UNIVERSITE DE NANTES
UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année : 2008 N° : 15

LE POINT SUR LES SYSTEMES DE PHOTOPOLYMERISATION

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

présentée
et soutenue publiquement par

Monsieur LINGER Mickaël
Né le 30/06/1979

le 28 Avril 2008 devant le jury ci-dessous

Président M. le Professeur A. JEAN
Assesseur M. le Professeur P. WEISS
Assesseur Mlle. le Docteur E. ROY

Directeur de thèse : M. le Docteur D. MARION

Introduction **5**
1. Polymérisation des résines composites **6**
1.1. Définition 6
1.2. Composition des résines [88,91] 6
1.2.1. La matrice organique 6
1.2.1.1. Monomères 7
1.2.1.2. Diluants ou abaisseurs de viscosité 7
1.2.1.3. Activateurs et initiateurs de la polymérisation 7
1.2.1.4. Autres 8
1.2.2. Les charges inorganiques 8
1.2.3. Les liants ou agents de couplage 9
1.3. Description du mécanisme de la polymérisation [Weiss1999] 10
1.3.1. Initiation ou amorçage 10
1.3.2. Propagation 10
1.3.3. Terminaison 10
1.4. Les différentes catégories de polymérisation 11
1.4.1. Chémopolymérisation 11
1.4.2. Photopolymérisation 11
1.4.2.1. Lumière ultraviolette 12
1.4.2.2. Lumière visible 12
1.4.3. La polymérisation dual. 13
1.4.4. La photopolymérisation industrielle. 13
1.5. Polymérisation et degré de conversion 14
1.5.1. Définition 14
1.5.2. Mesure 14
1.5.3. Valeur 15
2. Les différents types de sources photoniques **16**
2.1. Les sources possédant un spectre d'émission large 16
2.1.1. Lampes halogènes 16
2.1.1.1. Principe 16
2.1.1.2. Constitution 16
2.1.1.3. Fonctionnement 18
2.1.1.4. Spectre d'émission 20
2.1.1.5. Avantages et inconvénients 20
2.1.1.6. Exemple de lampe halogène : Optilux 501® 21
2.1.2. Lampes plasma 22
2.1.2.1. Principe 22
2.1.2.2. Constitution [64] 22
2.1.2.3. Fonctionnement 23
2.1.2.4. Spectre d'émission 24
2.1.2.5. Avantages et inconvénients 25
2.1.2.6. Exemple de lampe plasma : Apollo 95E® 25
2.2. Les sources possédant un spectre d'émission étroit 26
2.2.1. Laser [51] 26
2.2.1.1. Principe 26

2.2.1.2. Constitution 26
2.2.1.3. Fonctionnement 27
2.2.1.4. Spectre d'émission 29
2.2.1.5. Avantages et inconvénients 30
2.2.2. Lampes LED 30
2.2.2.1. Principe 30
2.2.2.2. Constitution 31
2.2.2.3. Fonctionnement [51, 64] 32
2.2.2.4. Spectre d'émission 33
2.2.2.5. Avantages et inconvénients 33
2.2.2.6. Exemple de LED : mini Led® et Ultralumen® 34
2.3. Tableau récapitulatif : avantages et inconvénients des différentes lampes 36
2.4. Cahier des charges d'un générateur de polymérisation 37
3. Les facteurs influençant la polymérisation 37
3.1. Au niveau du matériau 37
3.1.1. Composition 37
3.1.2. Photoinitiateur 38
3.1.3. Teinte et opacité 39
3.1.4. Epaisseur 39
3.2. Au niveau de la lampe 40
3.2.1. Longueur d'onde 40
3.2.2. Temps d'exposition 40
3.2.3. Puissance et densité de puissance 41
3.2.4. Distance tip – restauration 41
3.2.5. Le guide de lumière [67] 42
3.2.5.1. Guides indéformables 42
3.2.5.2. Guides déformables 44
3.2.5.3. Choix du guide en fonction de l'acte clinique 44
3.2.5.4. Désinfection des embouts 45
3.2.6. Mode d'irradiation 47
3.2.6.1. Modes soft-start 47
3.2.6.2. Mode pleine puissance 49
3.2.6.3. Mode pulsé 50
3.3. Au niveau de la cavité 50
3.3.1. Profondeur de la cavité et angle d'attaque 50
3.3.2. Polymérisation à travers les tissus dentaires 51
3.3.3. En fonction du facteur C 51
3.4. Au niveau de l'opérateur 52
3.4.1. Expérience 52
3.4.2. Entretien de la lampe 52
3.5. Les facteurs environnementaux 54
3.5.1. Lumière du cabinet, du scialytique 54
3.5.2. Chaleur dégagée par la lampe 54
3.5.3. Tension électrique 54
4. Conséquences d'une mauvaise polymérisation 55
4.1. Sur le plan mécanique 55

4.1.1. Mauvaise adaptation marginale 55
4.1.2. Fracture 58
4.1.3. Mauvaise résistance à l'abrasion 59
4.1.4. Décollement de la restauration 60
4.2. Sur le plan optique 61
4.2.1. Modification de la teinte 61
4.2.2. Colorations marginales 61
4.3. Sur le plan biologique 61
4.3.1. Allergie 61
4.3.2. Cytotoxicité pulpaire 61
4.3.2.1. Agression chimique 61
4.3.2.2. Température 62
4.3.2.3. Agression bactériologique 63
Conclusion 64

Introduction

Dans le domaine des matériaux composites de restauration en odontologie, la photopolymérisation a connu une évolution considérable depuis sa première utilisation dans le début des années 1970. Son principe repose sur l'émission de photons qui vont permettre de lancer puis d'accompagner la réaction de polymérisation. Comparée aux systèmes chémopolymérisables, elle permet un temps de polymérisation plus court, elle améliore les propriétés mécaniques et la stabilité de la teinte du composite. Ces lampes permettent au praticien d'augmenter le temps de travail du matériau et de figer la réalisation au moment voulu, l'objectif étant de pouvoir réaliser des reconstitutions toujours plus proches de la réalité.

Pendant de nombreuses années la photopolymérisation n'était effectuée que par des lampes halogènes. Cependant à la fin des années 1990, sont apparues de nouvelles lampes, appelées lampes à haute intensité dont le principe repose sur les effets plasma ou laser. Leur intensité beaucoup plus élevée (> 1500 mW/cm²) leur permet de diminuer considérablement le temps de travail au fauteuil. Ainsi une insolation de 40 secondes avec une lampe halogène correspond à une insolation de 2 à 3 secondes avec une lampe plasma.

Mais très vite ces lampes ont montré leurs limites : diminution de la durée de vie des restaurations, changement de colorations des résines, impossibilité de photopolymériser certaines résines et surtout détérioration rapide du joint dent-restauration.

Depuis sont apparues de nouvelles lampes, les LEDs, celles-ci ne possèdent pas d'ampoule mais sont basées sur la technique des semi-conducteurs. Nous verrons si ces nouvelles sources photoniques sont une bonne alternative aux différentes lampes présentes sur le marché.

Après avoir effectué un bref rappel concernant le mécanisme de photopolymérisation, nous évoquerons les différentes sources lumineuses utilisées aujourd'hui en odontologie. Puis nous passerons en revue les différents facteurs influençant la photopolymérisation et nous terminerons en évoquant les conséquences cliniques d'une polymérisation photonique défectueuse.

1. Polymérisation des résines composites

1.1. Définition

La polymérisation est définie comme le mécanisme aboutissant à la création, à partir de monomères ou de chaînes de polymères, d'un polymère de plus haut poids moléculaire grâce à l'ouverture de doubles liaisons C=C [88]. Le mécanisme, en odontologie, est resté le même avec le temps, ce qui a changé, c'est l'initiation de la polymérisation. Ainsi on est passé de résines chémopolymérisables à des résines polymérisant grâce à la lumière ultraviolette puis à la lumière visible et on s'oriente de plus en plus vers des résines duals c'est-à-dire polymérisant à la fois grâce à la lumière mais aussi chimiquement.

Après avoir évoqué dans un bref rappel la composition des résines composites, nous verrons les différentes initiations possibles, et plus particulièrement le système qui nous intéresse c'est-à-dire la polymérisation photonique.

1.2. Composition des résines [88,91]

Tout d'abord le principe d'une résine composite est le mélange entre différents matériaux permettant d'augmenter leurs performances, que ce soit au niveau mécanique, physique, biologique…Les composites possèdent une matrice organique, des charges inorganiques et des liants ou agents de couplage.

1.2.1. La matrice organique

Elle est constituée principalement de monomères mais elle contient aussi le système qui initie la polymérisation, des abaisseurs de viscosité ainsi que des molécules stabilisatrices.

La matrice a pour rôle de structurer le matériau dans les trois dimensions de l'espace et de permettre son incorporation dans la cavité sous forme visqueuse. Cependant elle possède un coefficient thermique et une rétraction de prise importants ainsi qu'une faible résistance mécanique. C'est la partie faible du composite.

1.2.1.1. Monomères

Les monomères les plus utilisés pour les résines composites, appelés bis-GMA, sont issus des travaux de Bowen (1956), C'est le produit de réaction du bis-phénol A et du méthacrylate de glycidyl. Il s'agit en fait d'un oligomère car il est constitué de deux molécules identiques et possède un poids moléculaire relativement élevé (512) comparé au méthacrylate de méthyle (100).

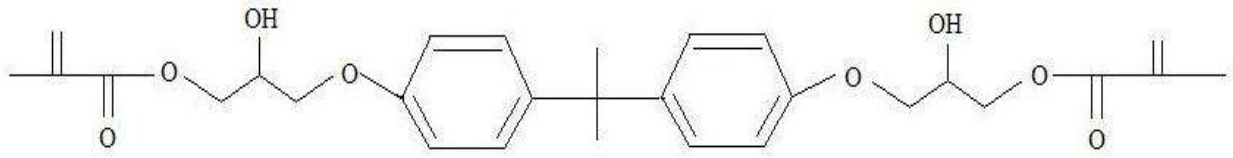


Figure 1. Monomère de bis-GMA.

Cette molécule a pour particularité de posséder deux radicaux vinyle terminaux de formule : $H_2C=CH—$, lieu de réaction de la polymérisation. L'activateur chimique ou photochimique, va provoquer l'ouverture de ces deux doubles liaisons permettant à la fois l'allongement de la molécule mais aussi la formation d'un réseau tridimensionnel (ou cross-linkage).

1.2.1.2. Diluants ou abaisseurs de viscosité

Le poids moléculaire élevé du bis-GMA augmente sa viscosité ce qui pose problème lors de la manipulation de la résine, lors de sa mise en place dans la cavité. Il est donc nécessaire d'utiliser des diluants ou abaisseurs de viscosité d'autant plus que l'adjonction de charges augmente le processus.

Il est bon de rappeler que ces diluants entrent dans la réaction de polymérisation.

Le diluant le plus utilisé est le TEGDMA, on le retrouve dans les composites macrochargés à hauteur de 35% et entre 30 et 50 % dans les microchargés. Leurs inconvénients sont d'augmenter la rétraction de prise de la résine et de diminuer la résistance à l'abrasion mais ils rendent la résine plus flexible et moins cassante.

1.2.1.3. Activateurs et initiateurs de la polymérisation

Des activateurs ou catalyseurs (amine tertiaire aromatique, photons) vont permettre la transformation des initiateurs ou amorceurs (peroxyde de benzoyle, benzoïne méthyléther, combinaison camphoroquinone-amine non aromatique) en radicaux libres permettant le passage de monomères à polymères.

Nous verrons plus en détails par la suite leur rôle dans le processus de polymérisation.

1.2.1.4. Autres

Il s'agit par exemple des molécules qui vont inhiber la prise des résines pour éviter la polymérisation spontanée. Ces inhibiteurs vont réagir avec les radicaux libres. Ce sont des dérivés du phénol : le butyl-hydroxytoluène (BHT) et le 4-méthoxyphénol (MEHQ). Il en découle que l'utilisation préalable de ciment à base d'eugénol est fortement déconseillée lors de la réalisation de composites.

La matrice contient aussi des pigments pour donner sa teinte au composite, des opacifiants (dioxyde de titane ou oxyde d'aluminium) pour permettre ou non la transmission de la lumière.

1.2.2. Les charges inorganiques

Ces éléments, principalement du quartz ou de la silice, servent à:

-renforcer la matrice résineuse, ils permettent d'améliorer la résistance à la fracture et à l'usure, augmentent le module d'élasticité et la dureté.

-améliorer la structure tridimensionnelle de la résine, c'est-à-dire diminuer la rétraction de prise, rapprocher le coefficient de dilatation thermique de la résine de celui de la dent et réduire l'absorption d'eau.

L'augmentation du pourcentage de charges permet d'améliorer les propriétés physiques et mécaniques des résines et de diminuer la rétraction de prise. L'évolution de ces charges s'est faite dans le sens de la diminution de leur taille pour permettre notamment l'amélioration de l'état de surface, la résistance à l'usure et l'esthétique. Cependant plus les charges sont petites, plus leur surface avec la matrice augmente, rendant la résine plus visqueuse. Ainsi la quantité trop importante de petites charges conduit à une résine inutilisable en pratique quotidienne. Pour remédier à ce problème les industriels ont développé des charges de l'ordre du nanomètre pouvant être prépolymérisées.

La classification des composites peut se faire notamment grâce à la taille de leurs charges :

-*les composites macrochargés* : la taille des charges, obtenues par broyage du quartz ou du verre, varie de 1 à 50 µm, apparus les premiers dans les années 60, il ne reste plus aujourd'hui que le Concise® (chémopolymérisable).

Depuis ces macroparticules ont pu être fragmentées en particules plus petites, les midi- (1-10µm) et mini- (0,1-1µm) particules.

On utilise aujourd'hui préférentiellement les charges en verre de métaux lourds radio-opaques car les composites contenant des charges en quartz ont l'inconvénient d'être radio-clairs ce qui rend difficile le diagnostic de lésions carieuses secondaires. Cependant les charges en verre se lient moins bien aux silanes que les charges en quartz.

-*les composites microchargés* : contenant des microcharges de silice (SiO_2) de 0,04 µm. Celles-ci sont obtenues par pyrolyse ou par précipitation.

-*les composites hybrides* : famille la plus importante, ayant la particularité de contenir des charges de tailles différentes. Elle est subdivisée en fonction de la taille des macroparticules en :

-hybrides à midiparticules (1 à 10 µm).

-hybrides à miniparticules (<1 µm).

L'utilisation de charges de différentes tailles permet une occupation maximale des espaces, les petites charges occupant les espaces vides entre les charges de grande taille. Cela permet d'allier de bonnes propriétés mécaniques avec de bonnes propriétés esthétiques. Il est possible aujourd'hui d'obtenir des composites possédant 50 à 65 % de charges en volume, ce qui peut représenter jusqu'à 80% de charges en masse.

1.2.3. Les liants ou agents de couplage

Ceux-ci permettent de faciliter le transfert de stress entre les charges et la matrice et de diminuer la perte des charges du fait de l'abrasion.

On trouve deux types de liaisons entre la matrice et les charges [91]:

Ancrage mécanique : grâce à l'irrégularité des charges. Celle-ci est obtenue en augmentant la rugosité des charges.

Ancrage chimique : par le biais des agents de couplage. Il s'agit des organosilanes et notamment le mercaptopropyl triméthoxysilane. D'un coté grâce à la fonction silanol (-Si-OH), l'organosilane peut se lier aux charges et de l'autre le groupe méthacrylique pourra former une liaison covalente avec la résine. Cependant les silanes ont plus d'affinités avec les charges en quartz qu'avec celles en verre.

1.3. Description du mécanisme de la polymérisation [Weiss1999]

Il s'agit d'une polymérisation par croissance de chaînes de type radicalaire. C'est à dire que le monomère qui se fixe sur la chaîne devient lui-même réactif permettant la fixation d'autres monomères et qu'elle fait intervenir des radicaux libres (composés ayant perdu un électron). Le mécanisme de la polymérisation peut se décomposer en trois étapes : initiation, propagation et terminaison.

1.3.1. Initiation ou amorçage

Sous l'effet d'un catalyseur, un initiateur produit des radicaux libres, c'est-à-dire des molécules excitées (car ayant perdu un électron) pouvant amorcer la réaction de polymérisation.

En fonction de la nature de ces molécules, on parle de chémopolymérisation ou de photopolymérisation.

Energie photonique + camphoroquinone → camphoroquinone*.

Camphoroquinone* + amine →amine*.

Amine* + monomère → monomère* (amorçage).

1.3.2. Propagation

Ces molécules vont permettre l'ouverture des doubles liaisons carbone-carbone des monomères, ceux-ci pouvant s'attacher à ce même radical. Le monomère fixé devient alors excité et il va pouvoir activer un autre monomère qui va se joindre à lui sur la chaîne et ainsi de suite jusqu'à ce qu'il n'y ait plus de monomères (en théorie seulement, en effet la viscosité augmentant certains monomères ne peuvent plus se déplacer jusqu'aux polymères).

1.3.3. Terminaison

L'arrêt de la chaîne se produit, lorsque le polymère par l'intermédiaire de son radical libre va rencontrer le radical libre d'un autre polymère ou une molécule d'eugénol, d'hydroquinone ou d'oxygène. L'utilisation de ciment à base d'eugénol comme protecteur pulpaire est donc à proscrire lors de la réalisation de résines composites.

La terminaison de la réaction peut aussi résulter de l'augmentation de la viscosité, les monomères ne pouvant plus se déplacer jusqu'aux chaînes.

Le fait que la réaction est incomplète (présence de doubles liaisons disponibles), permet la fixation de couches de résine supplémentaires. Une fois la stratification terminée il est nécessaire de polir la surface du composite pour éliminer la fine couche présentant des propriétés moindres.

1.4. Les différentes catégories de polymérisation

1.4.1. Chémopolymérisation

La chémopolymérisation en odontologie date du milieu des années 60, elle résulte du mélange entre deux composés chimiques, un initiateur ou amorceur (peroxyde de benzoyle) et un catalyseur chimique. Celui-ci est généralement une amine tertiaire aromatique comme la paratoluidine. La formation de radicaux libres va permettre d'initier la polymérisation.

Le peroxyde de benzoyle (PB) va se décomposer avec le temps augmentant ainsi le temps de prise mais cela va aussi provoquer des changements de teinte de la résine. En effet les amines qui n'ont pas réagi avec le PB vont s'oxyder et brunir. Ces amines constituent environ 2% des composites chémopolymérisant contre moins de 0,1 % pour les composites photopolymérisant. La conservation du PB peut être améliorée en maintenant les produits au frais et dans l'obscurité.

La chémopolymérisation est utilisée aujourd'hui pour le collage d'éléments prothétiques et dans certains pays, des praticiens l'utilisent encore pour la réalisation de grosses reconstitutions postérieures pour des raisons de simplicité, comparée à la technique incrémentale, mais aussi parce que la polymérisation chimique est plus lente que la polymérisation photonique ce qui permet un meilleur fluage et donc une meilleure adaptation [88].

Cependant le temps de travail est plus court (1-4 minutes) et le temps de prise plus long (2-6 minutes), la dégradation du PB va aboutir à des discolorations et l'incorporation de bulles d'air va diminuer la polymérisation et rendre le composite plus rugueux.

1.4.2. Photopolymérisation

La photopolymérisation est initiée par un ou plusieurs photoinitiateurs, molécules qui sous l'action de la lumière vont se transformer en radicaux libres (molécules ayant perdu un électron). L'émission au départ dans l'ultraviolet, se fait maintenant dans le spectre visible.

