



HAL
open science

La photopolymérisation des résines composites : données actuelles

Pierre-Emmanuel Chaumont

► **To cite this version:**

Pierre-Emmanuel Chaumont. La photopolymérisation des résines composites : données actuelles. Sciences du Vivant [q-bio]. 2012. hal-01738812

HAL Id: hal-01738812

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01738812>

Submitted on 20 Mar 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

ACADÉMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITÉ DE LORRAINE – COLLÉGIUM SANTÉ

FACULTÉ D'ODONTOLOGIE

Année 2012

N° 3959

THÈSE

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

CHAUMONT Pierre-Emmanuel

né le 21 juin 1982 à ÉPINAL (Vosges)

**LA PHOTOPOLYMÉRISATION DES RÉSINES COMPOSITES :
DONNÉES ACTUELLES**

Thèse présentée et soutenue publiquement le 1^{er} juin 2012

Examineurs de la thèse :

Pr. LOUIS Jean-Paul

Professeur des Universités

Président

Dr. MORTIER Éric

Maître de Conférences des Universités

Directeur

Dr. MARTRETTE Jean-Marc

Maître de Conférences des Universités

Juge

Dr. SIMON Yorick

Docteur en Chirurgie Dentaire

Juge

ACADÉMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITÉ DE LORRAINE – COLLÉGIUM SANTÉ

FACULTÉ D'ODONTOLOGIE

Année 2012

N° 3959

THÈSE

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

CHAUMONT Pierre-Emmanuel

né le 21 juin 1982 à ÉPINAL (Vosges)

**LA PHOTOPOLYMÉRISATION DES RÉSINES COMPOSITES :
DONNÉES ACTUELLES**

Thèse présentée et soutenue publiquement le 1^{er} juin 2012

Examineurs de la thèse :

Pr. LOUIS Jean-Paul

Professeur des Universités

Président

Dr. MORTIER Éric

Maître de Conférences des Universités

Directeur

Dr. MARTRETTE Jean-Marc

Maître de Conférences des Universités

Juge

Dr. SIMON Yorick

Docteur en Chirurgie Dentaire

Juge

Vice-Doyens : Pr Pascal AMBROSINI – Pr Francis JANOT - Dr Céline CLEMENT

Membres Honoraires : Dr L. BABEL – Pr. S. DURIVAUX – Pr A. FONTAINE – Pr G. JACQUART – Pr D. ROZENCWEIG - Pr M. VIVIER

Doyen Honoraire : Pr J. VADOT

Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique	Mme M. M. Mme Mlle	<u>DROZ Dominique (Desprez)</u> PREVOST Jacques BOCQUEL Julien JULHIEN-COSTER Charlotte PHULPIN Bérengère	Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant Assistante Assistante
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme M. M. Mlle	<u>FILLEUL Marie Pierryle</u> BOLENDER Yves EGLOFF Benoît PY Catherine	Professeur des Universités* Maître de Conférences Assistant Assistante
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	Mme M.	<u>CLEMENT Céline</u> JANOT Francis	Maître de Conférences* Professeur Contractuel
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. Mme M. M. M. M.	<u>AMBROSINI Pascal</u> BISSON Catherine MILLER Neal PENAUD Jacques GALLINA Sébastien JOSEPH David	Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	M. M. M. M. M. M. M. Mme	<u>BRAVETTI Pierre</u> ARTIS Jean-Paul VIENNET Daniel WANG Christian BALLY Julien BAPTISTA Augusto-André CURIEN Rémi GUILLET Julie	Maître de Conférences Professeur 1er grade Maître de Conférences Maître de Conférences* Assistant Assistant Assistant Assistante
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M. M.	<u>WESTPHAL Alain</u> MARTRETTE Jean-Marc YASUKAWA Kazutoyo	Maître de Conférences* Maître de Conférences* Assistant Associé
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. M. Mlle	<u>ENGELS-DEUTSCH Marc</u> AMORY Christophe MORTIER Eric BALHAZARD Rémy CUNY Pierre PECHOUX Sophie	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistante
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. M. M. M. M. M. Mlle Mlle	<u>LOUIS Jean-Paul</u> ARCHIEN Claude DE MARCH Pascal SCHOUVER Jacques BARONE Serge LACZNY Sébastien MAGNIN Gilles MONDON-MARQUES Hélène RIFFAULT Amélie	Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant Assistante Assistante
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle M. Mme M. Mme	<u>STRAZIELLE Catherine</u> RAPIN Christophe (Sect. 33) MOBY Vanessa (Stutzmann) SALOMON Jean-Pierre JAVELOT Cécile (Jacquelin)	Professeur des Universités* Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante Associée

*Par délibération en date du 11 décembre 1972,
la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que
les opinions émises dans les dissertations
qui lui sont présentées
doivent être considérées comme propres à
leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner
aucune approbation ni improbation.*

REMERCIEMENTS

A NOTRE PRÉSIDENT ET JUGE,

Monsieur le Professeur Jean-Paul LOUIS

Officier des Palmes Académiques

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Docteur d'État en Odontologie

Professeur des Universités

Membre de l'Académie Nationale en Chirurgie Dentaire

Sous-section : Prothèses

Vous nous avez fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury de thèse, nous tenions à vous assurer ici de notre sincère gratitude.

