA, Duret F. Efficacité des lampes à LED de seconde génération. *CDF.* 1157, 2004;25-32:125-6.
6. Pélissier B, Castany E, Crouan M, Maurat V, Duret F. Évolution des lampes à photopolymériser : troisième génération des lampes à LED et applications cliniques. *Encycl Med Chir. Paris:22-020-A-09,2009;17.*
7. Bonsor SJ, Pearson G. *A Clinical Guide to Applied Dental Materials* Churchill Livingstone Elsevier. 2013.
8. Price RB, Ferracane JL, Shortall AC. Light-Curing Units: A Review of What We Need to Know. *J Dent Res.* 2015;94(9):1179-86.
9. Santini A, Miletic V, Swift MD, Bradley M. Degree of conversion and microhardness of TPO-containing resin-based composites cured by polywave and monowave LED units *J Dent.* 2012;40(7):577-84.
10. Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Felix CM. Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. *J Esthet Restor Dent.* 2010;22(6):363-77.
11. Price RB, McLeod ME, Felix CM. Quantifying light energy delivered to a Class I restoration. *J Can Dent Assoc.* 2010;76.
12. Pélissier B, Chazel JC, Castany E et Duret F. Les différentes lampes à photopolymériser. *Encycl Med Chir. Paris:22-020-A-05,2003;11.*
13. Pélissier B, Duret F. Les embouts des lampes à photopolymériser. *Encycl Med Chir. Paris:Médecine buccale.* 28-750-A-10,2008;13.
14. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater.* 2002;18(6):463-9.
15. Michaud PL, Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Sullivan B. Localised irradiance distribution found in dental light curing units. *J Dent.* 2014;42(2):129-39.
16. Beolchi RS, Gomes C, Moura-Netto C, Pélissier B, Palo RM. Changes in irradiance and energy density in relation to different curing distances. *Braz Oral Res.* 2015;29(1):1-7.
17. Beolchi R, Pélissier B, Palo RM. Challenges in photocuring: it may not be so simple as we're taught. *Dental Asia.* 2015;43-50.
18. Pélissier B, Brugeaud E, Chazel JC, Apap M. Lampes à polymériser et restaurations postérieures : apport du système MARC®. *Clinic.* 2013;34:133-141.
19. Rueggeberg FA, Sullivan B, Kostylev I, Fahey J et coll. Correlation between the beam profile from a curing light and the microhardness of four resins. *Dent Mater.* 2014 Dec;30(12):1345-57.
20. Price RB, Roulet JF. Light curing - guidelines for practitioners - a consensus statement from the 2014 symposium on light curing in dentistry held at Dalhousie University, Halifax, Canada. *J Adhes Dent.* 2014;16(4):303-4.
21. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res.* 2017;28;31 (suppl 1):e61.
22. Beolchi R, Pélissier B, Palo R. Los desafíos de la fotopolimerización. *Dental tribune hispanic & latin america.* 2014;11:18-24.
23. Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent.* 2000;13(Spec No):60-76.
24. Dietschi D, Magne P, Holz J. Bonded to tooth ceramic restorations: in vitro evaluation of the efficiency and failure mode of two modern adhesives. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1995;105(3):299-305.
25. Vieno S, Madini L, Barabanti N, Alessandri I, Gagliani M, Cerutti A. Indirect resin composite restorations: evaluation of polymerization of luting agents by means of micro-Raman spectrophotometry. *Minerva Stomatol.* 2009;58(1-2):1-8.
26. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Furch H, Bernhart S, Schmalz G. Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Oper Dent.* 2006;31(1):68-77.
27. Lee JW, Cha HS, Lee JH. Curing efficiency of various resin-based materials polymerized through different ceramic thicknesses and curing time. *J Adv Prosthodont.* 2011;3(3):126-31.
28. Ayub KV, Santos GC Jr, Rizkalla AS, Bohay R, Pegoraro LF, Rubo JH, Santos MJ. Effect of preheating on microhardness and viscosity of 4 resin composites. *J Can Dent Assoc.* 2014;80:e12.
29. Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF. Monomer conversion of pre-heated composite. *J Dent Res.* 2005;84(7):663-7.
30. Daronch M, Rueggeberg FA, Moss L, de Goes MF. Clinically relevant issues related to preheating composites. *J Esthet Restor Dent.* 2006;18(6):340-50.
31. Barabanti N, Preti A, Vano M, Derchi G, Mangani F, Cerutti A. Indirect composite restorations luted with two different procedures: A ten years follow up clinical trial. *J Clin Exp Dent.* 2015;7(1):54-9.
32. Franca FÁ, Oliveira Md, Rodrigues JA, Arrais CA. Pre-heated dual-cured resin cements: analysis of the degree of conversion and ultimate tensile strength. *Braz Oral Res.* 2011;25(2):174-9.
33. Da Silva EM, Poskus LT, Guimarães JG. Influence of light-polymerization modes on the degree of conversion and mechanical properties of resin composites: a comparative analysis between a hybrid and a nanofilled composite. *Oper Dent.* 2008;33(3):287-93.
34. Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stress by flow in dental composites. *J Dent Res.* 1984;63(2):146-8.
35. De Gee A, Kleverlaan CJ, Degrange M. Retrait et contraintes de polymérisation des composites. *Information Dentaire.* 2006;34:2049-57.
36. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SH. Variability in microleakage observed in a total-etch wet-bonding technique under different handling conditions. *J Dent Res.* 1995;74(5):1168-78.
37. Chevalier V, Pérard M. La photopolymérisation. *Biomatériaux cliniques.* 2019;4(2):32-40.