1.4.2.1. Lumière ultraviolette

La photopolymérisation date du début des années 70, la lumière utilisée à cette époque était dans le domaine de l'ultraviolet (10 à 400 nm). L'initiateur était principalement du benzoïne méthyléther à une concentration de 0,2 % et ayant un pic d'absorption à 365 nm. Ce mécanisme de polymérisation a permis une révolution dans le domaine de l'odontologie conservatrice et a été très vite adopté par les praticiens. Cependant, pour des raisons de santé, car dangereux pour les yeux (plus particulièrement pour la cornée) et la peau et pour des raisons d'efficacité (période de chauffage de plusieurs minutes, faible pénétration des UV à travers l'émail…) elle a été remplacée par la lumière visible.

1.4.2.2. Lumière visible

Il s'agit plus particulièrement du domaine du bleu (400 à 500 nm). L'initiateur le plus souvent utilisé est la camphoroquinone (son pic d'absorption se situ à 466,5 nm) qui sous l'action de la lumière bleue va se lier à une amine tertiaire, généralement non aromatique comme la N, N diméthyl-aminoéthyl-méthacrylate (DMAEMA) et former des radicaux libres.

Il existe d'autres photoinitiateurs comme la phényl propane dione avec un spectre d'absorption centré sur 425 nm, l'Irgacure 819 et le Lucirin TPO sur 390nm.

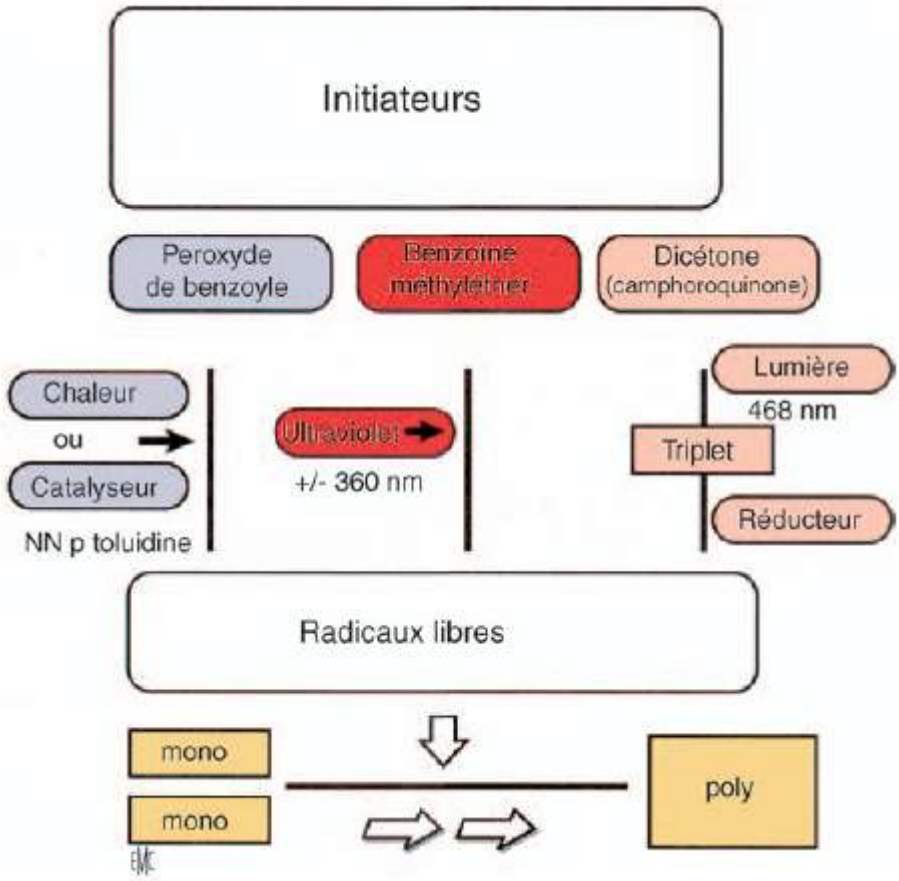


Figure 2 : représentation des 3 modes de polymérisation [88].

La photopolymérisation a aussi permis de diminuer les discolorations imputables à la présence de peroxyde de benzoyle et à certaines amines aromatiques.

1.4.3. La polymérisation dual.

La polymérisation dual correspond au mélange de deux composants, ce mélange va permettre l'initiation de la polymérisation. Celle-ci pourra être accélérée par l'insolation du matériau en excitant les photoinitiateurs présents dans celui-ci. La polymérisation pourra se poursuivre après l'apport de lumière.

1.4.4. La photopolymérisation industrielle.

L'industrie utilise aussi les rayonnements pour polymériser certains matériaux composites, plus particulièrement la lumière ultraviolette et les micro-ondes.

Polymérisation sous rayonnement ultraviolet [18], il existe quatre domaines d'application :

-les arts graphiques : fabrication de plaques d'impression, séchage quasi instantané des encres d'impression et fabrication de vernis de finition.

-les revêtements : fabrication de revêtements protecteurs très résistants, par exemple pour le bois.

-les adhésifs : il faut qu'au moins un des deux éléments soit transparent au rayonnement ultraviolet.

-la microélectronique : fabrication de microcircuits.

Polymérisation sous micro-ondes et hautes fréquences [38] :

L'utilisation de micro-ondes permet un chauffage plus uniforme du matériau thermodurcissable. En effet, la distribution de la température se fait dans la totalité du volume du matériau et en même temps.

1.5. Polymérisation et degré de conversion

1.5.1. Définition

Le principal critère utilisé pour définir la qualité de la polymérisation est le degré de conversion de la résine [2], c'est-à-dire le nombre de monomères ayant réagi comparé au nombres de monomères initialement présents. Plus ce taux est important, meilleures sont les propriétés mécaniques et physiques du matériau (excepté comme nous le verrons plus loin pour la rétraction de polymérisation). La norme ISO 4049 implique que ce taux de conversion à 2 mm soit au moins égal à 80 % de celui se trouvant à la surface.

1.5.2. Mesure

Il existe plusieurs moyens de mesurer ce taux de conversion :

-des moyens indirects : ce sont les tests de microdureté, simples à mettre en œuvre grâce à l'utilisation d'un pénétromètre. Il existe en effet, une corrélation entre le degré de conversion et la microdureté des composites pour une résine donnée [30, 75].

Il existe différentes valeurs de dureté en fonction de la forme du pénétrateur :

-un diamant pyramidal à base losangique allongée pour la dureté Knoop.

-un diamant pyramidal à base carrée pour la dureté Vickers.

-une bille en acier pour la dureté Brinell et Rockwell.

-des moyens directs : il s'agit plus particulièrement de la spectrophotométrie infrarouge. Cela consiste à calculer le rapport entre l'absorption des doubles liaisons carbone-carbone (1640 cm^{-1}) et celle du monomère BisGMA à 1610 cm^{-1}. Ainsi on connaît le nombre de doubles liaisons disponibles dans le matériau une fois la polymérisation effectuée.

1.5.3. Valeur

Malgré le respect du protocole de réalisation des composites, leur degré de conversion dépasse rarement 60% [22]. Ce phénomène correspond aux monomères qui n'ont pas pu se lier aux chaînes du fait de l'augmentation de viscosité du matériau.

2. Les différents types de sources photoniques

2.1. Les sources possédant un spectre d'émission large

2.1.1. Lampes halogènes

2.1.1.1. Principe

Les composants d'une lampe halogène sont choisis en fonction de deux critères [64] :

Ils doivent avoir : -un haut point de fusion (pour se rapprocher de la lumière blanche)

-un bas ratio de vaporisation (ou un système qui permette de le diminuer).

Une lampe halogène est une lampe à incandescence remplie d'un gaz. Celui-ci est un mélange de gaz inertes (xénon, krypton ou argon) et d'un gaz appartenant à la famille des halogènes ou à un de ses dérivés.

Les gaz les plus employés sont :

- le diode de formule I_2

-le bromure de méthyle de formule CH_3Br

-le dibromure de méthylène de formule chimique CH_2Br_2

2.1.1.2. Constitution

En dentisterie cette lampe se compose d'un bulbe de quartz très résistant (jusqu'à une température de 250-350 °C et une pression de 20 bars). On trouve en son centre le filament, en tungstène, avec un point de fonte à 3383 °C et positionné transversalement par rapport au grand axe de la lampe. Chaque filament de tungstène est soudé à une feuille de molybdène, celles-ci se poursuivant par deux connecteurs en molybdène inclus dans une base en céramique et entourés par le bulbe. La puissance de l'ampoule est de 75 à 80 W [64].

On trouve autour de cette ampoule un réflecteur dit « par focus » qui permet à la fois d'orienter la lumière émise vers l'entrée de la fibre et d'absorber une partie de la chaleur.
Enfin, devant ce réflecteur est positionné une glace permettant de respecter l'alignement du montage optique lampe, réflecteur, guide de lumière.

Photos 1 et 2 : ampoule halogène seule (à gauche) et dans son réflecteur (à droite).

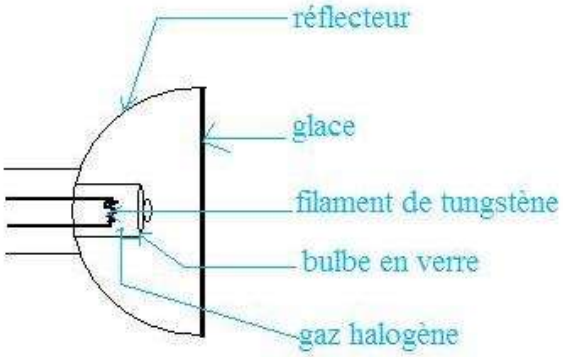


Figure 3 : schéma d'une ampoule halogène dans son réflecteur d'après Pélissier, 2003.

On entend souvent dire qu'il ne faut pas toucher une lampe halogène avec les doigts, il y a deux raisons à cela :

Il y a à la surface de la peau -des matières organiques comme les graisses qui vont réagir à chaud, produisant entre autres du graphite qui va ternir la lampe et diminuer son efficacité lumineuse.

-des matières minérales alcalines comme le sel qui ont la propriété de réagir à haute température avec le quartz en le fragilisant ce qui peut conduire à la rupture de l'ampoule.

Il n'est pas nécessaire de prendre de telles précautions lors du remplacement d'une ampoule halogène en chirurgie dentaire, celle-ci étant « protégée » par le réflecteur et la glace.

2.1.1.3. Fonctionnement

Une ampoule halogène fonctionne comme une ampoule à incandescence classique : un courant électrique va porter à incandescence un filament de tungstène, celui-ci va émettre une lumière plus ou moins blanche en fonction de sa température. Cependant un mécanisme supplémentaire : le **cycle tungstène-halogène** intervient de manière à améliorer les performances de la lampe.

Ce cycle régénérateur permet au tungstène qui s'évapore du filament d'y revenir, ce qui évite un noircissement de l'ampoule par dépôt de tungstène et permet d'augmenter la durée de vie de la lampe. Pour que ce cycle s'effectue convenablement, il faut qu'en fonctionnement l'ampoule atteigne une température suffisante permettant la formation d'un composé gazeux d'halogène et de tungstène. D'où l'utilisation de matériaux comme le quartz ou le Vycor pour le bulbe, de manière à résister à ces températures.

Description du cycle halogène [64] :

Tout d'abord, son rôle est de limiter la sublimation (passage des phases solide à gazeuse sans passer par la phase liquide) du tungstène constituant le filament et son dépôt sur le verre de l'ampoule. Le cycle peut se décomposer en trois étapes :

Etape 1 : les molécules de dihalogène sont présentes à l'intérieur de l'ampoule et côtoient les atomes de tungstène provenant du filament.

Etape 2 : à bonne distance du filament, là où la température est la plus faible, un atome de tungstène peut se combiner à plusieurs molécules de dihalogène de manière à former une molécule de plus grande taille.

Etape 3 : lorsque cette molécule est soumise à une température élevée, à proximité du filament, elle se décompose en molécule de dihalogène et de tungstène celui-ci se redéposant sur le filament.

Les molécules de dihalogène peuvent à nouveau rencontrer un atome de tungstène de manière à recommencer un nouveau cycle.

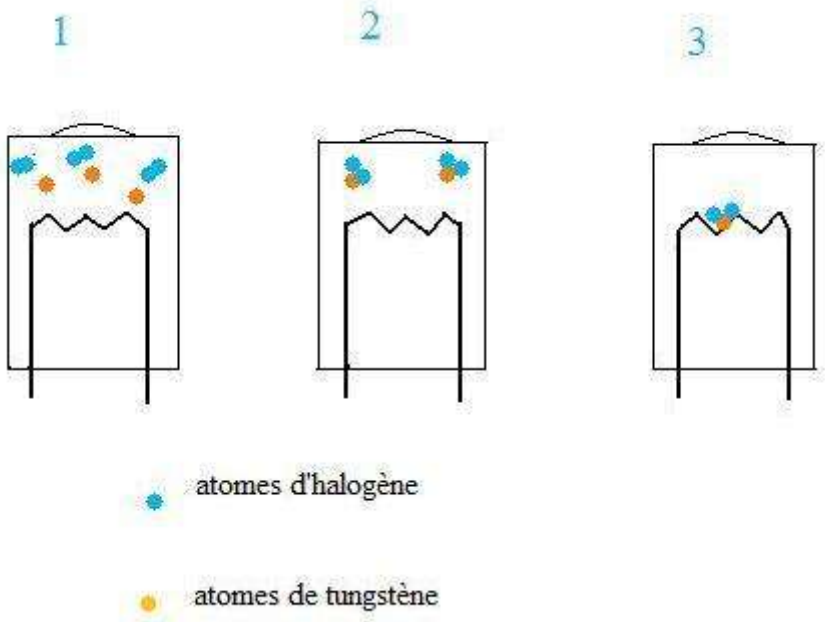


Figure 4 : cycle tungstène-halogène d'après Pélissier, 2003.

On pourrait penser que ce cycle permettrait une durée de vie infinie de la lampe, il n'en est rien, en effet le tungstène ne se redépose pas toujours sur son lieu d'origine créant ainsi une série de points fragiles sur le filament, zones de ruptures potentielles.

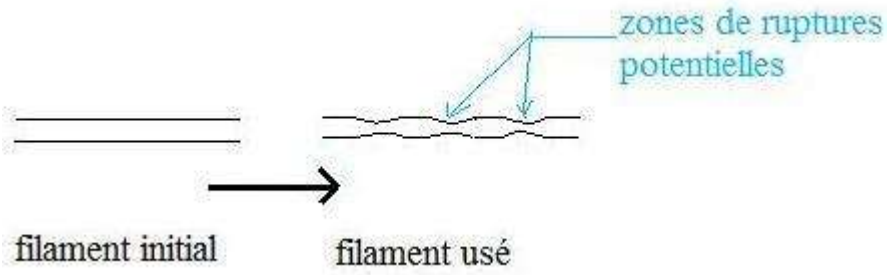


Figure 5 : usure du filament de tungstène d'après Pélissier, 2003.

De plus le filament possède des « parties froides », notamment au niveau des connections électriques. Les molécules de dihalogène ont tendance à réagir avec le tungstène en ces endroits, fragilisant ainsi le filament.

De plus, dans notre profession, les lampes sont utilisées de façon intermittente, durant peu de temps à chaque fois (20 à 40 secondes) et les ampoules sont confinées au centre des lampes.

La conséquence est la baisse d'intensité de la lampe, il est donc préférable, en chirurgie dentaire, de changer les ampoules halogènes tous les six mois.

2.1.1.4. Spectre d'émission

Le spectre d'émission des lampes halogènes, s'étend de 350 nm (ultraviolets) à 1000-1200 nm (infrarouges), avec une partie croissante dans la zone 400-500 nm (spectre d'absorption des photoinitiateurs), cette zone « utile » représente en fait moins de 20% de l'émission lumineuse, le reste se transformant en chaleur.

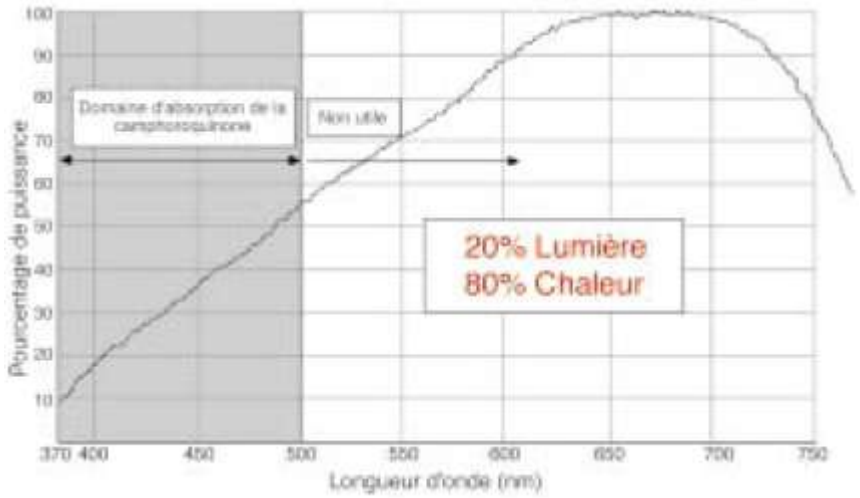


Figure 6 : spectre d'émission de la lampe halogène [64].

Pour réduire ce spectre, il est nécessaire d'utiliser des filtres. Ce qui va augmenter de façon très importante la température de la lampe.

Le filtre utilisé pour ce type de lampe est un triple filtre permettant de sélectionner le spectre dans le domaine du bleu (~400-500 nm).

L'irradiance en bout de fibre est comprise entre 600 et 1000 mW/cm² (voir plus).

2.1.1.5. Avantages et inconvénients

Avantages : -leur faible coût à l'achat.

Inconvénients : -ces lampes ont un mauvais rendement, seule une petite partie de l'énergie consommée est transformée en lumière.

-leur durée de vie est très courte. (6 mois pour un usage dentaire).

-elles sont très sujettes à la tension réseau.

-émission d'ultraviolets (donc surveiller régulièrement l'efficacité des filtres).

-le filtrage produit de la chaleur, ce qui nécessite l'utilisation de ventilateurs souvent bruyants).

2.1.1.6. Exemple de lampe halogène : Optilux 501®

Photo 3 : lampe Optilux 501® de la marque Kerr® [64].

Sa densité de puissance dépasse 1000 mW/cm² et elle possède plusieurs modes:

-le mode rampe : 10 secondes où la lampe passe de 100 à 1000 mW/cm² puis à pleine puissance pendant 10 secondes.

-le mode boost : 10 secondes à plus de 1000 mW/cm².

-le mode classique : à 850 mW/cm² pendant 10, 20, 30 ou 40 secondes avec un bip sonore toutes les 10 secondes.

-le mode bleach : pour le blanchiment, intensité supérieure à 1000 mW/cm² pendant 30 secondes avec l'embout turbo+.

Cette lampe est livrée avec un embout de 11 mm, un embout turbo de 8 mm, elle est dotée d'un photomètre intégré, d'un écran de protection et d'une ampoule halogène Optilub (80W).

2.1.2. Lampes plasma

2.1.2.1. Principe

Définition : au sens strict, un plasma est seulement constitué de particules chargées, électrons et ions positifs, en proportions assurant la neutralité globale. Ainsi, les plasmas sont des « gaz complètement ionisés », et on parle à leur propos de « quatrième état de la matière », faisant suite, dans une échelle de températures croissantes, aux solides, aux liquides et aux gaz. Ce quatrième état constitue l'essentiel des étoiles : on estime que 99% de la matière de l'univers est sous la forme d'un plasma [64].

Ces lampes ont été créées pour diminuer le temps d'exposition tout en conservant le même degré de conversion.

La technique des lampes à plasma repose sur un arc électrique établi entre deux électrodes. Celles-ci sont placées à très faible distance l'une de l'autre à l'intérieur d'une ampoule remplie de xénon (famille des gaz rares). Lorsqu'une haute tension est appliquée, un arc apparaît entre les deux électrodes et les électrons émis ionisent le gaz. Ce gaz ionisé devient conducteur et permet au système de développer une énergie radiante très élevée en créant une lumière blanche intense.