Tout au long de nos études, vous nous avez appris la rigueur dans le travail, grâce à votre grand sens de la pédagogie et de la qualité de vos enseignements, nous avons pu apprécier votre disponibilité et vos précieux conseils.

Veillez trouver l'expression de nos remerciements les plus sincères.

A NOTRE DIRECTEUR ET JUGE,

Monsieur le Docteur Éric MORTIER,

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maître de Conférences des Universités

Sous-section : Odontologie Conservatrice - Endodontie

Nous vous remercions sincèrement de nous avoir fait l'honneur de bien vouloir diriger notre travail.

Vous avez su donner à chacun de vos enseignements un grand attrait, une dimension clinique très appréciable et vos conseils ont toujours été d'une grande pertinence.

Permettez-nous de vous exprimer aujourd'hui toute notre admiration et notre gratitude.

A NOTRE JUGE,

Monsieur le Docteur Jean-Jacques MARTRETTE,

Docteur en Chirurgie Dentaire

Doyen de la Faculté d'Odontologie

Docteur en sciences Pharmacologiques

Maître de Conférences des Universités

Sous-section : Sciences biologiques : Biochimie, Immunologie, Histologie,
Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie

Nous vous remercions d'avoir accepté de faire partie
de ce jury.

Nous vous remercions également de la qualité de
votre enseignement et de votre sympathie tout au
long de nos études.

Nous vous prions de croire à notre sincère
reconnaissance.

A NOTRE JUGE,

Monsieur le Docteur Yorick SIMON,

Docteur en Chirurgie Dentaire
Ancien Assistant Hospitalier Universitaire

Vous avez accepté avec spontanéité de faire partie de notre jury de thèse et nous vous en remercions.

Nous avons apprécié votre dévouement, votre sympathie et votre pédagogie tout au long de nos études.

A travers ce travail, veuillez trouver l'expression de notre gratitude.

À Hélène,

Merci pour ton amour et ton soutien tout au long de mes études. Merci de partager ma vie et de m'apporter tant de joie et de réconfort dans mon quotidien. À tous nos moments passés et futurs ensemble. Je n'imagine pas ma vie sans toi. Je t'aime.

À mes enfants Jules et Charlotte,

Pour toutes les joies que vous me faites vivre tous les jours. Merci pour tout l'amour que vous me donner. Je vous aime mes Cœurs !

Merci Jules pour ton soutien lors de la rédaction de mon « gros livre ».

À mes parents,

Tout simplement merci pour votre soutien et votre amour. Merci pour l'éducation que vous m'avez donnée.

À ma sœur Anne-Laure,

Nous n'avons pas toujours été d'accord mais sache que tu as toujours compté pour moi. Profitons désormais des moments présents et à venir.

À mes beaux-parents,

Merci de m'avoir accueilli à bras ouverts et de m'avoir donné confiance en moi.

Merci à Liliane d'avoir accepté d'être ma première patiente en cabinet lors de mon stage actif.

À mes grands-parents,

Un grand merci pour tout l'amour que vous avez donné à tous vos petits enfants.

À Eric et Magali,

Merci à vous (et à vos 2 petites puces) pour tous les moments passés à vos côtés. Merci de nous avoir supporté presque tous les w-end lorsque que nous étions en Vendée.

Eric, tu peux encore progresser au rugby (arrête de lancer ta manette : reste zen !).

Mag, merci d'avoir retrouvé ma montre, je serai à l'heure pour ma soutenance !

À mon « Samy »,

Aux mythiques « C'est la durite du radiateur ! », « Allez, hue ! », « Il est rapide le Manu ! », « Pour un euro,... », ou encore « Pascal, viens voir, il y a Pierre qui voudrait te souhaiter une bonne année ! », je te remercie pour tous ces bons moments passés (et à venir !).

Merci également à TatAline (et Mistigri bien sûr!!) de nous supporter quand on débarque à la maison.

À Guillaume et Faïza,

Merci à vous (et à vos 3 gaillards) pour les instants passés ensemble lors des réunions de famille.

Guillaume, merci de m'avoir confié ta petite sœur.

À Julien,

Je suis ravi d'avoir fait ta connaissance en P2. Nos parcours sensiblement semblables (études, enfants,...) nous ont rapprochés. Merci pour ton amitié et ta gentillesse.

Merci également à Soline, Marin et Quitterie.