2.1.2.2. Constitution [64]

Une ampoule plasma est constituée de deux électrodes en tungstène (une anode et une cathode), d'un corps de lampe en céramique ou en verre, d'un gaz de remplissage et d'un amorceur.

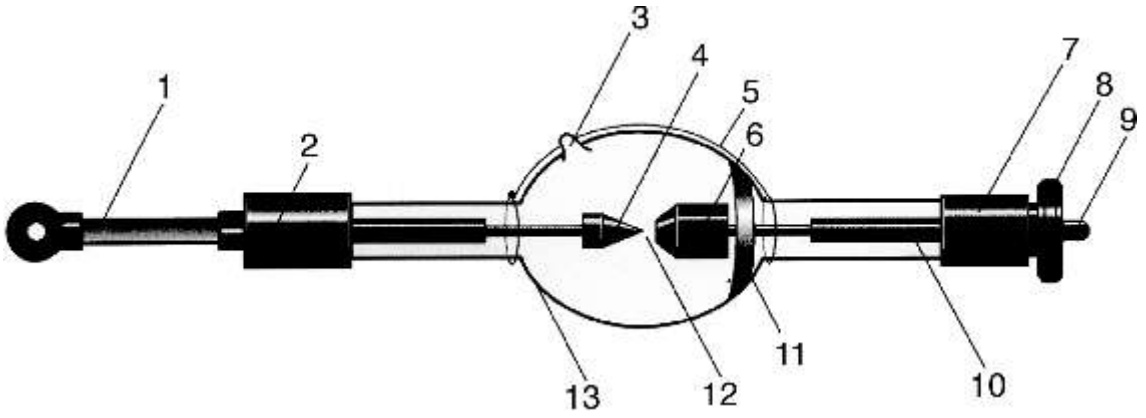


Figure 7: Constitution d'une lampe plasma [64].

1. Fil de connexion; 2. Cathode métallique; 3. Entrée de remplissage du gaz; 4. Cathode; 5. Fil d'amorçage; 6. Anode; 7. Anode métallique; 8. Écrou; 9. Connexion filtrée; 10. Barreau conducteur; 11. Revêtements réfléchissants; 12. Espace inter électrodes; 13. Ampoule.

Devant cette ampoule sont placés des filtres « passe hauts » supprimant les rayons ultraviolets et « passe bas » supprimant les rayons au delà de 500 nm.

La lumière est ensuite transmise grâce à une fibre liquide. Ces fibres sont composées d'un tube souple en PVC ou en téflon® entouré d'un cerclage métallique et rempli d'une solution saline aqueuse (CaCl), elles présentent l'intérêt de ne pas comporter de fibre de verre susceptibles de se casser si le cordon est plié ou malmené et de réduire l'émission d'UV [66].

On a alors un spectre d'émission compris entre 400 et 500 nm. Sur certaines lampes comme l'Apollo 95^{E} existe, pour réduire la température émise sans diminuer la puissance, deux embouts interchangeables, capables de filtrer les longueurs d'ondes comprises entre 400 et 450 ou entre 450 et 500 nm en fonction du photoinitiateur utilisé.

2.1.2.3. Fonctionnement

Le cycle d'allumage d'une lampe plasma peut se décomposer en trois phases : l'amorçage, le survoltage et le maintien.

Amorçage : pour former cet arc il est nécessaire de créer l'ionisation du gaz présent dans l'ampoule. On applique une décharge électrique de haute tension (de 15000 à 20000 V pendant 50 nanosecondes) entre les deux électrodes, cette énergie représente une impulsion de 0,7 J. donnant ainsi naissance à l'arc.

Survoltage : pour maintenir cet arc (son état étant très court), on applique une tension de 170 V. Cette phase se prolonge ainsi pendant 300 millisecondes.

Maintien : enfin, on applique un courant continu (tension entre 12 et 16 V) entre les deux électrodes ce qui permet à la lampe d'assurer son régime de fonctionnement.

La cathode va émettre des électrons qui migrent à travers l'arc pour venir frapper l'anode. Ce qui explique leur géométrie différente.

-La cathode, présente une forme conique pour que l'arc plasma jaillissant de celle-ci se trouve centré à l'intérieur de l'ampoule.

- L'anode, elle, est de forme plus imposante car les électrons viennent la percuter et elle perd petit à petit de son volume.

Cette perte de volume a pour conséquence une augmentation de la distance entre les deux électrodes. L'énergie lumineuse fournie par l'arc étant inversement proportionnelle à la distance entre la cathode et l'anode, l'énergie diminue.

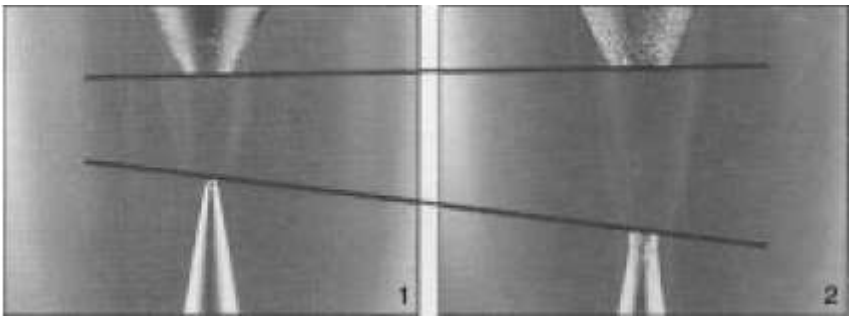


Figure 8 : éloignement des électrodes d'une lampe plasma [64].

De plus la matière extraite de la cathode vient se fixer sur l'enveloppe de verre de l'ampoule, diminuant aussi le rendement lumineux de la lampe plasma.

L'espérance de vie d'une lampe plasma est influencée par :

-l'utilisation répétitive et de courte période de la lampe qui diminue considérablement sa durée de vie.

Ex : une lampe donnée pour 10 000 heures en usage normal voit sa durée de vie réduite à 10 voire 20 heures en usage dentaire [64].

-l'évacuation correcte de la température, une surélévation de la température conduira à la diminution de vie des électrodes.

-l'orientation dans l'espace de la lampe, une lampe qui travaille horizontalement ne peut pas travailler verticalement. Il existe un angle d'acceptance que les fabricants connaissent bien. La durée de vie de la lampe mise en mauvaise position peut diminuer d'un facteur 50.

Ainsi l'intensité d'une ampoule plasmatique diminue de 30% en 5 ans et lorsque la perte atteint 45% l'ampoule s'arrête de fonctionner [24].

2.1.2.4. Spectre d'émission

Le plasma a deux zones d'émissions fortes, de 440 à 500 nm et dans les infrarouges. Il est donc nécessaire d'utiliser des filtres pour diminuer la température d'insolation. Le spectre d'émission de ces lampes débutant dans les ultraviolets, il est nécessaire d'utiliser les écrans protecteurs anti-UV (caches orange) ou d'utiliser des lunettes spéciales pour palier le dysfonctionnement des filtres.

2.1.2.5. Avantages et inconvénients

Avantages : -son efficacité lumineuse (100 lm/W) est trois fois supérieure à celle des lampes à incandescence.

-la lampe plasma est réamorçable à chaud et ceci, à tous les stades de refroidissement.

-elle permet de diminuer le temps au fauteuil.

Inconvénients :

-augmentation du stress du matériau et donc de la contraction de polymérisation pouvant provoquer des micro fractures, des douleurs post-opératoires et des caries secondaires (voir chapitre 4).

Quelques lampes plasma possèdent, pour supprimer ce problème, un mode progressif. Ce mode ne présente aucun d'intérêt dans la mesure où la puissance de démarrage est déjà supérieure à la puissance maximale d'une lampe conventionnelle. La seule option possible est d'éloigner l'embout de 7-8 mm de la reconstitution dans les premières secondes.

-coût.

-bien que ces lampes soient munies de filtre anti-UV (« passe haut », il est recommandé d'utiliser des protections oculaires pour palier un éventuel dysfonctionnement.

2.1.2.6. Exemple de lampe plasma : Apollo 95E®

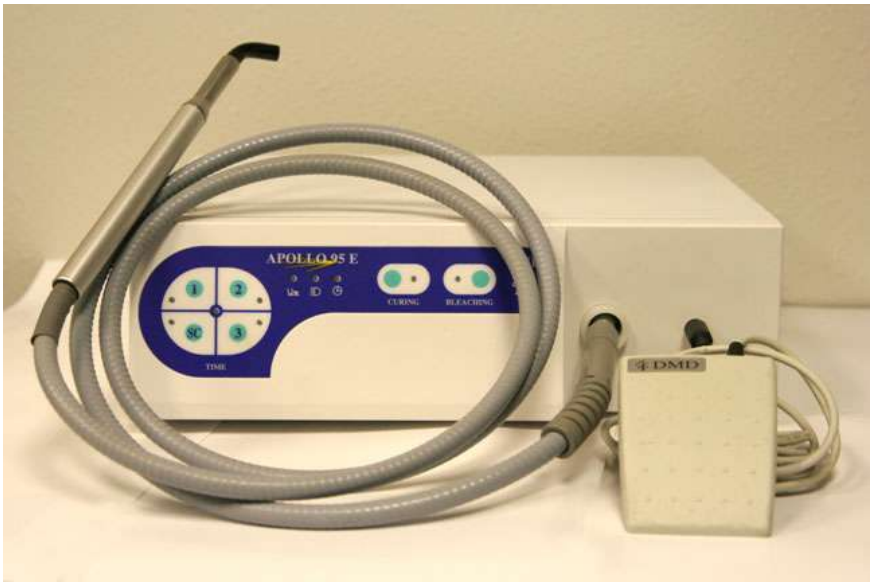


Photo 4 : lampe Apollo 95^{E} de DMDS [64].

Sa densité de puissance est comprise entre 1800 et 2000 mW/cm² en mode photopolymérisation et entre 2900 et 3200 mW/cm² en mode éclaircissement.

Différents modes existent :

-mode pleine puissance (± 2000 mW/cm²) pendant 1, 2 et 3 secondes.

-mode step cure pendant 5 secondes (deux intensités différentes).

-mode éclaircissement (2900 à 3200 mW/cm²).

De nombreux tips, de différents diamètres et stérilisables sont disponibles.

Son spectre d'émission est de 415-435 nm avec le tip 430 et de 460-485 nm avec le tip 470.

2.2. Les sources possédant un spectre d'émission étroit

2.2.1. Laser [51]

2.2.1.1. Principe

L'effet laser se fonde sur l'émission stimulée, décrite pour la première fois sur des bases théoriques, par Einstein en 1917. Laser est l'acronyme anglais de « Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation » (en français « amplification de la lumière par émission stimulée de rayonnement »).

2.2.1.2. Constitution

Les lasers sont composés d'un milieu actif, d'un mécanisme de pompage et d'un résonateur optique.

Le résonateur optique est constitué de deux miroirs parallèles entre eux et perpendiculaires aux rayonnements émis. Un des miroirs, au moins, est partiellement transparent pour permettre la sortie du rayonnement engendré.

De nombreux types de lasers existent, on peut les classer en fonction de la nature du milieu actif (liquide, solide, gazeux, semi-conducteur..), selon le mode de pompage (flash, tube à émission continue, décharge électrique, réaction chimique), le mode de fonctionnement (continu, relaxé, déclenché).

En chirurgie dentaire pour photopolymériser, on utilise le laser argon, appartenant à la famille des lasers ioniques (gaz ionisé) car son spectre d'émission correspond au spectre d'absorption de la camphoroquinone. Les atomes d'argon sont ionisés par collision avec les électrons d'une décharge électrique. Plusieurs raies peuvent être obtenues (488 nm, 496,5 nm et 514,5 nm dans le bleu vert) et la puissance émise est élevée (plusieurs dizaines de watts).

Le laser peut être schématisé de la façon suivante :

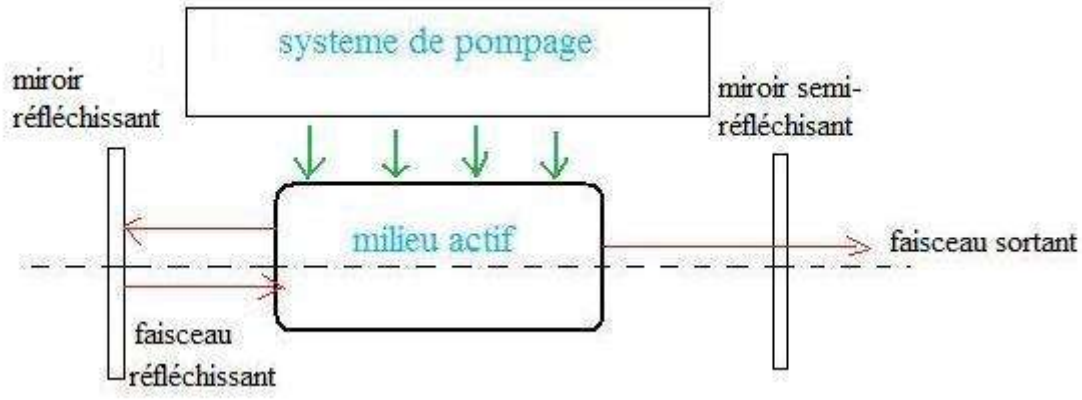


Figure 9 : schéma simplifié d'un laser.

2.2.1.3. Fonctionnement

Pour comprendre le fonctionnement d'un laser, il est nécessaire d'introduire le concept de quantification de la matière. Les électrons se repartissent sur des niveaux d'énergie discrets ou « couches ».

Pour simplifier le raisonnement, on considère que chaque atome n'a qu'un électron. Celui-ci pouvant se trouver sur des niveaux d'énergie différents. La connaissance du niveau sur lequel se trouve cet électron définit l'état de l'atome. Ces états sont numérotés par ordre croissant d'énergie avec un nombre entier n (1,2, ….). L'état n=1 est donc l'état d'énergie la plus basse (E1), correspondant à un électron sur l'orbite la plus proche du noyau.

Il existe trois processus d'interaction entre la lumière et la matière, à savoir l'absorption, l'émission spontanée et l'émission stimulée.

L'absorption : si l'atome reçoit un rayonnement dont l'énergie est égale à E2-E1, il va absorber cette énergie et passer de l'état n1 à n2 (état excité).

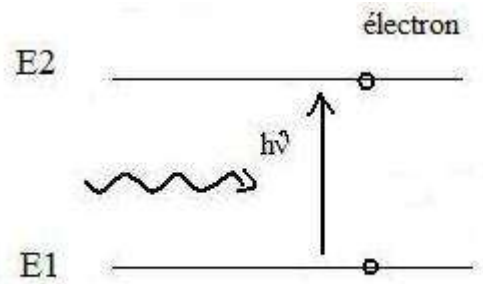


Figure 10: mécanisme d'absorption d'un laser.

L'émission spontanée : un atome dans un état n2 peut se désexciter vers un état n1. Un rayonnement est alors émis dans une direction aléatoire.

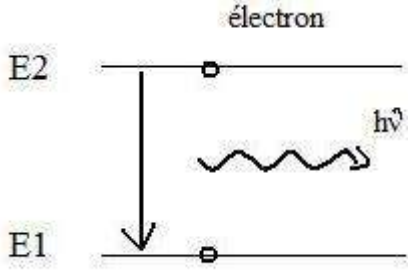


Figure 11: mécanisme d'émission spontanée d'un laser.

L'émission stimulée : c'est l'inverse de l'absorption. Un atome dans un état n2 peut se désexciter vers l'état n1 sous l'effet d'une onde électromagnétique, d'énergie E2-E1, qui sera alors amplifiée.

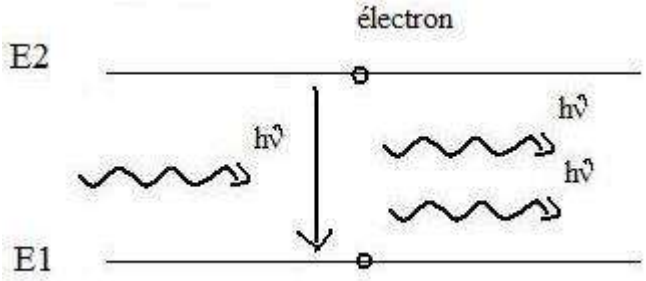


Figure 12: mécanisme d'émission stimulée d'un laser.

La fréquence ν du rayonnement ainsi produit (dans les émissions stimulée et spontanée) est donnée par la relation E2-E1=h*ν (h étant la constante de Planck).

Il est à noter que dans un système à l'équilibre thermique, le nombre de particules excitées est négligeable. Un rayonnement incident ayant la fréquence ν= (E2-E1)/h a donc une probabilité bien plus grande d'être absorbé que de provoquer l'émission stimulée. Afin que cette dernière probabilité devienne significative, il faut que N2, nombre de particules d'énergie E2, soit supérieur à N1, nombre de particules ayant l'énergie E1. Pour obtenir ce résultat il est nécessaire de réaliser, avec une excitation extérieure appelée pompage, une **inversion de population**.

Les deux niveaux d'énergie E1 et E2 décris plus haut ne sont pas toujours le niveau fondamental et le niveau excité (voir figure 13). En effet dans la plupart des cas existent des états intermédiaires ou états métastables « n' », dont la durée de vie est très supérieure à celui de l'état n2 (de l'ordre de la milliseconde pour n' contre quelques nanosecondes seulement pour n2). L'électron passe spontanément de l'état n2 à n' sans émission de lumière, un grand nombre d'électrons se retrouve alors dans cette situation, il y aura donc inversion de population puis émission stimulée.

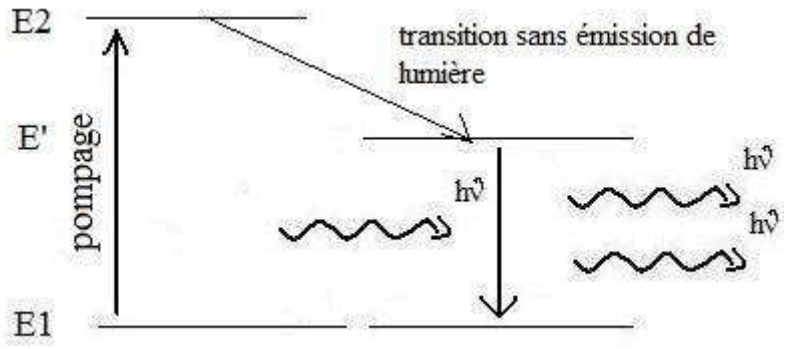


Figure 13: mécanisme d'émission stimulée d'un laser avec un état intermédiaire.

Une fois l'inversion de population effectuée, il suffit qu'un faisceau de lumière monochromatique ayant la fréquence correspondant à la transition radiative soit envoyé sur le milieu actif pour qu'il en ressorte amplifié par l'émission stimulée.

La lumière émise par un laser est cohérente dans le temps et dans l'espace car les photons sont émis, avec la même longueur d'onde, en phase et dans la même direction.

Ce qui permet, une très faible divergence du faisceau de l'ordre de quelques secondes d'angle et donc de concentrer sur une faible surface beaucoup d'énergie.

2.2.1.4. Spectre d'émission

Le laser a un spectre d'émission en raies, celles-ci ont, dans le cas du laser argon, pour valeurs 488 nm, 496,5 nm et 514,5 nm dans le bleu vert. La longueur d'onde 488 nm correspond au spectre d'absorption de la camphoroquinone.

2.2.1.5. Avantages et inconvénients

Avantages : -pas de perte d'intensité avec l'augmentation de la distance embout-restauration.
-rapidité
-image publique intéressante

Inconvénients : -comme les lampes plasma, la forte puissance énergétique émise par les lasers entraîne une rétraction de polymérisation plus importante donc une diminution de l'intégrité marginale ainsi que des douleurs post-opératoires.
-dégagement important de chaleur pouvant affecter la pulpe et le parodonte.
-effets inconnus sur les tissus biologiques.
-dommages aux yeux : ne jamais diriger un laser vers les yeux.
-le diamètre de l'embout est petit donc la surface d'exposition est faible, cela nécessite de multiplier les impacts.
-encombrant.
-ventilation bruyante.
-temps d'attente de 30 secondes entre la mise en fonctionnement et son utilisation.
-très onéreux en termes d'achat et de maintenance.

2.2.2. Lampes LED

2.2.2.1. Principe

Le terme LED (Light Emitting Diode) ou en français DEL (diode électroluminescente) désigne une diode émettrice de lumière dont la longueur d'onde varie en fonction du matériau semi-conducteur utilisé. Elles ne possèdent pas d'ampoule comme les autres lampes mais un semi-conducteur microscopique transformant directement l'énergie électrique en énergie photonique.

Utilisées jusqu'alors dans l'optoélectronique ou comme voyants témoins, elles ont vu leur champ d'application étendu avec l'arrivé de LED de puissances plus importantes. On dit d'elles qu'elles seront l'éclairage du 21ème siècle.

En fonction des constituants utilisés, la lumière peut être polychromatique ou spécialisée.

Elles ont un rendement lumineux qui se situe autour de 40 lumen/W ce qui est au dessus des lampes incandescentes mais en dessous des lampes à décharge.

Les premières lampes LED avaient une faible densité de puissance (inférieure à 250 mW /cm² malgré l'association de plusieurs dizaines de diodes) ce qui les défavorisait toujours dans les études comparatives avec les autres lampes, on a alors vu apparaître dès 2002-2003 des LED dites de seconde génération pouvant atteindre des densités de puissance allant jusqu'à 450 mW/cm². Aujourd'hui elles dépassent 1000 mW/cm². (Ex. : 1200 mW/cm² pour la lampe Elipar Freelight 2 de 3M ESPE).

2.2.2.2. Constitution

Photos 5 et 6 : une LED trouvée dans le commerce (à gauche) et une LED d'une lampe utilisée pour la photopolymérisation [64].

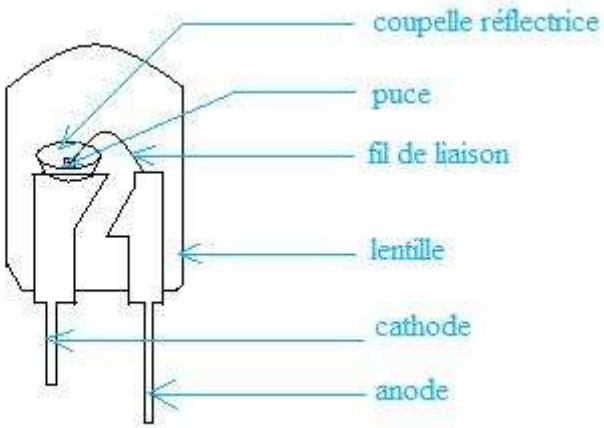


Figure 14 : schéma d'une diode.

2.2.2.3. Fonctionnement [51, 64]

Le semi-conducteur se compose d'une couche P et d'une couche N séparées l'une de l'autre par une couche active.

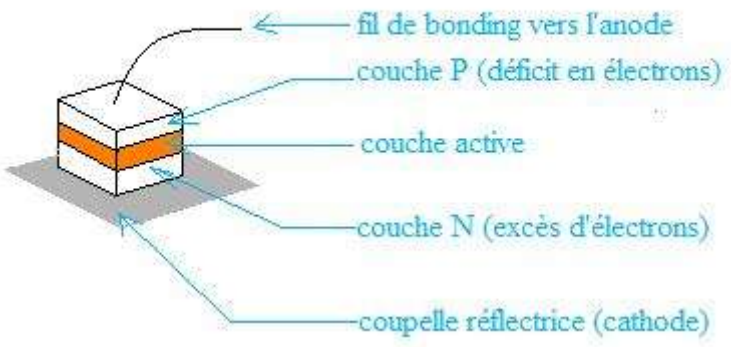


Figure 15: agrandissement de la puce d'après Martranchard, 2006.

Le silicium ou le germanium sont de mauvais conducteurs, il est donc nécessaire pour améliorer la conduction de procéder à un dopage du silicium.

Ce dopage consiste à introduire dans le silicium des « impuretés » qui ont un nombre d'électrons périphériques différents, mais proche de celui du silicium.

Le principe est le suivant :

Le silicium possède quatre électrons périphériques, il va être dopé :

Au niveau de la couche N par des atomes qui possèdent cinq électrons périphériques comme le phosphore, et donc la possibilité d'en céder un.

Au niveau de la couche P par des atomes ne possédant que trois électrons périphériques et donc la présence d'un trou capable de recevoir un électron, comme par exemple l'indium.

A la différence des ions positifs et négatifs qui sont soudés au réseau cristallin du semi-conducteur, les trous et les électrons sont mobiles.

Il est à rappeler que ce sont ces « impuretés » qui vont définir la longueur d'onde d'émission de la LED.

Lorsqu'on applique une différence de potentiel à la jonction P-N, un champ électrique est créé. On remarque alors que des électrons de la partie dopée N, ont tendance à migrer vers la partie dopée P et les trous effectuent le chemin inverse.

L'émission de photons est dû à la réorganisation, recombinaison des trous et des électrons à l'interface entre les deux couches.

2.2.2.4. Spectre d'émission

La longueur d'onde d'émission des LED varie en fonction du matériau utilisé pour fabriquer le semi-conducteur et des différents dopants chimiques.

Sont utilisés comme dopants :

L'oxyde de zinc, le gallium, le phosphore pour obtenir le rouge.

Les mêmes composants plus de l'arsenic pour obtenir le jaune et l'orange.

Les galliums phosphores et galliums azotes pour le bleu et le vert.

Le spectre se présente comme une courbe gaussienne assez étroite (quelques dizaines de nanomètres). Pour les lampes utilisées en chirurgie dentaire, celui-ci est centré sur le spectre de la camphoroquinone.

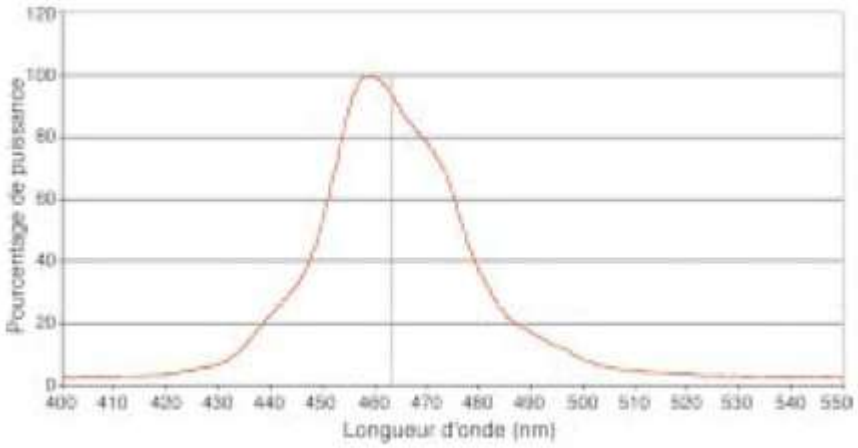


Figure 16: spectre d'émission d'une Led [64].

2.2.2.5. Avantages et inconvénients

Avantages : -elles sont très solides, résistantes aux chocs et aux vibrations.

-elles ont une durée de vie très importante (10 fois supérieure à celle d'une ampoule halogène).

-elles ne chauffent pratiquement pas, ce qui permet de ne pas utiliser de ventilateurs bruyants. Certaines lampes possèdent de petits ventilateurs silencieux et d'autres seulement des dissipateurs. Mais cela a surtout pour conséquence de réduire considérablement le risque d'altération thermique pour la pulpe.

-utilisation à basse tension donc possibilité d'utiliser des batteries, ce qui permet une meilleure maniabilité.

-rendement lumineux supérieur à celui des halogènes et des plasmas.

Inconvénients pour la première génération :

-faible densité de puissance (<250 mW/cm²).

-batteries avec une faible autonomie.

-le spectre d'émission trop étroit ne pouvant activer que la camphoroquinone. Depuis le spectre de ces lampes a été élargi (Cf. exemple de LED) et les fabricants de composites ont modifié la composition de ceux-ci pour permettre une meilleure photopolymérisation.

Aujourd'hui, il reste le problème des gels de blanchiment. En effet certains gels ne sont pas activés par l'émission de photons mais par la chaleur, les LED ne chauffant presque pas, ces gels ne pourront pas être correctement activés.

2.2.2.6. Exemple de LED : mini Led® et Ultralumen®

Photo 7: lampe Mini L.E.D. de Satelec®.

La densité de puissance de la lampe peut dépasser 1250 mW/cm², avec un spectre d'émission compris entre 430 et 470 nm.

Elle possède 3 modes :

- le mode rapide : 10 secondes à 1100 mW/cm² avec l'embout universel de diamètre 7,5 mm ou 2000 mW/cm² avec l'embout turbo (en option) de diamètre 5,5 mm.

-le mode pulsé : la lampe à pleine puissance émet 10 flashs séparés par des périodes de repos de 250 ms, soit 13 secondes au total.

-le mode progressif : démarrage progressif de 0 à 1100 mW/cm² pendant 10 secondes puis pleine puissance pendant 10 secondes.

Elle est dotée d'un radiomètre et d'une batterie amovible d'une grande capacité (250 insolations de 6 secondes) et sans effet mémoire (Li-Ion).

Autre exemple, la lampe Ultralumen LED 5® de la marque Ultradent® :

Sa tête abrite 5 LEDs, la principale au centre, à un pic d'émission à 468 nm (spectre d'absorption de la camphoroquinone) et 4 LEDs accessoires périphériques dont le pic d'émission se situe à 400 nm pour permettre l'activation de la plupart des photoinitiateurs.

2.3. Tableau récapitulatif : avantages et inconvénients des différentes lampes

Sources lumineuses	Avantages	Inconvénients
Halogène	-faible coût -programmable (pour certaines lampes récentes).	-consommation++ -durée de vie courte (6 mois) -filtrage, chaleur, ventilateur bruyant.
Plasma	-efficacité lumineuse (jusqu'à 100 lm/W) -rapidité, utilisation dans les zones critiques ou chez l'enfant.	-contraintes importantes sur le matériau. (fractures, caries secondaires) -encombrant -bruyant -coût
Laser	-pas de perte d'intensité avec la distance -rapidité -image publique intéressante.	-idem -chaleur -dangereux pour les yeux
LED	-durée de vie presque illimitée -ne chauffe pas -maniable -programmable	-utilisation d'autres PI -gels de blanchiment utilisant la chaleur

Tableau 1 : avantages et inconvénients des différentes lampes.

2.4. Cahier des charges d'un générateur de polymérisation

-posséder un spectre d'émission qui recouvre les spectres d'absorption de tous les photoinitiateurs pour permettre l'amorçage de la photopolymérisation.

-ne pas induire d'altération des tissus environnants et notamment pulpaires.

-être efficace ; c'est à dire permettre une polymérisation à 2 mm au moins égale à 80% de celle obtenue à la surface (norme iso 4049).

-permettre une flexibilité d'emploi (utilisation pour les soins conservateurs mais aussi prothétiques, orthodontiques…).

-maniable (léger, bien équilibré, permettre une bonne visibilité du champ opératoire mais d'autres critères comme la forme du corps de la lampe, la sensibilité, la forme et la position du déclencheur ou le type de tête sont aussi importants).

-fiable, durable.

-être le plus silencieux possible.

3. Les facteurs influençant la polymérisation

3.1. Au niveau du matériau

3.1.1. Composition

La profondeur de polymérisation dépend de la formule chimique du matériau et de la taille des charges [43, 82], les particules de tailles comprises entre 0,01 et 1 µm diffractent plus la lumière car leur taille est voisine des longueurs d'onde d'émission des lampes à photopolymériser [88]. Pour CHEN et coll. le secret de la diminution effective des contraintes de contraction réside dans le contrôle de la chimie du matériau et non dans sa vitesse de réticulation [12]. Pour certains auteurs, [8] la rétraction linéaire est inversement proportionnelle à la quantité de charges contenue dans les composites.

Chaque matériau réagit différemment à l'insolation [63, 65], le protocole d'irradiation doit donc se faire en fonction des caractéristiques propres à chaque matériau [35].

3.1.2. Photoinitiateur

Il existe différents photoinitiateurs contenus dans les composites dentaires, le plus répandu est la camphoroquinone (CQ) mais il en existe d'autres comme le Phenyl Propane Dione (PPD), l'oxyde monoacylphosphine (Lucirin® TPO) et l'oxyde bisacylphosphine (Irgacure® 819). Ces derniers étant utilisés à la place de la CQ dans les teintes incisale ou transparente pour palier la couleur jaune de celle-ci, dans certains sealants ou encore dans certains agents de liaison.

Il est important de connaître le type de photoinitiateur utilisé car pour que celui-ci soit efficace, il faut que le spectre d'émission de la lampe (variable) recouvre le spectre d'absorption du photoinitiateur (lui aussi variable).

Certaines LED et les lasers ont un spectre d'émission étroit, centré sur celui de la camphoroquinone, par conséquent, ils ne peuvent activer d'autres photoinitiateurs. Problème que l'on ne retrouve pas pour les lampes halogènes qui ont un large spectre d'émission.

Par exemple :

-la camphoroquinone (photoinitiateur le plus répandu) à un spectre d'absorption compris entre 455 et 485 nm avec un pic à 468 nm.

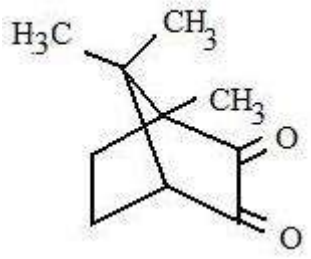


Figure 17 : formule chimique de la camphoroquinone.

-le Phenyl Propane Dione (PPD) : spectre d'absorption : 430 nm.

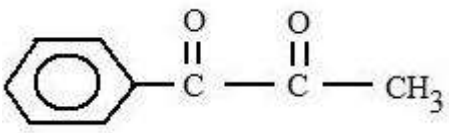


Figure 18 : formule chimique du Phenyl Propane Dione.

Une résine ayant comme photoinitiateur le PPD a un degré de conversion plus faible qu'une résine contenant de la CQ si celles-ci sont polymérisées avec des LED [60].

Le spectre d'absorption du photoinitiateur affecte fortement la polymérisation [60], surtout au premier stade de celle-ci [59]. De plus l'épaisseur de composite polymérisé dépend de la quantité d'énergie absorbée par l'initiateur plutôt que de l'énergie totale émise par la source lumineuse [8].

3.1.3. Teinte et opacité

La teinte : c'est une nuance de couleur dépendant du pigment ou du colorant employé.

L'opacité : elle correspond à la capacité qu'ont certains corps de s'opposer au passage de la lumière. Les opacifiants utilisés dans les composites dentaires sont le dioxyde de titane (TiO_2) et l'oxyde d'aluminium (Al_2O_3) à des concentrations comprises entre 0,001 et 0,007%.

La profondeur de polymérisation est liée à la teinte de la résine employée [45, 54, 74] ou à son opacité [78]: plus la teinte est claire, plus le profondeur de polymérisation est grande [43, 68, 79, 82, 89]. Il est donc nécessaire d'augmenter le temps d'insolation pour les composites de teinte sombre ou opaque.

Cependant ceci pose problème pour les lampes halogènes ou plasma car plus le temps d'exposition est important, plus la température à l'intérieur du composite augmente [83] et plus les dégâts sur la pulpe peuvent être conséquents.

3.1.4. Epaisseur

Il est nécessaire d'utiliser la technique incrémentale pour façonner le composite en respectant une épaisseur de 2 mm [48]. Cela permet d'avoir une dureté homogène [76].

Il est d'autant plus important d'utiliser des couches fines de matériau lorsque l'on utilise des lampes à haute énergie [24].

La dureté de surface n'est pas un gage de bonne polymérisation en profondeur. Pour Fowler et coll. [31], il est préférable d'utiliser un testeur d'intensité pour évaluer la performance de l'insolation plutôt que la sensation tactile de la dureté de surface.

3.2. Au niveau de la lampe

3.2.1. Longueur d'onde

Comme cité précédemment, le spectre d'émission de la lampe doit recouvrir le spectre d'absorption du photoinitiateur [60, 70].

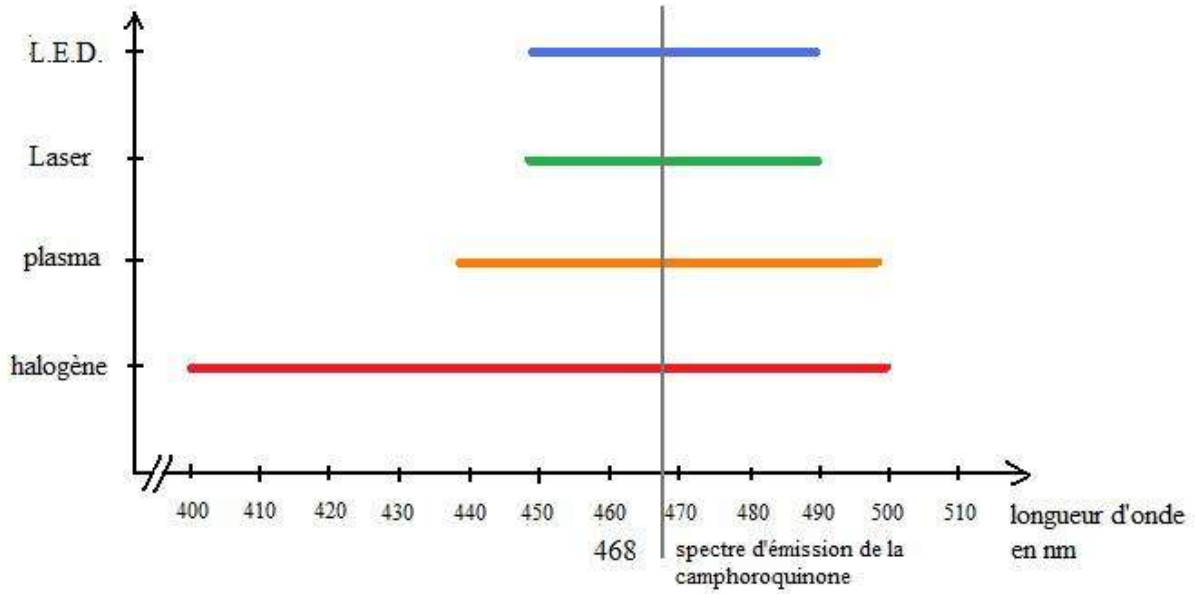


Figure 19 : spectres d'émission de différentes lampes après filtrage.

3.2.2. Temps d'exposition

Pour une lampe ayant un flux énergétique constant, plus la durée d'insolation est importante, plus la quantité d'énergie émise est grande, plus la polymérisation est complète [14, 15, 46, 59, 74, 80].

Il faut savoir que, du fait de l'absorption de la lumière par le matériau, seul 50% de l'énergie photonique est disponible à 0,5mm de la surface et 25% à 1mm [72]. D'où l'intérêt d'augmenter le temps de polymérisation pour atteindre les objectifs fixés par la norme iso 4049.