À Dany, Florent, Jean, Marine,

Merci pour votre amitié sincère durant nos années d'étude. J'espère sincèrement garder le contact même si le travail et la distance nous éloignent. Un merci tout particulier à Dany pour ses leçons de Baby-foot à la corpo : j'ai beaucoup appris !!

À tous mes camarades de PromoS,

Et oui, j'ai eu le plaisir d'avoir connu deux promos.

LA PHOTOPOLYMÉRISATION DES RÉSINES COMPOSITES : DONNÉES ACTUELLES

TABLE DES MATIÈRES

INTRODUCTION	4
1. Qu'est ce qu'une résine composite ?.....	6
1.1. Sa composition.....	6
1.1.1. La matrice	6
1.1.1.1. La résine matricielle.....	7
1.1.1.2. Les abaisseurs de viscosité ou diluants	7
1.1.1.3. Le système de polymérisation	8
1.1.1.4. Les additifs – Les inhibiteurs de prise.....	10
1.1.2. Les charges	11
1.1.2.1. Nature des charges	11
1.1.2.1.1. Les charges minérales	11
1.1.2.1.2. Les charges organiques	12
1.1.2.2. Taille et taux des charges.....	13
1.1.2.3. Propriétés des charges.....	13
1.1.3. Le silane	13
2. La photopolymérisation	14
2.1. Rappel sur la polymérisation	14
2.1.1. La polymérisation par addition	14
2.1.1.1. La polymérisation par ouverture de cycle	15
2.1.1.2. La polymérisation radicalaire	15
2.1.1.2.1. L'amorçage.....	16
2.1.1.2.2. La propagation	16
2.1.1.2.3. La terminaison.....	16
2.1.1.3. La polymérisation ionique.....	16
2.1.2. La polymérisation par condensation	17
2.2. Le mécanisme de photopolymérisation.....	18
2.2.1. Les différentes réactions.....	19
2.2.1.1. La photopolymérisation cationique	20
2.2.1.2. La photopolymérisation radicalaire	20
2.2.1.2.1. L'amorçage.....	20
2.2.1.2.2. La propagation	21
2.2.1.2.3. La terminaison.....	21
2.3. Propriété inhérente au mécanisme de prise : la contraction/contrainte de prise	22
2.3.1. Phénomènes de contraction de prise.....	22
2.3.2. Propositions pour lutter contre ce phénomène	25
2.3.2.1. Apports incrémentiels	25
2.3.2.2. Diminuer le facteur C.....	26
2.3.2.3. Variation de la vitesse de photopolymérisation	27

2.4. Paramètres influençant la photopolymérisation.....	28
3. Les lampes à photopolymériser.....	29
3.1. Historique	31
3.2. Les différents types de lampes à photopolymériser	33
3.2.1. Les lasers	36
3.2.2. Les lampes halogènes	43
3.2.2.1. Principes des lampes halogènes conventionnelles	43
3.2.2.2. Le cycle tungstène halogène	48
3.2.3. Les lampes xénon ou à arc plasma ou à haute énergie	50
3.2.3.1. Généralités	50
3.2.3.2. Caractéristiques de fonctionnement	55
3.2.4. Les lampes à diodes électroluminescentes ou LED	57
3.2.4.1. Description	58
3.2.4.2. Les différentes générations de lampes LED	62
3.2.4.2.1. Les lampes de première génération	63
3.2.4.2.2. Les lampes de deuxième génération.....	64
3.2.4.2.3. Les lampes de troisième génération.....	66
3.2.4.2.3.1. Caractéristiques générales.....	67
3.2.4.2.3.2. Solutions apportées par ces lampes	69
4. Comparaison des différentes lampes à photopolymériser.....	73
4.1. Efficacité des lampes	75
4.2. Effets indésirables des lampes à LED.....	77
4.2.1. Effets indésirables directs	77
4.2.2. Effets indésirables indirects	78
4.2.2.1. Retrait de polymérisation.....	79
4.2.2.2. Libération de monomères.....	82
4.2.2.3. Stabilité colorimétrique	83
4.2.2.4. Propriétés mécaniques.....	84
CONCLUSION.....	86
LISTES DES FIGURES ET TABLEAUX.....	88
Liste des figures	89
Liste des tableaux	91

INTRODUCTION

L'odontologie a connu, au cours de ces dernières décennies, de nombreuses évolutions dans des domaines aussi variés que l'endodontie, l'implantologie ou encore l'orthodontie. Pour ce qui est de l'odontologie conservatrice, l'apparition et l'évolution rapide des résines composite a permis le développement de la dentisterie préventive et de la dentisterie adhésive.

La transformation d'unités monomériques de résine en un réseau polymère requiert un apport d'énergie. Les résines composites de restauration utilisées actuellement sont des résines photopolymérisables : c'est l'apport d'énergie photonique qui permet d'amorcer la réaction de polymérisation.