Une étude menée par Pélissier et coll. ayant pour but de mesurer le temps nécessaire à une lampe LED (Mini LED de Satelec®) pour obtenir la même dureté à 2 mm de profondeur qu'une lampe halogène (Optilux 501 de Kerr Demetron®) sur différents composites a montré que pour certains composites le temps d'insolation pouvait être réduit de 88 % avec les LEDs [68].

Des temps d'insolation trop longs sont en contradiction avec la pratique quotidienne au niveau du coût, de la perte temps et de possibles lésions pulpaires dues à l'augmentation de la température générée par la lampe (halogène et plasma).

3.2.3. Puissance et densité de puissance

Exprimée en milliwatts, la puissance correspond à l'énergie fournie par la lampe par unité de temps. Cette mesure est préférée à la densité de puissance (puissance par unité de surface mW/cm²) car cette dernière dépend de la distance entre l'embout et la restauration mais surtout du diamètre du tip, valeur qui n'est presque jamais mentionnée dans les études comparatives ou par les fabricants.

Prenons l'exemple de deux lampes, la première d'une densité de puissance de 1200 mW/cm² avec un tip de diamètre 6mm, la deuxième avec une densité de puissance de 800 mW/cm² et un tip de 9 mm de diamètre. La puissance de la première est de 1200*0.28 (π*R²) soit 340 mW. Celle de la deuxième : 800*0.64=510 mW. Bien que la densité de puissance de la deuxième lampe soit inférieure à la première, c'est bien cette deuxième qui est la plus puissante.

L'énergie nécessaire à la polymérisation photonique d'une résine composite a été estimée à 16 Joules [88] soit 400 mW/cm² pendant 40 secondes ou 800 mW/cm² pendant 20 secondes. Toutefois il semble qu'il existe une intensité minimale en dessous de laquelle les propriétés des résines seraient diminuées mais cette valeur n'est pas clairement déterminée. Ainsi pour certains auteurs elle se situe autour de 200 mW/cm² [2] pour d'autres elle est plus proche de 300 [92] pour d'autres 400 mW/cm² [67] en technique directe. Ceci dit, pour des intensités faibles comme 300 mW/cm², il faut un temps d'exposition d'au moins 120 secondes [92] difficilement réalisable en pratique quotidienne.

Plus le flux photonique est important, plus le temps d'insolation peut être réduit [46], c'est le principe des lampes à haute intensité, ce qui va permettre au praticien de gagner du temps mais avec cependant des inconvénients majeurs comme nous le verrons par la suite (chapitre 4). Certains auteurs recommandent donc des intensités intermédiaires 400 à 800 mW/cm² [2].

3.2.4. Distance tip – restauration

L'intensité lumineuse est inversement proportionnelle au carré de la distance entre la source et la restauration. En d'autres termes : plus la distance augmente, moins la polymérisation est efficace [45, 46, 71, 89]. Pour indication, Price et coll. indiquent que pour un tip de diamètre standard (8 mm) la densité de puissance du faisceau lumineux qui était de 743 +/- 6,1 mW/cm² en sortie du guide chute à 372 mW/cm² à 6mm de l'embout (soit une diminution de 50% de la valeur initiale).

Ce principe ne s'applique pas aux lasers qui émettent une lumière cohérente dans l'espace et dans le temps.

Pour pallier cette diminution, il est là encore nécessaire d'augmenter le temps d'insolation. En effet sur des cavités profondes notamment postérieures le tip peut se situer à 4-5 mm, voire plus, du fond de la cavité à reconstituer.

La réduction de la densité de puissance avec l'augmentation de distance de la lampe est plus prononcée pour les LED que pour les halogènes [2, 52].

3.2.5. Le guide de lumière [67]

Il existe différents types d'embouts pour conduire la lumière jusqu'à la restauration, ils peuvent être déformables ou au contraire indéformables et nous verrons que le choix du guide est dicté par l'acte clinique à réaliser.

3.2.5.1. Guides indéformables

Ce sont ceux que l'on retrouve dans la plupart des cabinets dentaires. Ils sont de couleur noire ou opaque ou au contraire transparent, ils peuvent être composés d'une ou de plusieurs fibres.

Le principe repose sur la réflexion de la lumière permise par la différence entre les indices de réfraction du cœur et de la gaine. Le verre de cœur a un indice de réfraction plus élevé que celui du verre d'enrobage ou gaine.

Le verre de cœur est composé de 75% de silice (SiO_2), de 8 à 10 % d'oxyde de Bores (B_2O_3) et de 5% de terre alcaline et d'oxyde d'alumine. On peut aussi retrouver du baryum, du sodium, du potassium ainsi que de l'oxyde de plomb. Cependant la concentration de ce dernier a été ramenée pour des raisons sanitaires à moins de 1%, d'autant que les sources photoniques n'émettent jamais de rayons X.

Le verre extérieur est constitué de borosilicates alcalins ou Fiolax® avec lesquels on peut retrouver des colorants donnant sa couleur au guide.

Pour que le guide de lumière soit rigide on utilise soit un compactage à chaud soit une résine durcissante.

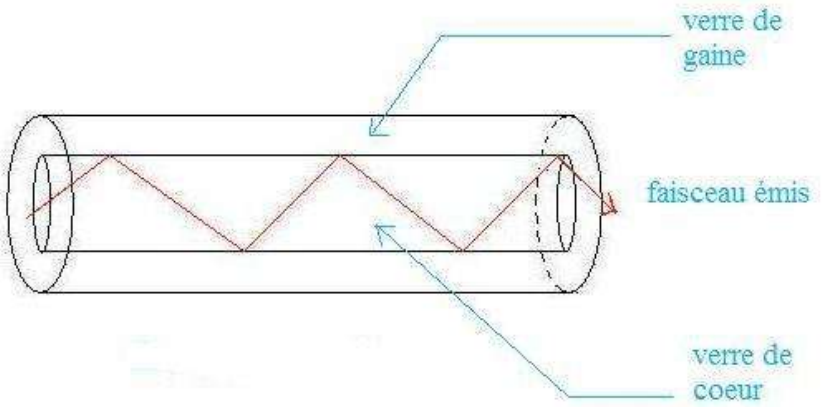


Figure 20: fibre optique simple d'après Pélissier, 2007.

i) *les monofibres*, composées d'un seul barreau de verre pur et cristallin, elles ont pour avantage de mieux transmettre le flux lumineux et donc de pouvoir conserver la puissance de la lampe mais pour des actes proches de l'embout. Elles permettent aussi une meilleure pénétration des rayons lumineux pour les sources très larges (halogènes) grâce à leur angle optique plus ouvert.

Leurs inconvénients sont : leur perte de puissance à distance de l'embout due à la divergence du faisceau lumineux, l'utilisation de guide-faisceau peu coudés et lorsque le guide ne possède pas de gaine de protection la monofibre peut être éblouissante et un contact intempestif d'un doigt ou de la joue sur celle-ci va créer une sorte de fuite de lumière.

ii) *les multifibres*, la lumière en sortie est moins divergente, il y a moins de risque d'éblouissement et moins de perte dans les grandes courbures. Cependant leur surface active est réduite de 15 à 20 % comparée aux multifibres du fait que chaque fibre est recouverte d'une surface miroir non conductrice.

Photo 8 : différents guides de lumière [66].

3.2.5.2. Guides déformables

Ces guides qui peuvent parfois mesurer plus d'un mètre servent à conduire la lumière pour les lampes plasmas ou les lasers. Ils sont protégés à l'extérieur par une gaine en plastique et peuvent être constitués soit d'un liquide celui-ci pouvant servir de filtre UV (pour les plasma) ou de microfibres souples en verre ou en polymères. Celles-ci ont un rendement inférieur de 20 à 30 % à celui des fibres indéformables.

3.2.5.3. Choix du guide en fonction de l'acte clinique

La monofibre est utilisée pour des restaurations proches de l'embout, elle est plus efficace que les multifibres à cette distance. On la trouve sous forme de barreau droit utilisé dans le secteur antérieur pour le scellement des brackets ODF, des facettes, pour les composites antérieurs, pour l'éclaircissement des dents. On les trouve aussi sous forme de barreau coudé turbo pour les petites restaurations composites comme les puits et les fissures ou en orthodontie pour le scellement de brackets avec un accès latéral.

Le terme *turbo* signifie que le diamètre de sortie du tip est plus faible que son diamètre d'entrée, cela permet d'augmenter le flux lumineux et donc la profondeur de polymérisation [58]. Cependant, éloignés de quelques millimètres de la restauration, ces embouts vont conduire à une diminution d'intensité de la lumière au centre du faisceau créant une sorte de trou noir responsable d'un défaut de conversion de la résine à cet endroit [71]. C'est la forme même du guide qui va rendre le faisceau plus divergent. Le fait de les utiliser pour les grosses restaurations nécessite de multiplier les impacts et donc d'augmenter le temps de réalisation. Il est aussi nécessaire dans ce cas de ne pas réaliser de balayage car cela conduirait à une polymérisation moins uniforme.

Photo 9 : illustration du phénomène de zone d'ombre au centre du faisceau [44].

De plus ces embouts perdent très rapidement leur intensité, pour reprendre l'exemple de Price et coll. [71] lorsque la densité de puissance d'une lampe utilisant un embout standard n'est plus que de 50% à 6mm, pour un embout turbo celle-ci n'est plus que de 23% à la même distance. Cela a aussi d'autres inconvénients comme nous le verrons plus loin.

La multifibre, avec un flux lumineux moins divergent est utilisée lorsque l'embout est à 2-3 mm ou plus de la restauration. On choisira le diamètre du tip en fonction de la taille de la restauration, de son accès, de la nature du matériau…

Les grands diamètres (plus de 9 mm) pour les grandes restaurations. La puissance de la lampe restant la même, le nombre de photons par unité de surface en fonction du temps sera plus faible qu'avec un tip de diamètre standard, nous obligeant à des temps d'exposition plus longs, il faut presque doubler ce temps, surtout si la lumière « déborde » de la restauration.

Les diamètres moyens (8-9 mm), ce sont les embouts les plus répandus. Ils sont très efficaces pour les composites postérieurs, les collages d'inlay, d'onlay ou de brackets dans le secteur postérieur.

Les petits diamètres (3-4 mm), ce sont des tips turbo dont la densité de puissance peut dépasser 2000 mW/cm², leur angulation peut elle, dépasser les 90°. Ils sont utilisés en ODF pour les collages d'arc en lingual, en parodontologie pour le collage d'attelles linguales, en odontologie conservatrice pour les résines interproximales ou en prothèse pour le scellement de tenons fibrés avec des résines duals.

Le choix du tip est guidé par l'acte clinique à réaliser, le praticien doit donc posséder plusieurs embouts, vérifier lors de l'achat que différents embouts existent s'il veut pouvoir optimiser la polymérisation de ses résines. Le praticien devra aussi vérifier régulièrement la propreté de ses tips, gage de la bonne efficacité de sa lampe [55, 56].

Certaines lampes LED ne possèdent pas de fibre optique, la diode étant très petite, elle se situe à l'extrémité de la tête ce qui permet de diminuer la taille de l'ensemble mais présente comme inconvénients sur certaines de ces lampes de mal visualiser la zone à traiter et d'autres ont une surface convexe peu pratique car l'embout glisse.

3.2.5.4. Désinfection des embouts

Les guides optiques peuvent entrer en contact direct avec les tissus de la cavité buccale, leur désinfection est donc une obligation pour éviter toute contamination croisée. Plusieurs moyens sont à notre disposition [66] :

La lingette à base d'alcool (70°) : c'est la méthode la plus répandue, 60% des praticiens l'utilisent. Toutefois elle n'élimine pas toutes les bactéries.

La solution de glutaraldéhyde (2%) : il est cependant nécessaire d'immerger le guide optique dans cette solution pendant 10 minutes. Ce qui peut à terme l'endommager.

La stérilisation : c'est la méthode la plus efficace pour éradiquer tout risque d'infection. Toutefois les nombreux passages à l'autoclave abîment les embouts, ce qui nécessite pour garder leurs propriétés de transmission de les repolir. Mais ces passages répétés pourraient à terme, endommager définitivement le guide. Les nouvelles LEDs n'utilisant pas de guide optique ne peuvent être stérilisées (les LEDs ne supportant pas une température supérieure à 120°C), ce qui pour certains auteurs, devrait en interdire leur utilisation.

Les embouts plastiques jetables : ils remplacent les guides optiques ce qui permet de réduire les coûts de stérilisation et de maintenance. Ils peuvent transmettre la lumière avec une intensité de 850 mW/cm² pendant 6 minutes. Leur contact avec les tissus biologiques diminue significativement leur émission [73].

Les barrières translucides : il s'agit des doigtiers, des gaines spéciales embouts et des plastiques en cellophane d'emballage. Ce sont des alternatives efficaces à la stérilisation et à l'utilisation de produits chimiques.

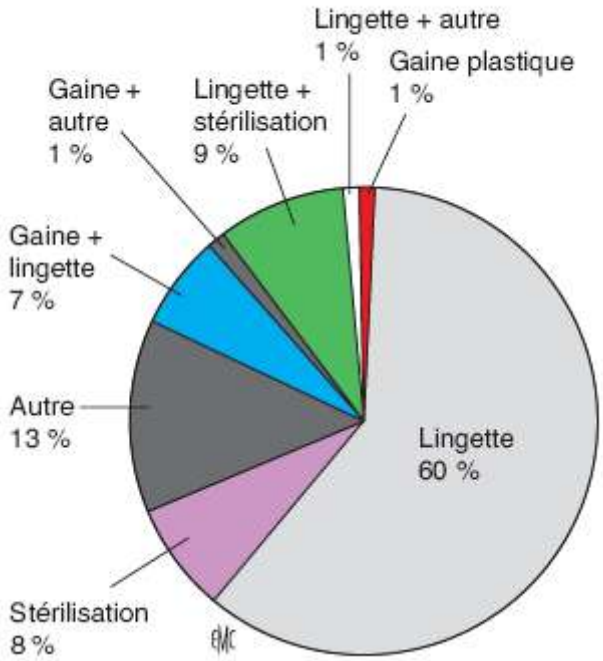


Figure 21 : Diagramme des méthodes employées pour nettoyer les embouts. [66]

3.2.6. Mode d'irradiation

Les lampes halogènes récentes et la plupart des lampes LED possèdent différents modes de polymérisation : rampe, pleine puissance, pulsée…

3.2.6.1. Modes soft-start

Ce mode a été créé pour palier la mauvaise intégrité du joint marginal des restaurations. En effet de nombreux auteurs [7, 29, 35, 41, 42, 53, 85] ont constaté qu'une intensité trop importante de la lumière serait responsable d'une détérioration du joint dent-restauration. Le mode progressif en augmentant la période pré gel (voir chapitre 4) permettrait de diminuer le stress de contraction et de permettre un meilleur fluage de la résine [7, 29, 35, 41, 42].

Le mode soft-start est aussi utilisé pour les restaurations proches de la pulpe car l'élévation de température est plus modérée, pour les adhésifs, pour les restaurations dont le facteur C est important car cela permet un meilleur fluage du composite.

Différents modes soft-start existent :

Mode progressif ou rampe.

Celui-ci consiste à augmenter progressivement la densité de puissance de la lampe pendant les premières secondes puis à effectuer un palier à pleine puissance durant le reste de l'insolation.

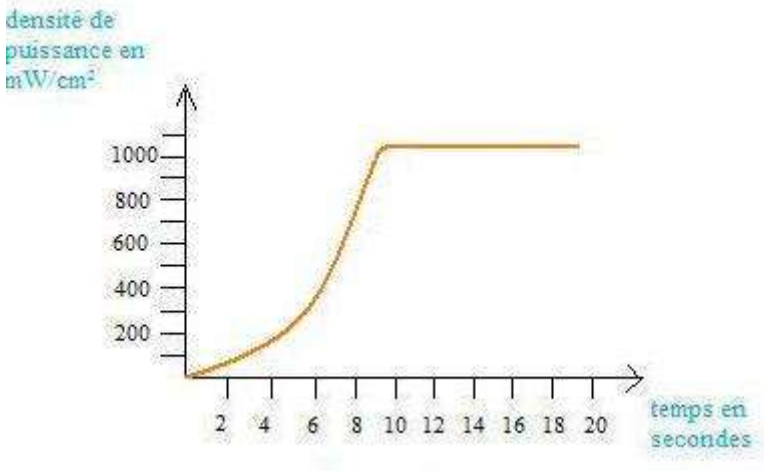


Figure 22 : mode rampe d'après Pélissier, 2005.

Mode step-cure.

Le matériau est irradié avec deux intensités différentes.

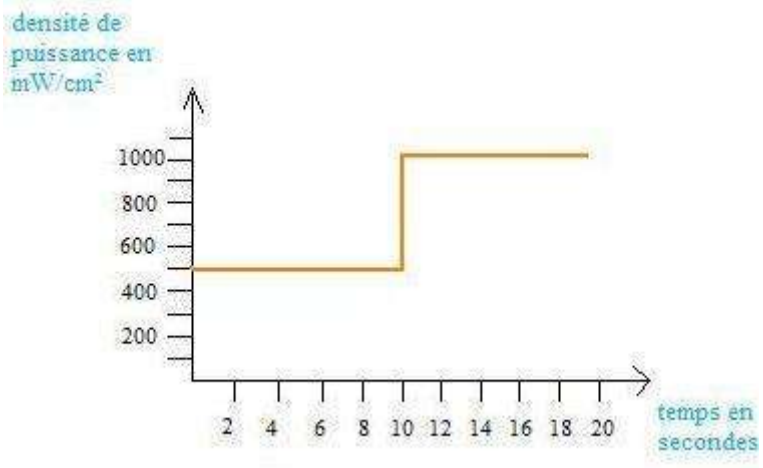


Figure 23 : mode step-cure d'après Pélissier, 2005.

Rappelons que le mode step-cure sur les lampes plasma n'a aucun intérêt, l'intensité initiale étant trop importante.

Mode pulse-delay.

Dans le mode pulsé-retardé, le matériau est d'abord irradié avec un flux photonique très bref puis il est laissé au repos pendant quelques dizaines de secondes à quelques minutes, période durant laquelle sont effectuées les opérations de finition avant d'être irradié à pleine puissance pendant 10 à 20 secondes.

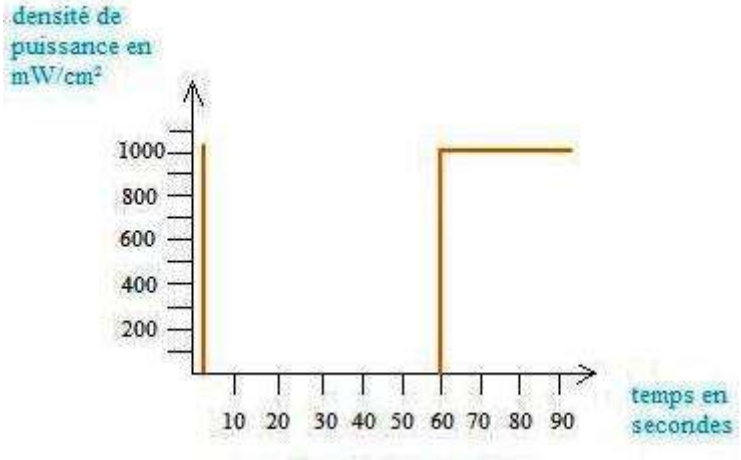


Figure 24 : mode pulsé retardé d'après Pélissier, 2005.

Cependant la durée de la partie retardée doit être d'au moins 30 à 60 secondes pour être efficace sur la réduction du hiatus [2].

3.2.6.2. Mode pleine puissance

L'intensité du faisceau lumineux est maximum pendant toute la durée de l'insolation.