Nous nous proposons dans notre travail, après un rappel dans une première partie sur la composition des résines composites et sur les mécanismes de la polymérisation, de décrire les différents types de lampes utilisables pour réaliser la photopolymérisation. Nous abordons ainsi les lampes halogènes, les lasers, les lampes à arc plasma et les lampes à diodes électroluminescentes.

Enfin, les avantages et inconvénients de ces différents matériels sont décrits dans une dernière partie.

1. Qu'est ce qu'une résine composite ?

1.1. Sa composition

Un matériau composite est un matériau composé de plusieurs matériaux de nature ou d'origine différentes et dont les caractéristiques mécaniques sont supérieures à celles des matériaux entrant dans sa composition.

La condition fondamentale pour que cette définition soit valide, est que la cohésion de l'ensemble soit assurée par des liaisons mécaniques, physiques ou chimiques.

La plupart du temps ces matériaux sont constitués d'une matrice et d'un renfort (exemple de composite : le béton armé).

En odontologie, on appelle résine composite (en abrégé dans la suite : composite) un matériau constitué d'une matrice organique résineuse et d'un renfort constitué de charges. La cohésion entre ces deux matériaux est assurée par un agent de couplage, un silane (figure 1) (Vreven J. et coll., 2005).

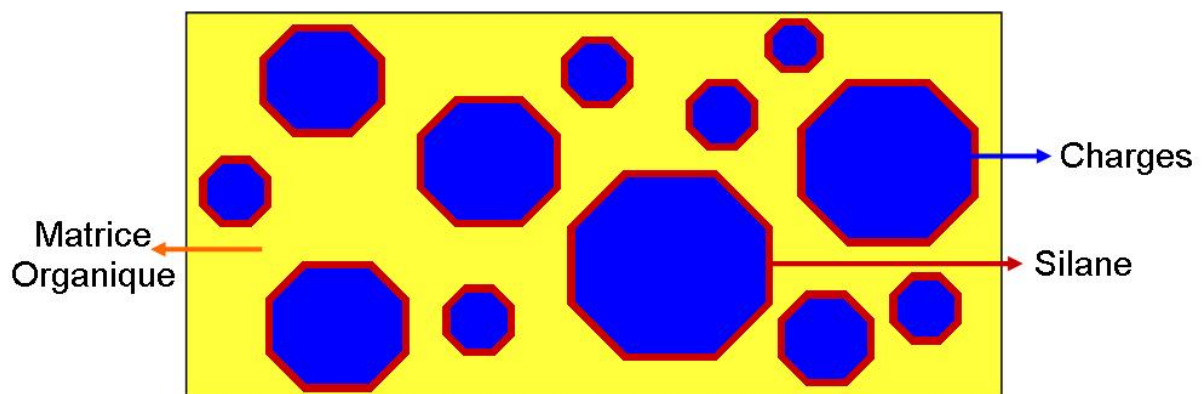


Figure 1 : représentation schématique d'une résine composite

(d'après « Polymères et résines composites ». Leprince J. et coll. EMC 28-210-U-10, page 8, 2010).

1.1.1. La matrice

La phase organique ou matrice résineuse représente 25 à 50 % du volume du composite. Elle sert de liant et permet l'insertion du matériau sous forme plastique. Elle comprend la résine, les abaisseurs de viscosité, le système de polymérisation et les inhibiteurs de prise.

La matrice résineuse joue un rôle de liant entre les charges et influence le coefficient d'expansion thermique, la rétraction de prise, l'absorption d'eau et la solubilité des résines composites. Le pourcentage ainsi que la chimie de cette phase organique influencent aussi les propriétés mécaniques des composites (Vreven J. et coll., 2005).

1.1.1.1. La résine matricielle

La résine matricielle est le composant chimiquement actif du composite. Elle est généralement formée de dérivés de méthacrylate, plus particulièrement des diméthacrylates (bis-GMA ou bisphénol A-Glycidyl Méthacrylate, bis-EMA, uréthane di méthacrylate ou UDMA, etc.), permettant la création de réticulations au sein du polymère (Bayne S.C. et coll., 1995 ; Van Noort R., 2002 ; Vreven J. et coll., 2005).

Mis au point en 1962 par Bowen afin de pallier les inconvénients des résines acryliques (faibles propriétés mécaniques, forte exothermie, grand retrait, etc.), le bis-GMA (figure 2) apparaît comme un oligomère rigide à haute viscosité du fait de l'existence de deux noyaux aromatiques (benzène).

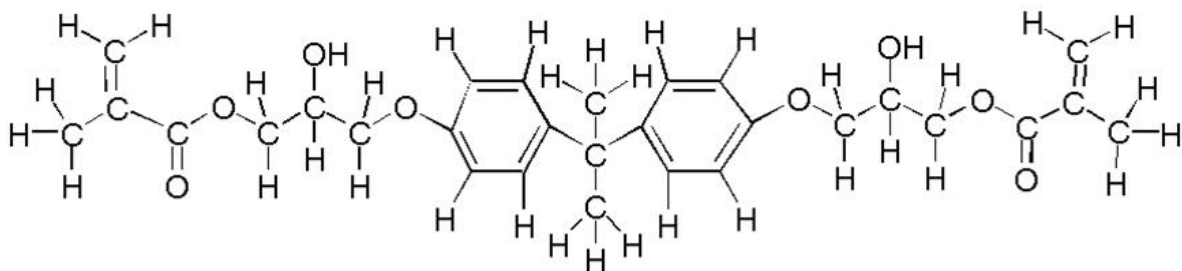


Figure 2 : molécule de bis GMA

(<http://nersp.nerdc.ufl.edu/~soderho/E01.htm> © 1999, Karl-Johan M. Söderholm).

1.1.1.2. Les abaisseurs de viscosité ou diluants

Les monomères de bis-GMA et d'UDMA sont des liquides très visqueux du fait de leur poids moléculaire élevé. Cette très haute viscosité les rendent inutilisables en

l'état en clinique, c'est particulièrement vrai pour le bis-GMA bien trop visqueux pour être employé seul.

Pour contrebalancer ce problème dû à la haute viscosité du bis-GMA et d'UDMA, les fabricants incorporent dans la résine matricielle des monomères de faible viscosité, connus sous le nom de contrôleurs de viscosité ou diluants :

- MMA : MéthAcrylate de Méthyle ;
- EGDMA : Ethylène Glycol DiMéthAcrylate (figure 3) ;
- DEGMA : DiEthylène Glycol diMéthAcrylate ;
- TEGDMA : TriEthylène Glycol DiMéthAcrylate (le plus utilisé) (figure 3).

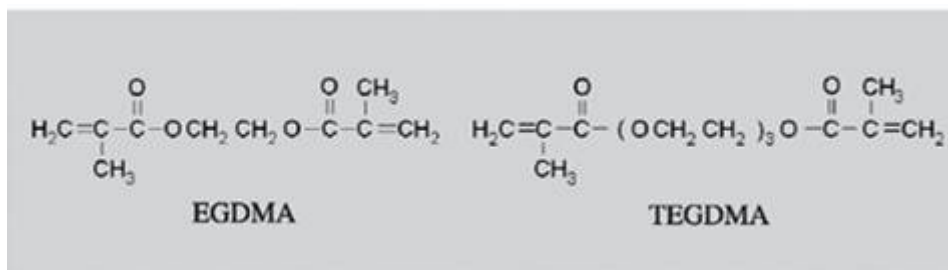


Figure 3 : molécules de TEGDMA et d'EGDMA

(http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1516-93322006000300011&script=sci_arttext#fig02).

La quantité de diluant est fonction de la viscosité attendue du matériau de restauration : plus le matériau doit être fluide, plus la quantité de diluant incorporée sera grande.

Cependant, ces abaisseurs de viscosité influencent les propriétés physiques des composites. Ils augmentent le retrait de polymérisation, rendent la résine plus flexible et moins cassante, réduisent sa résistance à l'abrasion (Leprince J. et coll., 2010).

1.1.1.3. Le système de polymérisation

La polymérisation permet la transformation du composite initialement sous forme plastique en matériau d'obturation solide. Deux catégories de composite existent, les composites chémozopolymérisables et les composites photopolymérisables.

Les composites chétopolymérisables se présentent sous la forme de deux pâtes, l'une contenant l'initiateur et l'autre l'activateur. Les principaux activateurs sont les amines (DMPT, para amino acétate de méthyle et ses dérivés), l'acide para-toluène-sulfonique, les thio-urées substituées et l'acide ascorbique. Les initiateurs principaux sont des peroxydes (le peroxyde de benzoyle, le peroxyde de cumène, le tributylhydroperoxyde).

Pour les composites photopolymérisables, l'activateur est la lumière délivrée par la lampe à photopolymériser et l'initiateur est une amine tertiaire (DMAEMA : DiMethylAminoEthylMethAcrylate) à laquelle on ajoute un photosensibilisateur pour augmenter la rapidité de la réaction. La lampe à polymériser doit avoir un spectre d'émission compatible avec les photo-initiateurs utilisés. Ce sont les éléments clefs de la photopolymérisation. Leur nature influence les propriétés physicochimiques du matériau. Plusieurs molécules sont utilisées. La camphoroquinone (figure 4) est le photo-initiateur le plus utilisé. Sa couleur jaune intense (figure 5a) s'estompe lors de sa dissociation par la lumière. La Lucirin® (figure 5b) et la phénylpropanédione ont une couleur jaune pâle qui permet leur utilisation dans certains vernis et dans des matériaux transparents ou de teinte claire.