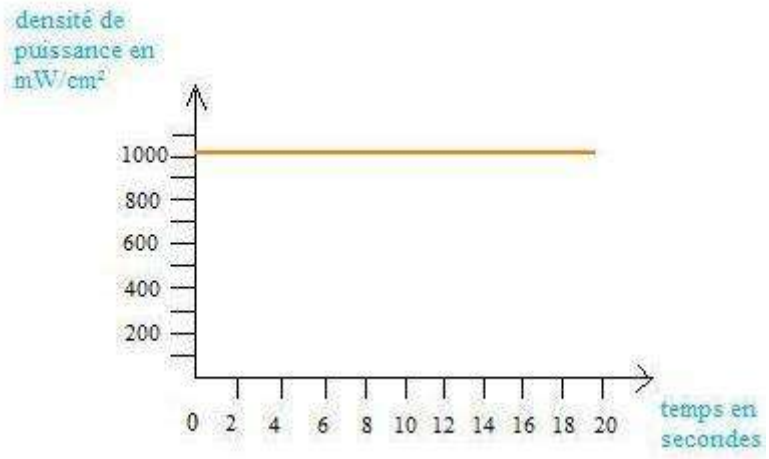


Figure 25 : mode pleine puissance d'après Pélissier, 2005.

Aujourd'hui ce mode est utilisé avec de grandes intensités pour diminuer le temps de polymérisation et donc le temps de travail du praticien. Mais ce mode a ses inconvénients notamment sur l'intégrité du joint marginal et sur la température générée sur la résine et la dent.

C'est le mode que l'on retrouve sur les vieilles lampes halogènes, les plasmas ou les lasers, pour diminuer les contraintes sur le matériau, l'astuce consiste à maintenir l'embout à quelques millimètres de la restaurations (8-9 mm) pendant les premières secondes d'insolation puis à le rapprocher progressivement. Ceci est valable pour les lampes halogènes ou plasma mais pas pour les lasers qui, comme nous l'avons vu, émettent une lumière cohérente dans le temps et dans l'espace.

On les utilise pour réaliser des stratifications, il est conseillé d'utiliser de faibles épaisseurs avec des lampes à haute énergie, cela permettrait de diminuer la rétraction de polymérisation [24]. Il peut aussi servir lors du collage de brackets ou pour parfaire la polymérisation après avoir utilisé les modes rampe ou pulsé. Il est possible d'utiliser un mode soft-start pour le système adhésif et le mode pleine puissance pour la stratification du composite.

3.2.6.3. Mode pulsé

Le principe repose sur l'irradiation discontinue du matériau.

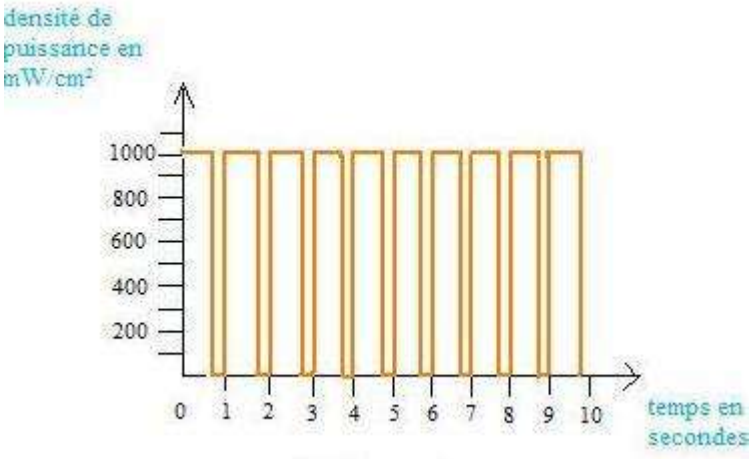


Figure 26: mode pulsé d'après Pélissier, 2005.

Son rôle comme pour le mode soft-start est de diminuer les contraintes brutales appliquées au matériau par une intensité trop importante.

On peut l'utiliser pour les mêmes actes que le mode rampe (restaurations à proximité de la pulpe, pour les adhésifs, lorsque le facteur C, voir 3.3.3, est défavorable) il peut servir aussi lors du collage de facettes, en nous permettant de figer le composite et ainsi de pouvoir retirer les excès. Il suffira ensuite de parfaire la polymérisation par l'utilisation du mode pleine puissance.

3.3. Au niveau de la cavité

3.3.1. Profondeur de la cavité et angle d'attaque

Plus la cavité est profonde, plus le guide de lumière est loin du matériau, plus il faut augmenter le temps d'insolation. La présence de matrice, lors de réalisation de reconstitution d'atteintes cervicales dans le secteur postérieur va aussi éloigner l'embout du fond de la cavité et donc diminuer l'efficacité de l'insolation.

La présence de matrice ainsi que de la dent adjacente peut être responsable d'une zone d'ombre dans le fond de la cavité (Cf. schéma) responsable d'une polymérisation insuffisante de la zone cervicale. Cela aboutira à une fragilisation de la reconstitution et la possible apparition de fractures, cette perte de matériau conduira à la formation de caries cervicales.

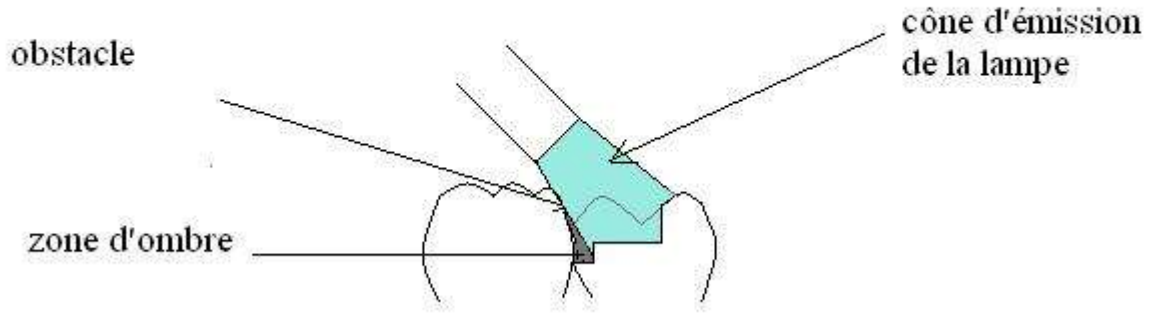


Figure 27 : représentation de l'angle d'attaque avec la dent adjacente d'après Dietschi, 1997.

3.3.2. Polymérisation à travers les tissus dentaires

Là aussi cela nécessite d'augmenter le temps d'insolation [21]. Il peut être nécessaire de multiplier par 6 le temps d'insolation d'une lampe plasma lorsque le matériau est irradié en méthode indirecte (à travers 1 mm d'émail ou 2 mm d'émail- dentine). D'autres auteurs [1] recommandent de multiplier le temps d'insolation de 1,5 à 4 lorsque l'on polymérise à travers 1mm de dentine.

3.3.3. En fonction du facteur C

Le terme facteur C (C-factor) ou facteur de configuration cavitaire à été proposé dès 1987 par Feilzer et coll. [28] et correspond au nombre de parois collées sur le nombre de parois libres.

Par exemples pour un collage ne s'appuyant que sur une paroi (facettes) on aura un facteur 1 sur 6 ; pour une classe I, le facteur C sera de 5 sur 6.

Plus le nombre de parois en contact avec le matériau est important plus la fluence de celui-ci sera limitée [16], plus le stress de contraction sera élevé, pouvant alors être supérieur à la force d'adhésion et aboutir ainsi à la séparation entre la résine et la paroi. Il convient donc de diminuer le volume de chaque couche de composite ce qui va réduire le nombre de parois collées et donc le stress de contraction (Cf.4.1.1.).

3.4. Au niveau de l'opérateur

3.4.1. Expérience

Comme nous l'avons vu, pour optimiser la polymérisation de ses résines, le praticien devra faire des choix sur les pièces de sa lampe à utiliser et sur les réglages de celle-ci en fonction de l'acte clinique :

-choisir son guide (petites/grandes restaurations, antérieures/postérieures, accès direct/indirect…).

-choisir le mode de polymérisation (proche de la pulpe, facteur C défavorable, adhésifs…).

-choisir le temps d'insolation (teinte et opacité de la résine, distance tip-restauration…).

Certaines de ces recommandations ne sont pas toujours respectées par les praticiens notamment le temps d'exposition [56, 81].

Il convient aussi de prendre des précautions dans l'utilisation des résines composites. Elles ne doivent pas être de consistance friable mais plutôt pâteuse. Pour optimiser leur conservation, il est nécessaire de les mettre à l'abri de la lumière et le stockage au réfrigérateur augmente leur durée de vie. Cependant il faudra les en sortir au moins une heure avant leur utilisation car le froid ralenti la polymérisation.

3.4.2. Entretien de la lampe

De nombreuses études montrent que les sources lumineuses ne sont pas toujours correctement entretenues [49, 55, 56, 69, 81].

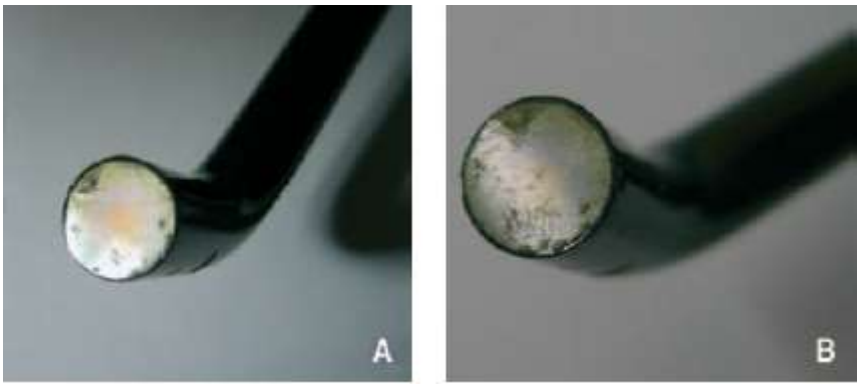
Rappelons que la conséquence immédiate d'un mauvais entretien de la lampe est une polymérisation insuffisante de la résine avec des conséquences importantes sur la pérennité de la restauration.

Les défauts rencontrés le plus souvent sont :

-le non remplacement des ampoules usées. Il est nécessaire de les remplacer tous les 6 mois pour les lampes halogènes, tous les 5 ans pour les lampes plasma [24]. Certains praticiens ont remplacé leur ancienne ampoule halogène par une ampoule de puissance plus importante, cependant celles-ci chauffent plus, les ventilateurs ne peuvent assurer entièrement leur rôle, cela conduit à des incidents : surchauffe, claquage de la lampe, brûlures. Pour éviter toute surchauffe en condition normale d'utilisation, il est nécessaire de respecter la puissance de l'ampoule recommandée par le fabricant et de laisser fonctionner le ventilateur au delà du temps d'exposition.

-l'usure des filtres.

-l'usure ou le dépôt de composites sur la fibre optique. Il peut être nécessaire de repolir l'embout de tips pour cela il existe des fraises disques spéciales. Cependant pour un polissage optimal il est nécessaire de passer par un professionnel. L'utilisation de barrières translucides permet d'éviter ce problème.



Photos 10 et 11 : propreté des guides de lumière. [66]

-la dégradation du réflecteur due au dépôt d'oxydes à sa surface. D'où l'intérêt aussi de les changer tous les 6 mois.

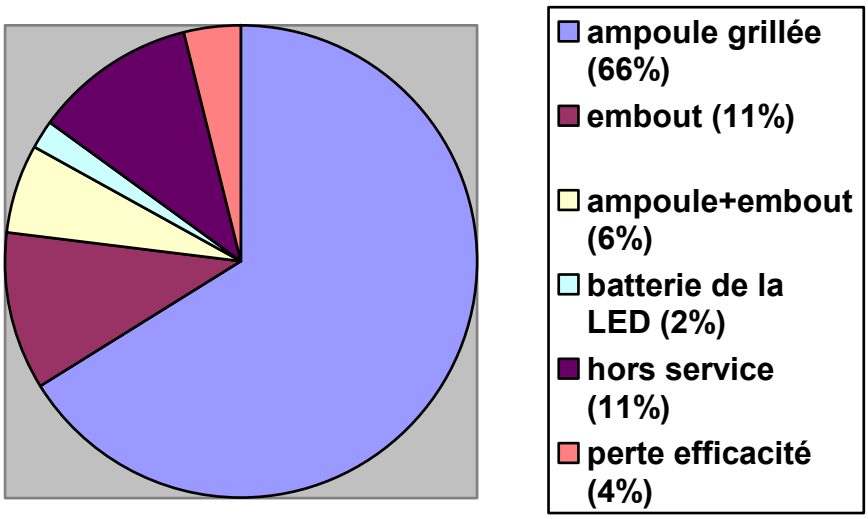


Figure 28 : répartition des pannes sur un échantillon de 145 praticiens de l'Hérault d'après la thèse de S. Cheekhoree, 2005.

Le praticien doit donc régulièrement contrôler le rendement énergétique de sa lampe [15] ceci n'est pas toujours facile à réaliser et il peut être difficile pour le praticien de savoir si l'intensité de sa lampe est toujours correcte. Le mieux est qu'il possède un testeur d'intensité, plus fiable que la méthode de la sonde dans le composite pour mesurer la dureté de surface [31].

3.5. Les facteurs environnementaux

3.5.1. Lumière du cabinet, du scialytique

La lumière du scialytique plus particulièrement peut diminuer le temps de travail pour le praticien car la lumière émise contient la longueur d'onde du bleu capable donc d'activer le photoinitiateur et d'initialiser la réaction de polymérisation.

Une étude [22] montre qu'après une exposition de 10 minutes à la lumière opératoire, le matériau de 0,3 mm d'épaisseur, est polymérisé à 70-80% de la valeur correspondant à la polymérisation par une lampe halogène classique. En effet les scialytiques sont munis d'ampoules halogènes qui émettent notamment dans le bleu, cette émission bien que plus faible peut initier la polymérisation de la résine.

Les auteurs conseillent l'utilisation de filtres (blue blocker shield® de la marque Premier Dental Products Co®) pour bloquer la lumière bleue émise par cette source. Cela permettra de pouvoir continuer à utiliser la lumière du scialytique afin de visualiser l'intérieur de la bouche sans augmenter la viscosité du matériau. Ce qui rend meilleure son adaptation et évite la formation d'un hiatus ou l'apparition de sensibilités dentaires et de caries secondaires.

Bien que les épaisseurs utilisées dans cette étude soient de 0,3 mm, pouvant correspondre à une polymérisation de surface, il est important de prendre les précautions qui s'imposent. A savoir soit détourner la lumière du scialytique lors de la mise en place du matériau (ce qui diminue la visibilité) soit d'utiliser ces filtres.

3.5.2. Chaleur dégagée par la lampe

Cela concerne surtout les lampes halogènes et plasma qui émettent de la chaleur malgré la présence de ventilateurs intégrés. Cette chaleur va accélérer la réaction de polymérisation, comme toute réaction chimique, en augmentant l'agitation des molécules, favorisant ainsi leur rencontre.

3.5.3. Tension électrique

Les ampoules des lampes nécessitent une tension électrique stable (peu de variations sont tolérées par les lampes). La chute de la tension, va diminuer l'intensité lumineuse et la profondeur de polymérisation [27].

4. Conséquences d'une mauvaise polymérisation

4.1. Sur le plan mécanique

4.1.1. Mauvaise adaptation marginale

On sait que plus la densité énergétique du faisceau est importante, plus le degré de conversion augmente, meilleures sont les propriétés mécaniques, physiques et biologiques des résines composites [2]. Cependant une exception existe, la rétraction de polymérisation de la résine.

Pour mesurer celle-ci, le composite est polymérisé, après avoir été foulé, dans une cavité formée dans une dent, puis plongé dans du bleu de méthylène ou du nitrate d'argent pour pouvoir observer le hiatus pendant quelques heures, il est ensuite séché, découpé en lamelles, on mesure alors la largeur du hiatus.

La rétraction du matériau est un phénomène inhérent à la polymérisation, elle peut être diminuée mais jamais éliminée. Elle est due à la formation de liaisons chimiques lors du passage de monomères à polymères, c'est-à-dire lors du passage de liaisons de Van Der Waals (0,34nm) à des liaisons covalentes (0,13 nm). Cela va produire une force d'arrachement du composite à la paroi dentaire, cette force est normalement compensée par les propriétés de l'adhésif [84] et dans un second temps par l'augmentation de volume hygroscopique de la reconstitution. Toutefois, si cette contraction est trop importante ou trop rapide, le matériau va se détacher de la dent créant un hiatus, celui-ci pouvant être responsable de sensibilités dentaires par le passage de fluides (moins d'un micromètre), de colorations dentaires par le passage de pigments, d'infiltrations bactériennes (de l'ordre du micromètre) responsables de caries secondaires.

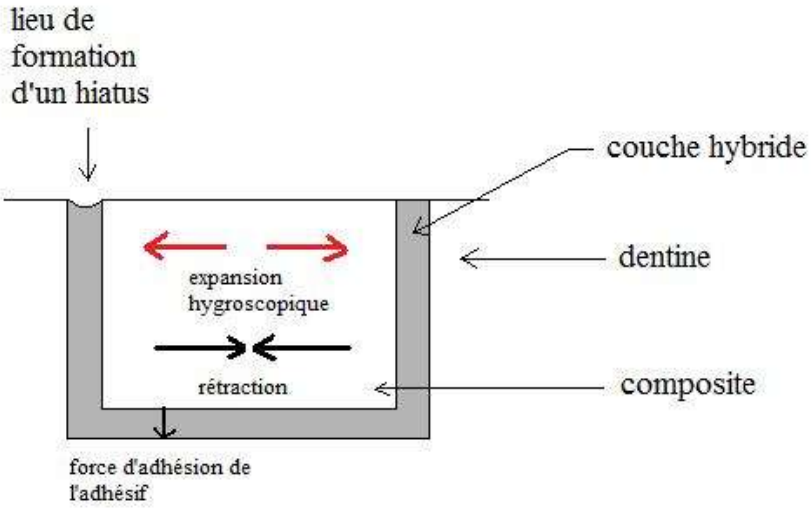


Figure 29 : principales forces entrant en jeu lors de la réaction de polymérisation d'une résine composite d'après Vreven, 2005.

Pour comprendre le phénomène, il faut introduire la notion de « gel point » ou point de gélification, moment où la résine commence à durcir correspondant au passage du liquide visqueux au solide. Ce point est atteint en fonction de l'intensité de la lumière. Plus l'intensité est importante, plus il se rapproche du début de la polymérisation. La période avant ce point est appelée pré gel et la période après, post gel. On peut représenter cela ainsi :

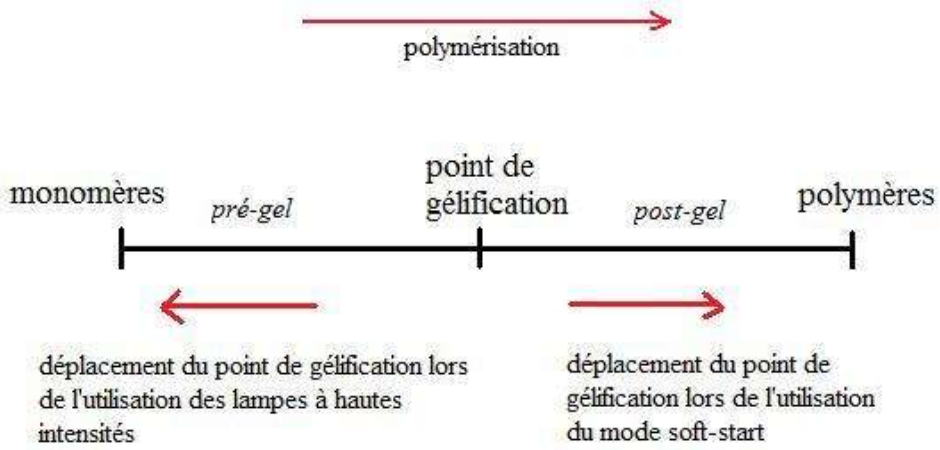


Figure 30 : position du point de gélification en fonction de l'intensité utilisée.