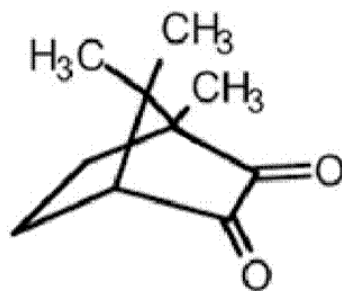


Figure 4 : molécule de camphoroquinone

(<http://catalog.esstechinc.com/item/initiators/d-l-camphorquinone/x-801-0000?>).



Figure 5a : poudre de camphoroquinone



Figure 5b : poudre de Lucirin®

(<http://www.dentoscope.fr/article-id-860019-lumiere-photopolymerisation-cas-clinique.htm>).

Chaque molécule est sensible à certaines longueurs d'onde de la lumière : on parle de spectre d'absorption (figure 6). La camphoroquinone est sensible aux longueurs d'ondes comprises entre 390 et 510 nm avec un pic à 470 nm (lumière de couleur bleue). La Lucirin® est sensible aux longueurs d'ondes inférieures à 410 nm, avec un pic à 380 nm (lumière de couleur indigo). La phénylpropanédione est sensible aux longueurs d'ondes inférieures à 490 nm, avec un pic à 370 nm (lumière de couleur violette) (Moussally C., Cazier S., 2008)

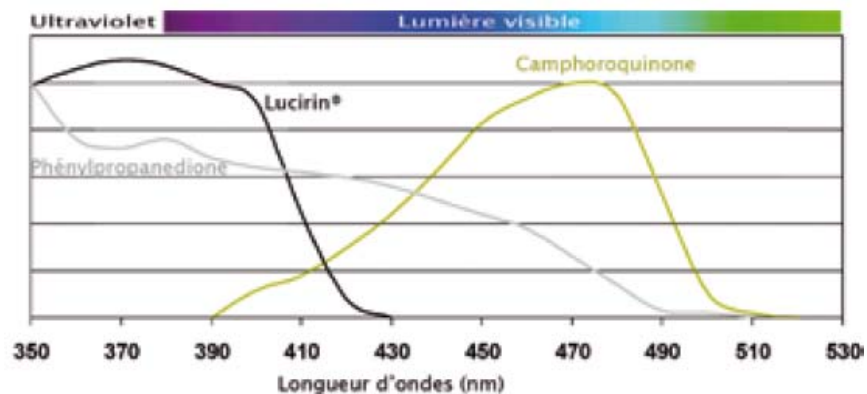


Figure 6 : les spectres d'absorption des principaux photo-initiateurs

(L'Information Dentaire n° 39. « Quelle lampe à photopolymériser ? ». Moussally C. et Cazier S., 12 novembre 2008).

1.1.1.4. Les additifs – Les inhibiteurs de prise

Au système photo-sensibilisateur/photo-amorceur, des molécules inhibitrices nécessaires à la conservation sont adjointes. En l'absence d'oxygène atmosphérique

et d'inhibiteur de prise, les monomères diméthacryliques peuvent polymériser spontanément dans certaines conditions de stockage (lumière, chaleur, ...). Par conséquent, afin d'éviter la polymérisation spontanée lors de la conservation des matériaux composites, des dérivés du phénol sont ajoutés comme inhibiteurs de polymérisation : l'hydroquinone, le monométhyléther d'hydroquinone ou le BHT (2, 4, 6-tritertiary-butyl phénol) (Vreven J. et coll., 2005).

1.1.2. Les charges

La phase inorganique est constituée par des charges qui renforcent le matériau. Ces charges sont liées à la matrice par l'intermédiaire d'un silane et permettent notamment d'augmenter les propriétés mécaniques (résistance à la compression flexion, traction) des composites. Elles diminuent également les contraintes dues au retrait de polymérisation, compensent le coefficient de dilatation thermique trop élevé de la phase matricielle et donnent au matériau sa radio-opacité (visualisation radiographique) (Vreven J. et coll., 2005).

1.1.2.1. Nature des charges

Les composites actuels contiennent une grande diversité de particules de charge variant par la taille, la composition et le pourcentage de celles-ci.

Les charges, la plupart du temps minérales, varient d'un composite à l'autre mais sont composées de silice (SiO_2) sous différentes formes et d'autres types de particules.

1.1.2.1.1. Les charges minérales

La silice pure se présente sous différentes formes cristallines (telles que la cystobalite, la tridymite et le quartz) et sous forme non cristalline (verre boro-silicate). Les formes cristallines sont plus dures et plus résistantes mais posent des problèmes de finition et de polissage. C'est pourquoi la plupart des composites actuels sont

composés de verre de silicate car ses qualités mécaniques et esthétiques sont intéressantes.

Les verres de métaux lourds confèrent au matériau sa radio opacité. On y trouve le silicate de verre de baryum, de strontium ou de zirconium et l'yttrium ou ytterbium trifluorés (YbF₃).

Depuis les années 70, le quartz a été la charge la plus fréquemment utilisée car il est très stable chimiquement et a un indice de réfraction élevé. Cependant, il n'est pas radio opaque, il possède un coefficient d'expansion thermique élevé et sa structure cristalline implique une géométrie des particules avec des arêtes agressives qui confèrent au matériau composite un pouvoir abrasif, le rendant difficile à polir. Par contre, le silane se lie plus facilement au quartz qu'au verre, ce qui permet une meilleure stabilité de teinte et le quartz est moins sensible à l'érosion (Albers H.F., 2002 ; Van Noort R., 2002 ; Rawls H.R. et Esquivel-Upshaw J., 2003 ; Vreven J. et coll., 2005).

1.1.2.1.2. Les charges organiques

Des charges constituées de résine matricielle polymérisée sont ajoutées au composite pour diminuer la rétraction de polymérisation de la résine et le coefficient d'expansion thermique, pour améliorer les propriétés optiques et pour augmenter la dureté du matériau.

Actuellement, on trouve des charges « organiques » : certains fabricants utilisent des charges à base de céramique organiquement modifiée, ce sont les OrMoCers. Il s'agit de macro-monomères composés d'un noyau en silice inorganique greffé de groupements multifonctionnels de méthacrylate.

Les charges organo-minérales possèdent un noyau minéral (silice vitreuse ou aérosol) et une matrice résineuse polymérisée qui enrobe le noyau (Vreven J. et coll., 2005).

1.1.2.2. Taille et taux des charges

La taille des particules de charge varie entre 0,04 et 50 μm (micromètre) et le pourcentage de charge varie entre 46 et 88% en poids, ce qui correspond à environ 26 à 75% en volume selon la densité des charges.

On distingue classiquement des macro-charges (initialement de 10 à 100 μm) composée de grosses particules de verre ou de quartz et des micro-charges (0,04 μm) constituées de silice. Au fur et à mesure du développement des techniques permettant de mieux fragmenter les macro-charges, des midi-particules (1-10 μm) et mini-particules (0,1-1 μm) ont alors été créées (Vreven J. et coll., 2005).

1.1.2.3. Propriétés des charges

Les charges possèdent quatre caractéristiques principales qui confèrent une amélioration aux résines composites : une dureté élevée, une inertie chimique, un indice de réfraction proche de celui des matrices résineuses et une opacité contrôlée par addition de pigments de dioxyde de titane (TiO_2).

L'augmentation du pourcentage des charges a pour effet d'améliorer les propriétés mécaniques (surtout si le taux de charges est supérieur à 60% en volume), de réduire la rétraction de polymérisation, le coefficient d'expansion thermique, le coefficient d'absorption et la solubilité hydrique.

L'augmentation du pourcentage des charges et la diminution de la taille de celles-ci ont pour effet d'améliorer l'état de surface (ce qui améliore l'esthétique et diminue l'agressivité du matériau vis-à-vis du parodonte) et d'augmenter la résistance à l'usure du matériau (Vreven J. et coll., 2005).

1.1.3. Le silane

Un agent de couplage organo-minéral est une molécule bi-fonctionnelle qui réalise la cohésion entre les charges et la phase organique. Cette molécule est généralement un silane. S'il n'y a pas de liaison entre la matrice (phase organique) et les charges, les charges deviennent des concentrateurs de contraintes et il ne peut y avoir de transfert des contraintes dans le matériau (Vreven J. et coll., 2005).

Les deux organosilanes les plus fréquemment utilisés sont l'APM (γ -acryloxypropyltriméthoxysilane) et le MPMA (γ -méthacryloxypropyltriméthoxysilane) (figure 7).

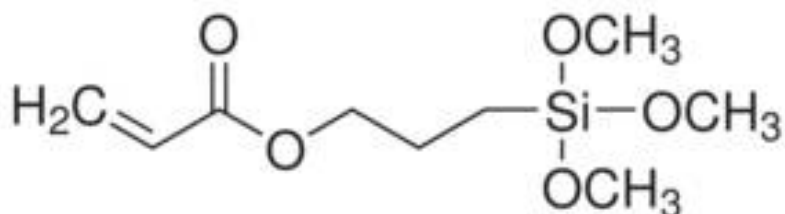


Figure 7 : représentation du MPMA

(http://www.sigmaaldrich.com/catalog/ProductDetail.do?D7=0&N5=SEARCH_CONCAT_PNO|BRAND_KEY&N4=475149|ALDRICH&N25=0&QS=ON&F=SPEC).

2. La photopolymérisation

2.1. Rappel sur la polymérisation

Une polymérisation est une réaction dans laquelle des unités de monomères se soudent les unes aux autres (par des liaisons chimiques) pour donner une molécule de haut poids moléculaire appelée polymère.