La phase pré-gel correspond à la période de travail où le composite va pouvoir s'adapter aux parois dentaires, le composite s'écoule, plus cette phase est importante, meilleure sera l'adaptation marginale.

L'arrivée des lampes à haute énergie (plasma et laser) a permis une polymérisation plus rapide de la résine. Cependant, en figeant le matériau rapidement, cela diminue la fluence de celui-ci (raccourcissement de la phase pré gel), c'est-à-dire sa capacité à se mouler aux parois dentaires. Limitant ainsi sa résistance à l'arrachement des parois par la force de contraction durant la polymérisation [29, 37, 41, 85, 93].

Une des solutions consiste donc, à irradier le matériau en utilisant des intensités plus faibles au départ, lui laissant ainsi le temps de se déplacer sur les surfaces dentaires. Les différents modes soft-start permettent de préserver l'intégrité marginale de la résine [5, 7, 17, 34, 40, 42]. Cependant, il est nécessaire que la phase initiale dans le mode « deux temps » soit d'au moins 30 secondes [2, 20] et que le délai entre l'insolation initiale et finale du mode pulsé-retardé soit d'au moins 1 minutes [77].

Cependant le rapport entre la contraction de polymérisation et la densité énergétique ou la densité de puissance fournies par la lampe au matériau est un phénomène complexe. En effet Peutzfeldt et Asmussen ont montré dans une étude récente [2] que la polymérisation d'une résine avec une intensité importante et un temps très court (1000 mW/cm² pendant 4 secondes) aboutissait à une contraction plus faible qu'avec une intensité de 50 mW/cm² pendant 80 secondes. Sans qu'aucune explication ne soit encore trouvée.

Pour F. Duret [24], l'utilisation de lampes à haute énergie comme les lampes plasma nécessite l'application de couches fines de composite. Celles-ci sont cependant de 1,5 à 2 mm. L'auteur conseille aussi l'utilisation de la trans-illumination qui consiste à insoler le matériau à travers les tissus dentaires (Cf. schéma). Cela doit permettre d'attirer le composite contre la dent et ainsi diminuer le hiatus [20, 24].

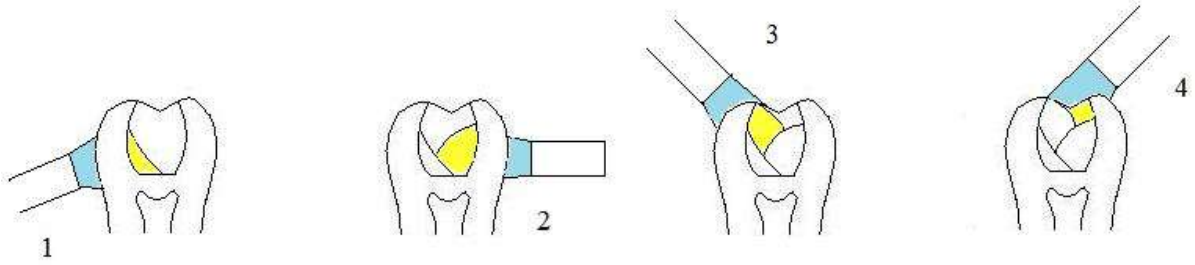


Figure 31 : la trans-illumination selon Duret, 1999.

Cependant une étude menée par Versluis [87] indique que l'orientation des vecteurs de contractions est beaucoup plus influencée par la forme de la cavité et la qualité de l'adhésion que par la position de la source lumineuse.

Pour d'autres auteurs [11, 13, 12, 26, 88], la rétraction de polymérisation serait davantage liée à la composition même du matériau. La diminution de cette contraction passe donc par des améliorations dans la composition des résines notamment au niveau de la nature des monomères utilisés. Les chercheurs se penchent donc sur la synthèse de nouvelles molécules (Cf. thèse P N'Guyen, 2007) :

-nouveaux monomères : polymérisant par ouverture de cycles, par cyclopolymérisation, dendrimères, monomères cristallins liquides…

-renforcement des charges : par de l'hydroxyapatite, par des fibres, par des « whiskers », grâce à la nanotechnologie …

Le taux de charges doit être le plus élevé possible tout en préservant les propriétés mécaniques du matériau [11, 88]. Une autre solution consiste à diminuer la concentration en agent initiateur / réducteur pour ralentir la vitesse de polymérisation et augmenter le temps d'apparition du « gel point ».

4.1.2. Fracture

Elle est directement liée à la résistance et à la rigidité du matériau.

La résistance, est la contrainte maximale que celui-ci peut supporter avant de se rompre. Cette résistance est liée à l'intensité des liaisons entre les atomes et les molécules, leur organisation au sein du matériau mais aussi la forme de la structure et la présence ou non de défauts à l'intérieur de la résine. Plus la résistance est élevée, plus le risque de fracture est faible.

La rigidité, elle, correspond à la constante de proportionnalité ou module de Young, c'est-à-dire, la propriété qu'a un matériau de se déformer de manière réversible sous la contrainte. Plus ce module est important, plus le matériau est rigide.

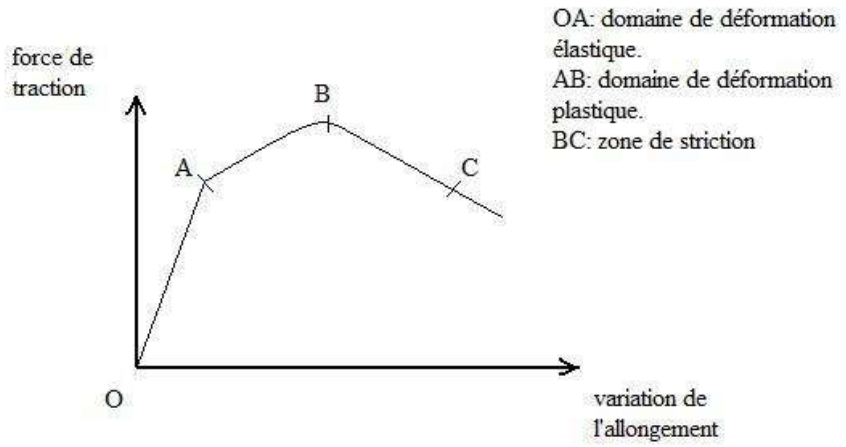


Figure 32 : courbe effort-déformation.

La notion de rigidité est importante car lorsque le matériau sera sous la contrainte de la dent antagoniste, plus il sera rigide moins il y aura des déformations au bords de la cavité de restaurations composites de classe 1.

La résistance et la rigidité sont mesurées selon l'Organisation Internationale de Normalisation (ISO) à l'aide d'échantillons de 25 mm*2 mm*2 mm, la distance séparant les deux supports est de 20 mm. On mesure à l'aide d'une force sa capacité de flexion.

La résistance dépend de la composition de la résine notamment des charges et du mélange de monomères mais aussi du taux de conversion de la résine et donc des densités d'énergie et de puissance.

La résistance à la flexion et le module de Young atteignent un maximum quand l'intensité augmente de 50 à 1000 mW/cm² [2]. Cependant pour des densités de puissance élevées, ces deux paramètres diminuent. Pour Peutzfeldt et Asmussen [19], il faut rapprocher cela de la diminution du taux de conversion observé pour ces mêmes densités de puissance. Les auteurs proposent pour expliquer ce phénomène l'hypothèse selon laquelle, lors de l'utilisation de hautes intensités la quantité de radicaux libérés dans la phase initiale est plus importante (apport d'une quantité plus importante de photons). Le taux de terminaisons de polymères dépendant du carré de la concentration en radicaux, augmente plus rapidement que le taux de propagation. Cela conduit à des terminaisons plus précoces et plus de ramifications (*cross-linking*) donc des polymères plus trapus.

Pour ces mêmes auteurs, la diminution de la rigidité et la résistance à la flexion pour des intensités faibles malgré l'augmentation du taux de conversion peut être en relation avec une structure différente du polymère. Celui-ci serait plus linéaire avec moins de liaisons réticulées, la conséquence étant l'augmentation du risque de fracture.

Les auteurs recommandent donc ici aussi, l'utilisation de densités de puissance intermédiaires (400-800 mW/cm²).

4.1.3. Mauvaise résistance à l'abrasion

Elle est due, en partie, à la forme et à la taille des charges [50], plus les charges sont petites, plus la résine sera résistante à l'abrasion [88]. Mais elle est aussi due au taux de conversion de la résine (et donc à l'apport d'énergie photonique), un taux de conversion trop faible conduira à une résine moins dure, moins résistante à l'abrasion.

La dureté Knoop est de 300 pour l'émail, 65 pour la dentine et entre 28 et 30 pour un composite.

4.1.4. Décollement de la restauration

La force de l'adhésion se mesure *in vitro* par la résistance au cisaillement. Cela consiste à appliquer sur une surface plane d'émail ou de dentine de dents extraites, un adhésif. Ensuite le composite est appliqué dans un moule cylindrique puis polymérisé par une lampe. Le tout est immergé dans de l'eau pendant plusieurs heures, le moule est ensuite cassé, on mesure alors la force nécessaire pour décoller la résine de son substrat dentaire.

Le collage à la structure dentaire est lié au taux de conversion au niveau de la zone de collage, c'est-à-dire que la profondeur de polymérisation joue un rôle primordial dans l'adhésion. Celle-ci dépend de la quantité de photons arrivant dans la zone profonde. Ce paramètre est sous la dépendance de nombreux facteurs :

-la densité d'énergie fournie par la lampe, en doublant celle-ci on augmente de 10 à 15% la profondeur de polymérisation [2, 14]

-la densité de puissance, une augmentation de la densité de puissance de 200 à 1000 mW/cm² diminue de 3% la profondeur de polymérisation [2].

-le temps d'irradiation, l'augmentation de celui-ci permet d'augmenter la profondeur de polymérisation [14, 15, 46, 74].

-l'épaisseur de matériau insolé, plus elle sera grande, moins le nombre de photons arrivant dans les couches profondes sera important.

-la distance entre le tip et la restauration, l'augmentation de la distance diminue la densité de puissance et donc la profondeur de polymérisation.

-la teinte et l'opacité de la résine [54, 78, 79, 89].

-le mode d'irradiation, à densité d'énergie égale, le mode pulse-delay réduit l'adhésion du composite à la dentine par rapport au mode continu [3, 32].

La mesure de la profondeur de polymérisation se fait soit à l'aide d'un pénétromètre (au niveau de la surface opposée à l'insolation) soit grâce à une spatule en plastique : la partie opposée à l'insolation est rayée avec la spatule puis la longueur de l'échantillon polymérisé est mesurée puis divisée par deux.

Le décollement est aussi un facteur important en orthodontie notamment pour le collage des brackets. Les études montrent que l'utilisation des LEDs abouti aujourd'hui, à la même adhésion que les lampes halogènes, que se soit sur l'émail [23, 86], ou sur de la porcelaine [25].

4.2. Sur le plan optique

4.2.1. Modification de la teinte

Le composite devenu poreux par exemple du fait d'une polymérisation insuffisante va voir sa teinte se modifier avec le temps. Le phénomène est aussi à mettre sur le compte de la réactivité incomplète des amines et la modification de la surface du matériau avec le temps.

4.2.2. Colorations marginales

Lors de la formation d'un hiatus entre la reconstitution et la cavité, les pigments issus de l'alimentation vont pouvoir s'y infiltrer aboutissant à la formation de colorations marginales.

L'unique solution est de déposer l'ancienne restauration et de réaliser une nouvelle reconstitution en respectant le protocole d'édification des résines composites. A savoir une stratification en respectant une épaisseur de 2mm pour chaque incrément, une densité de puissance intermédiaire, un mode soft-start surtout en proximo-pulpaire.

4.3. Sur le plan biologique

4.3.1. Allergie

Si la polymérisation est insuffisante, le taux de monomères libres est important [57] et ceux-ci pourraient être relargués dans le milieu buccal créant des allergies. Une étude *in vitro* a été réalisée sur des cultures de cellules fibroblastiques et il a été mis en évidence que plus le degré de conversion augmentait, plus la toxicité cellulaire diminuait [10].

4.3.2. Cytotoxicité pulpaire

4.3.2.1. Agression chimique

Il existe différentes périodes lors de la réalisation d'une reconstitution composite où la pulpe peut être agressée. Tout d'abord lors de la pose du gel de mordançage, celui-ci ayant une concentration de 35-40% d'acide phosphorique, ne doit pas être appliqué plus de 15 secondes sur la dentine et 30 secondes sur l'émail.

Ensuite le séchage ne doit pas être trop important sinon il assèche les tubuli rétractant les odontoblastes et conduit au collapsus des molécules de collagène diminuant ainsi la possibilité pour l'adhésif de pénétrer correctement la dentine. Il ne doit pas non plus être trop léger car il compromettrait l'adhésion du composite par la présence de molécules d'eau. Enfin une polymérisation insuffisante en profondeur conduira à l'élution de monomères libres, composés chimiques pouvant agresser le complexe dentino-pulpaire [36].

Les solutions consistent à utiliser un protecteur pulpaire lors de grosses restaurations composites sur dents vivantes, à effectuer un séchage délicat après le rinçage, en l'utilisation de système auto mordançant et à émettre une densité énergétique suffisante pour la photopolymérisation.

4.3.2.2. Température

Malgré la faible conductivité thermique de la dentine [6], une augmentation de température au niveau de la dent a été constatée lors de la réalisation de grosses restaurations, si cette élévation de température est trop importante cela pourra créer des dommages irréversibles sur le complexe dentino-pulpaire.

Pour Zach et Cohen [94], une élévation de la température pulpaire de 5,5°C chez l'animal, était responsable de nécrose pulpaire dans 15 % des cas et une élévation de 11°C aboutissait à 60 % de nécroses. Pour ces mêmes auteurs, l'élévation thermique de la pulpe ne doit pas excéder 5 °C sous peine de dégradations pulpaires irréversibles.

Il y a deux origines à l'élévation de la température intra pulpaire :

-la température émise par la lampe. Ce sont les lampes ayant un large spectre et pouvant émettre dans les infrarouges (plasmas et halogènes).

-la température émise par la réaction exothermique de prise de la résine composite.

La variation de température à l'intérieur du composite ou de la dent peut être mesurée à l'aide de thermocouples, principe basé sur la différence de potentiel générée par la température sur deux jonctions situées entre deux matériaux différents, cela revient à mesurer une différence de température entre un matériau étudié et un matériau référence dont la température est connue. L'autre technique beaucoup plus précise est l'utilisation de capteur infrarouge [4].

De nombreuses études montrent que l'utilisation de lampes halogènes à haute densité de puissance aboutit à une augmentation plus importante de la température à l'intérieur du matériau ou au niveau de la chambre pulpaire qu'avec des lampes conventionnelles [33, 61]. Les LEDs qui n'émettent pas ou très peu de chaleur représentent donc une solution intéressante pour remédier à ce problème [34, 62, 83].

L'utilisation des modes soft-start dans les couches profondes, notamment pour la polymérisation des adhésifs, présente ici tout son intérêt.

Comme nous l'avons vu précédemment, l'utilisation de teintes sombres nécessite un temps d'insolation plus long, ce qui augmente la température intra pulpaire. Il semble donc plus judicieux d'utiliser des teintes plus claires dans les couches profondes des grosses cavités et de réserver les teintes plus sombres pour les dernières couches. Mais cela va à l'encontre des règles esthétiques de la stratification.

Le choix du guide de lumière est aussi important. En effet une étude de Price et coll. [47] a montré que l'utilisation d'un embout turbo avec une lampe halogène (Optilux 401®) augmente de 42% la température intra-dentinaire comparé à un embout standard de 8mm.

4.3.2.3. Agression bactériologique

Que ce soit une polymérisation insuffisance conduisant à la perte de la restauration ou la formation d'un hiatus après une polymérisation trop rapide (intensité trop importante) la conséquence est la même : la possibilité d'une agression bactériologique des tissus pulpaires. Pour Kakehashi c'est l'irritant le plus virulent et celui qui est le plus susceptible de causer des suites irréversibles [39].

Il faut donc garder en mémoire l'intérêt de connaître la cinétique de polymérisation et son importance pour la préservation des tissus dentaires.

Conclusion

La photopolymérisation a permis de révolutionner l'odontologie conservatrice en permettant d'allonger le temps de travail, de diminuer le temps de prise et d'améliorer les propriétés mécaniques et esthétiques des restaurations.

Cependant il est nécessaire de garder à l'esprit qu'il est impossible de polymériser vite et bien. La mise sur le marché de la technique plasma censée diminuer le temps d'insolation sans modifier les propriétés mécaniques a conduit finalement à de nombreux échecs cliniques. L'arrachement du composite de la paroi dentaire étant responsable de hiatus avec des conséquences graves sur la pérennité de la restauration et sur l'intégrité du parenchyme pulpaire.

La profession se tourne désormais vers les LEDs qui présentent de nombreux avantages comme leur stabilité, leur programmation et surtout le fait qu'elles ne chauffent pas. Toutefois les lampes halogènes remplissent correctement leur rôle à condition de respecter les recommandations d'utilisation (changement des ampoules tous les 6 mois et la vérification régulière de leur intensité), elles ont en plus un grand recul clinique.

La source d'émission photonique n'est qu'un élément dans la réalisation de la reconstitution composite. En effet d'autres facteurs rentrent en compte, notamment la nature du composite sa composition (avec la proportion de charges), sa consistance…

Mais c'est surtout l'opérateur qui occupe une grande place dans la réussite ou l'échec de la réalisation. Il intervient dans le respect de l'indication et du protocole (stratification, montage du composite à l'abri de la salive), dans le choix du mode d'insolation, sa durée, son intensité mais aussi dans l'entretien de la lampe.

De nouvelles lampes LEDs de plus en plus puissantes apparaissent chaque année sur le marché. Ainsi certaines d'entre elles sont déjà plus puissantes que les plasmas à leur début. On peut s'étonner de l'orientation prise par certains fabricants quand des études récentes mettent en avant l'intérêt des intensités intermédiaires [2].

La rétraction de polymérisation, indissociable de la réaction de polymérisation, a déjà fortement diminuée depuis les débuts de la photopolymérisation mais des progrès restent encore à faire notamment dans la composition des résines que ce soit dans la structure des polymères ou sur les charges grâce à la nanotechnologie.

1. ARIKAWA H, KANIE T, FUJII K et coll.
Light-attenuating effect of dentin on the polymerization of light-activated restorative resins.
Dent Mater J 2004;**23**(4):467-473.

2. ASMUSEN E et PEUTZFELDT A.
Densité d'énergie, densité de puissance et mode de polymérisation : Influence sur les propriétés sélectionnées de résines composites photo-polymérisables.
Rev Odontostomatol 2006;**35**(3):147-159.

3. BENETTI AR, ASMUSSEN E et PEUTZFELDT A.
Influence of curing rate of resin composite on the bond strength to dentin.
Oper Dent 2007;**32**(2):144-148.

4. BOUILLAGUET S, CAILLOT G, FORCHELET J et coll.
Thermal risks from LED and high-intensity QTH-curing units during polymerization of dental resins.
J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2005;**72**(2):260-267.

5. BOUSCHLICHER MR et RUEGGEBERG FA.
Effect of ramped light intensity on polymerization shrinkage force and conversion in a photoactivated composite.
Esthet Dent 2000;**12**:328-339.

6. BROWN WS, DEWEY WA et JACOBS MR.
Thermal properties of teeth.
J Dent Res 1970;**49**:752-757.

7. BURGESS JO, DEGOES M, WALKER R et RIPPS AH.
An evaluation of four light curing units comparing soft and hard curing.
Pract Periodont Aesthet Dent 1999;**11**(1):125-132.

8. CATTANI-LORENTE M, BOUILLAGUET S, GODIN C et MEYER JM.
Mesure de la contraction linéaire de résines composites lors de la réaction de polymérisation.
J Biomater Dent 2003;**18**:60-65.

9. CATTANI-LORENTE M, PAYOT P, GODIN C et coll.
Caractérisation et efficacité de trois lampes à polymériser.
J Biomater Dent 2002;**17**:79-84.

10. CAUGHMAN WF, CAUGHMAN GB, SHIFLETT RA et coll.
Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites.
Biomaterials 1991;**12**(8):737-740.

11. CHARTON C, G'SELL C et PANIGHI M.
Intérêt du mode de photopolymérisation exponentiel sur les contraintes de réticulation de résines composites.
J Biomater Dent 2002;**17**:85-87.

12. CHEN HY, MANHART J, HICKEL R et KUNZELMANN KH.
Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins.
Dent Mater 2001;**17**:253-259.

13. CHRISTENSEN RP, PALMER TM, PLOEGER BJ et YOST MP.
Resin polymerization problems--are they caused by resin curing lights, resin formulations, or both?
Compend Contin Educ Dent 1999; **25**(suppl.): s42-54; quiz S74.

14. COOK WD.
Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites.
J Dent Res 1980;**59**:800-808.

15. DAVIDSON CL et DE GEE AJ.
Light-curing units, polymerization, and clinical implications.
J Adhes Dent 2000;**2**(3):167-173.

16. DAVIDSON CL, DE GEE AJ et FEILZER AJ.
The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization stress.
J Dent Res 1984;**63**(12):1396-1399.

17. DEB S et SEHMI H.
A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light.
Dent Mater 2003;**19**:517-522.

18. DECKER C.
Polymérisation sous rayonnement UV.
Tech Ingénieur 2000:13-14.

19. DEWAELE M, ASMUSSEN E, PEUTZFELDT A et coll.
Influence of curing protocol on degree of conversion, volume contraction, elastic modulus, and glass transition temperature of light-curing polymers. Collège français de biomatériaux dentaires.
Journées scientifiques UCL-EMDS, Bruxelles, 30 mai et 1er juin 2007.

20. DIETSHI D et SEPREAFICO R.
Restaurations esthétiques collées : composites et céramiques dans les traitements esthétiques des dents postérieures.
Paris: Quintessence International, 1997.

21. DIETSCHI D, MARRET N et KREJCI I.
Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions.
Dent Mater 2003;**19**(6):493-500.

22. DLUGOKINSKI MD, CAUGHMAN WF et RUEGGEBERG FA.
Assessing the effect of extraneous light on photoactivated resin composites.
J Am Dent Assoc 1998;**129** (8):1103-1109.

23. DUNN WJ et TALOUMIS LJ.
Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units.
Am J Orthod Dentofac Orthop 2002;**122**(3):236-241.

24. DURET F, PELISSIER B et CREVASSOL B.
Mise au point sur la lampe à polymérisation ultra-rapide plasmatique : bilan après 6 ans et mode d'emploi.
Inf Dent 1999;**81**(44):3547-3558.

25. ELEKDAG-TURK S, SARAC YS, TURK T et SARAC D.
The effect of a light-emitting diode on shear bond strength of ceramic brackets bonded to feldspathic porcelain with different curing times.
Eur J Orthod 2007; **29**(3): 299-303.

26. ERNST CP, BRAND N, FROMMATOR U et coll.
Reduction of polymerization shrinkage stress and marginal microleakage using soft-start polymerization.
J Esthet Rest Dent 2003;**15**(2):93-103.

27. FAN PL, WOZNIAK WT, REYES WD et STANFORD JW.
Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects.
J Am Dent Assoc 1987;**115**(3):442-445.

28. FEIZER AJ, de GEE AJ et DAVIDSON CL.
Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration.
J Dent Res 1987;**66**:1636-1639.

29. FEILZER AJ, DOOREN LH, DE GEE AJ et DAVIDSON CL.
Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration cavity interface.
Eur J Oral Sci 1995;**103**(5):322-326.

30. FERRACANE JL.
Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins.
Dent Mater 1985;**1**:11-14.

31. FOWLER CS, SWARTZ ML et MOORE BK.
Efficacy testing of visible light-curing-units.
Oper Dent 1994;**19**(2):47-52.

32. HACKMAN ST, POHJOLA RM et RUEGGEBERG FA.
Depths of cure and effect of shade using pulse-delay and continuous exposure photo-curing techniques.
Oper Dent 2002;**27**(6):593-599.

33. HANNIG M et BOTT B.
In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources.
Dent Mater 1999;**15**(4):275-281.

34. HOFMANN N, HUGO B, et KLAIBER B.
Effect irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness.
Eur J Oral Sci 2002;**110**(6):471-479.

35. HOFMANN N, DENNER W, HUGO B et KLAIBER B.
The influence of plasma arc vs. halogen standard or soft-start irradiation on polymerization shrinkage kinetics of polymer matrix composites.
J Dent 2003;**31**(6):383-393.

36. HUME WR et GERZIA TM.
Bioavailability of components of resin-based materials which are applied to teeth.
Crit Rev Oral Biol Med 1996;**7**:172-179.

37. ILIE N, FELTEN K, TRIXNER K et coll.
Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units.
Dent Mater 2005;**21**:483-489.

38. JULLIEN H et DELMOTTE M.
Polymérisation sous micro-ondes et hautes fréquences.
Tech Ingénieur 2006:8.

39. KAKEHASHI S, STANLEY HR et FITZGERALD RJ.
The effects of the chirurgical exposure of dental pulps in germ-free and conventional laboratory rats.
Oral Surg 1965;**20**:340-349.

40. KANCA J 3rd et SUH BI.
Pulse activation: reducing resin based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins.
Am J Dent 1999;**12**(3):107-112.

41. KNEZEVIC A, TARLE Z, MENIGA A et coll.
Photopolymerization of composite resins with plasma light.
J Oral Rehabil 2002;**29**(8):782-786.

42. KORAN P et KURSCHNER R.
Effect of sequential versus continuous irradiation of a light cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion and degree of polymerization.
Am J Dent 1998;**11**(1):17-22.

43. KOUPIS NS, VERCRUYSSE CW, MARKS LA et coll.
Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer.
Dent Mater 2004;**20**(10):908-914.

44. LEHMANN N, BESNAULT C, LE GOFF S et coll.
Les lampes à photopolymériser : halogènes ou diodes électroluminescentes.
Real Clin 2005;**16**(4):

45. LELOUP G, HOLVOET PE, BEBELMAN S et DEVAUX J.
Raman scattering determination of the depth of cure of light-activated composites: influence of different clinically relevant parameters.
J Oral Rehabil 2002;**29**(6):510-515.

46. LINDBERG A, PEUTZFELDT A et VAN DIJKEN JW.
Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure.
Clin Oral Investig 2005;**9**(2):71-76

47. LONEY RW et PRICE RB.
Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin.
Oper Dent 2001;**26**(5):516-520.

48. MARAIS JT, DANNHEIMER MF, GERMISHUYS PJ et BORMAN JW.
Depth of cure of light-cured composite resin with light-curing units of different intensity.
J Dent Assoc S Afr 1997;**52**(6):403-407.

49. MARTIN FE.
A survey of the efficiency of visible light curing units.
J Dent 1998;**26**(3):239-243.

50. MARTINELLI J, PIRES-DE-SOUZA FdeC, CASEMIRO LA et coll.
Abrasion resistance of composites polymerized by light-emitting diodes (LED) and halogen light-curing units.
Braz Dent J 2006;**17**(1):29-33.

51. MARTRENCHARD S.
Lumière, matière.
CNRS Paris, 2006.

52. MEYER GR, ERNST CP et WILLERSHAUSEN B.
Decrease in power output of new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface.
J Adhes Dent 2002;**4**(3):197-204.

53. MILLAR BJ et NICHOLSON JW.
Effect of curing with a plasma light on the properties of polymerizable dental restorative materials.
J Oral Rebabil 2001;**28**(6):549-552.

54. MILLS RW, UHL A et JANDT KD.
Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs).
Br Dent J 2002;**193**(8):459-463.

55. MITTON BA et WILSON NH.
The use and maintenance of visible light activating units in general practice.
Br Dent J 2002;**192**(4):182.

56. MIYAZAKI M, HATTORI T, ICHIISHI Y et coll.
Evaluation of curing units used in private dental offices.
Oper Dent 1998;**23**:50-54.

57. MUNKSGAARD EC, PEUTZFELDT A et ASMUSSEN E.
Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin composite cured with halogen or plasma light.
Eur J Oral Sci 2000;**108**:341-345.

58. NITTA K.
Effect of light guide tip diameter of LED-light curing unit on polymerization of light-cured composites.
Dent Mater 2005;**21**(3):217-223.

59. NOMOTO R.
Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins.
Dent Mater 1997;**16**:60-73.

60. OGUNYINKA A, PALIN WM, SHORTALL AC et MARQUIS PM.
Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites.
Dent Mater 2007;**23**(7):807-813.

61. OSTURK B, OZTURK AN, USUMEZ A, USUMEZ S et OZER F.
Temperature rise during adhesive and resin composite polymerization with various light curing sources.
Oper Dent 2004;**29**(3):325-332.

62. OWENS BM et RODRIGUEZ KH.
Radiometric and spectrophotometric analysis of third generation light-emitting diode (LED) light-curing units.
J Contemp Dent Pract 2007;**8**(2):43-51.

63. PELISSIER B, CASTANY E, DE SOUFFRON N et DURET F.
Comparaison de la dureté knoop de 2 matériaux composites avec 5 lampes à diodes électroluminescentes.
J Biomater Dent 2002;**17**:94-97.

64. PELISSIER B, CHAZEL JC, CASTANY E et DURET F.
Lampes à photopolymériser.
Encycl Med Chir (Paris), Stomatologie/Odontologie, 22-020-A-05, 2003, **11**.

65. PELISSIER B, CHAZEL JC, CASTANY E et coll.
Apport de la photopolymérisation « LED » de seconde génération.
Inf Dent 2004;**86**(1):9-18.

66. PELISSIER B et DURET F.
Embouts des lampes à photopolymériser.
Encycl Med Chir (Paris), Stomatologie/Odontologie, 22-020-A-06, 2007, **13**.

67. PELISSIER B, TRAMINI P, CHAZEL C et coll.
La photopolymérisation LED de seconde génération : Embouts et modes d'irradiation lumineuse.
Chir Dent Fr 2005;1213:85-97.

68. PELISSIER B, VALCARCEL J et TRAMINI P.
Influence de la teinte sur le degré de photopolymérisation, selon 2 types de lampes.
J Biomater Dent 2000;**15**:37.

69. PILO R, OELGIESSER D et CARDASH HS.
A survey of output intensity and potential for depth cure among light-curing units in clinical use.
J Dent 1999;**27**:235-241.

70. PRADHAN RD, MELIKECHI N et EICHMILLER F.
The effect of irradiation wavelength bandwidth and spot size on the scraping depth and temperature rise in composite exposed to an argon laser or a conventional quartz-tungsten-halogen source.
Dent Mater 2002;**18**(3):221-226.

71. PRICE RB, DERAND D, SEDAROUS M et coll.
Effect of distance on the power density from two light guides.
J Esthet Dent 2000;**12**:320-327.

72. RUEGGERBERG F.
Contemporary issues in photocuring.
Compend Contin Educ Dent 1999;**25**(Suppl.):S4-15; quiz S73.

73. RUEGGEBERG FA et CAUGHMAN WF.
Factors affecting light transmission of single-use, plastic light-curing tips.
Oper Dent 1998;**23**:179-184.

74. RUEGGEBERG FA, CAUGHMAN WF, CURTIS JW Jr et DAVIS HC.
Factors affecting cure at depth within light-activated resin composites.
Am J Dent 1993;**6**(2):91-95.

75. RUEGGEBERG FA et CRAIG RG.
Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite.
J Dent Res 1988;**67**:932-937.

76. RUEGGEBERG FA, ERGLE JW et METTENBURG DJ.
Polymerization depths of contemporary light-curing units using micro-hardness.
J Esthet Dent 2000;**12**:340-349.

77. SAHAFI A, PEUTZFELDT A et ASMUSSEN E.
The effect of pulse-delay curing on wall-to-wall contraction in dentin cavities in vitro.
Am J Dent 2001;**14**:295-296.

78. SHORTALL AC.
How light source and product shade influence cure depth for a contemporary composite.
J Oral Rehabil 2005;**32**(12):906-911.

79. SHORTALL AC, WILSON HJ et HARRINGTON E.
Depth of cure of radiation-activated composite restoratives influence of shade and opacity.
J Oral Rehabil 1995;**22**(5):337-342.

80. STRYDROM C.
Curing lights--the effects of clinical factors on intensity en polymerization.
South Afr Dent J 2002a;**57**(5):181-186.

81. STRYDROM C.
Dental curing lights maintenance of visible light curing units.
South Afr Dent J 2002b;**57**(6):227-233.

82. TANOUE N, KOISHI Y, MATSUMURA H et ATSUNA M.
Curing depth of different shades of a photo-activated prosthetic composite material.
J Oral Rehabil 2001;**28**(7):618-623.

83. UHL A, MILLS RW et JANDT KD.
Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology.
Biomaterials 2003;**24**(10):1809-1820.

84. UNO S et ASMUSSEN E.
Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate.
Scand J Dent Res 1991;**99**:440-444.

85. UNTERBRINK GL et MUESSNER R.
Influence of light intensity on two restorative systems.
J Dent 1995;**23**(3):183-189.

86. VALATS MC et ROTENBERG M.
Polymérisation avec une lampe LED : tests comparatifs in vitro.
Orthod Fr 2005;**76**:359.

87. VERSLUIS A, TANTBIRODJN D et DOUGLAS WH.
Do dental composites always shrink toward the light?
J Dent Res 1998;**77**(10):1766.

88. VREVEN J, RASKIN A, SABBAGH J et coll.
Résines composites.
Encycl Med Chir (Paris), Stomatologie/Odontologie, 23-065-E-10, 2005, **21**.

89. WANG J, ZHOU P et SHI CX.
Effects of shade of visible light cured composites on their polymerization.
Shanghai Kou Qiang Yi Xue 1996;**5**(3):146-147.

90. WATTS DC et CASHAJ.
Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development.
Dent Mater 1991;**7**:281-287.

91. WEISS P.
Syllabus d'odontologie préventive et conservatrice. Tome 1.
Nantes : Université de Nantes, 1999.

92. YAP AU et SENEVIRATNE C.
Influence of light energy intensity on effectiveness of composite cure.
Oper Dent 2001;**26**(3):260-266.

93. YOSHIKAWA T, BURROW MF et TAGAMI J.
A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations.
Dent Mater 2001;**17**:359-366.

94. ZACH L et COHEN G.
Pulp response to externally applied heat.
Oral Surg 1965;**19**:515-530.

Table des illustrations

Table des figures :

Figure 1 : Monomère de bis-GMA (schéma personnel (s.p.)) 10
Figure 2 : Représentation des 3 modes de polymérisation [88] 16
Figure 3 : Schéma d'une ampoule halogène dans son réflecteur (s.p. d'après Pélissier, 2003 [64]) 20
Figure 4 : cycle tungstène-halogène (s.p. d'après Pélissier, 2003) 22
Figure 5 : usure du filament de tungstène (s.p. d'après Pélissier, 2003) 22
Figure 6 : spectre d'émission de la lampe halogène [64] 23
Figure 7 : constitution d'une lampe plasma [64] 25
Figure 8 : éloignement des électrodes d'une lampe plasma [64] 27
Figure 9 : schéma simplifié d'un laser (s.p.) 30
Figure 10 : mécanisme d'absorption d'un laser (s.p.) 31
Figure 11 : mécanisme d'émission spontanée d'un laser (s.p.) 31
Figure 12 : mécanisme d'émission stimulée d'un laser (s.p.) 31
Figure 13 : mécanisme d'émission stimulée d'un laser avec un état intermédiaire (sp) 32
Figure 14 : schéma d'une diode (s.p.) 34
Figure 15 : agrandissement de la puce (s.p.) 35
Figure 16 : spectre d'émission d'une Led [64] 36
Figure 17 : formule chimique de la camphoroquinone (s.p.) 41
Figure 18 : formule chimique du phényl propan dione (s.p.) 41
Figure 19 : spectre d'émission de différentes lampes après filtrage (s.p.) 43
Figure 20 : fibre optique simple (s.p. d'après Pélissier 2007) 46
Figure 21 : diagramme des méthodes employées pour nettoyer les embouts [66] 49
Figure 22 : mode rampe (s.p. d'après Pélissier, 2005) 50
Figure 23 : mode step-cure (s.p. d'après Pélissier, 2005) 51
Figure 24 : mode pulsé retardé (s.p. d'après Pélissier, 2005) 51
Figure 25 : mode pleine puissance (s.p. d'après Pélissier, 2005) 52
Figure 26 : mode pulsé (s.p. d'après Pélissier, 2005) 53
Figure 27 : représentation de l'angle d'attaque avec la dent adjacente (s.p. d'après Dietschi, 1997) 54
Figure 28 : répartition des pannes sur un échantillon de 145 praticiens de l'Hérault [thèse Cheekhoree, 2005] 55
Figure 29 : principales forces entrant en jeu lors de la rétraction de polymérisation d'une résine composite (s.p. d'après Vreven, 2005) 59
Figure 30 : position du point de gélification en fonction de l'intensité utilisée (s.p.) 59
Figure 31 : la trans-illumination (s.p. d'après Duret, 1999) 60
Figure 32 : la courbe effort déformation (s.p.) 61

Table des tableaux

Tableau 1 : avantages et inconvénients des différentes lampes 39

Table des photographies

Photos 1 et 2 : ampoule halogène seule et dans son réflecteur (photos personnelles) 20
Photo 3 : lampe Optilux 501® de la marque Kerr® [64] 24
Photo 4 : lampe Apollo 95^{E} de DMDS® [64] 28
Photo 5 : LED du commerce (photo personnelle) 34
Photo 6 : LED utilisée pour la photopolymérisation [64] 34
Photo 7 : lampe mini L.E.D. de Satelec® [64] 37
Photo 8 : différents guides de lumière [66] 46
Photo 9 : illustration du phénomène de zone d'ombre au centre du faisceau [44] 47
Photos 10 et 11 : propreté des guides de lumière [66] 56

N°

LINGER (Mickaël).-Le point sur les systèmes de photopolymérisation-79 f., ill., tabl., 94 ref., 30 cm
(Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2008)

RESUME
La photopolymérisation en odontologie a connu une évolution considérable depuis sa première utilisation dans le début des années 1970 grâce notamment, à l'apparition de nouvelles lampes.
Après avoir effectué un bref rappel concernant le mécanisme de photopolymérisation, nous évoquons les différentes sources lumineuses utilisées aujourd'hui en odontologie. Puis nous passons en revue les différents facteurs influençant la photopolymérisation et nous terminons en évoquant les conséquences cliniques d'une polymérisation photonique défectueuse.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Dentisterie conservatrice

MOTS CLES
Photo-polymérisation – lampe – retrait polymérisation – matériau restauration

MESH
Operative dentistry – polymers – light – photo chemistry

MOTS CLES BIBLIODENT
Lampe polymérisation - -matériau restauration – retrait polymérisation – lumière

JURY
Président : Professeur Jean A.
Assesseur : Professeur Weiss P.
Assesseur : Docteur Roy E.
Directeur : Docteur Marion D.

ADRESSE DE L'AUTEUR
219, lotissement de Bel Air – 44440 Riaillé
Email : mickael_linger@yahoo.fr