Ce procédé peut se faire de différentes manières mais la plupart des polymérisations se font selon deux principes : la polymérisation par addition et la polymérisation par condensation.

2.1.1. La polymérisation par addition

Elle correspond à une réaction chimique en chaîne dans laquelle des molécules simples (les monomères) sont ajoutées les unes aux autres pour former des molécules à chaînes longues (les polymères) sans aucune formation de sous-produits.

Les polymérisations par addition sont de trois types : les réactions par ouverture de cycle, les réactions radicalaires et les réactions ioniques.

2.1.1.1. La polymérisation par ouverture de cycle

La polymérisation par ouverture de cycle est une polymérisation durant laquelle des monomères cycliques conduisent à la formation d'un polymère linéaire.

Les cycles de monomères sont ouverts et étirés dans la chaîne du polymère comme suit (figure 8) :

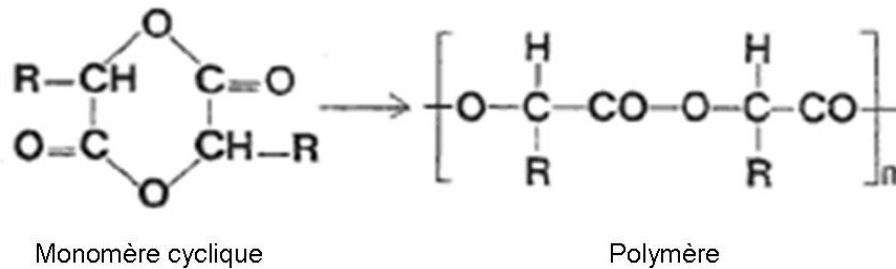


Figure 8 : représentation d'une polymérisation par ouverture de cycle

(<http://www.phusis.fr/fr/matiere/index.htm>).

En dentisterie, les deux principales réactions de polymérisation par ouverture de cycle rencontrées sont les réactions de l'éthylène imine (fabrication des polyéthers) et de la résine époxy.

Pour le système de l'éthylène imine, le cycle est ouvert par un catalyseur (fluoborate sulfonique) qui aboutit à un polymère ramifié.

Les réactifs pour le système époxy sont un époxyde et une amine, cette dernière ouvrant le cycle alors que l'eau réagit avec l'époxyde pour former un polymère rigide.

2.1.1.2. La polymérisation radicalaire

Elle fait intervenir des espèces actives (des radicaux) et consiste en un clivage d'une double liaison carbone-carbone de l'un des monomères par un activateur. Ce type de polymérisation se rencontre fréquemment dans les matériaux dentaires.

Cette réaction se décompose en trois étapes.

2.1.1.2.1. L'amorçage

Également appelée initiation, cette étape permet la production de radicaux libres. Ces radicaux libres vont activer les unités monomériques grâce à un activateur. L'activateur peut être chimique (un catalyseur), thermique (la chaleur le plus souvent), ou photonique (la lumière). Lorsque l'activateur est la chaleur, la polymérisation est appelée thermopolymérisation. De même, on parle alors de photopolymérisation lorsque la polymérisation est induite par la lumière et de chémozopolymérisation ou d'autopolymérisation pour une activation chimique.

2.1.1.2.2. La propagation

La propagation est la principale étape de la polymérisation radicalaire. C'est au cours de cette étape que la chaîne macromoléculaire se forme par addition successive d'unités monomériques sur la chaîne de polymère naissante.

2.1.1.2.3. La terminaison

Elle correspond à l'arrêt de la croissance des chaînes par la rencontre de deux radicaux mais aussi, et surtout, à l'impossibilité des monomères résiduels à se lier du fait de la rigidification du système polymère qui se met en place.

Les réactions de polymérisation avec un radical libre peuvent être inhibées par la présence de plusieurs matériaux qui, réagissant avec le radical, vont diminuer l'initiation ou augmenter la terminaison. Dans le premier cas, on assistera à un retard de polymérisation alors que dans le second, on aura une diminution du degré de polymérisation.

2.1.1.3. La polymérisation ionique

Elle peut être amorcée par un cation (polymérisation cationique) ou par un anion (polymérisation anionique).

Elle est constituée des étapes d'amorçage, de propagation et de terminaison. La différence essentielle par rapport aux autres modes de polymérisation se situe dans l'étape de terminaison.

2.1.2. La polymérisation par condensation

Il s'agit d'une réaction chimique entre des molécules de base possédant des groupements fonctionnels différents. Elle aboutit à l'élaboration de macromolécules nommées polycondensats.

Historiquement, on parle de polymérisation par condensation car on observe la libération d'une molécule d'eau lors de chaque réaction : il s'agit en fait d'une polycondensation avec élimination.

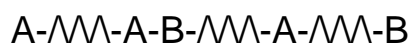
Alors que dans la polymérisation par addition tous les atomes des monomères se retrouvaient dans le polymère, la polymérisation par condensation entraîne des réactions chimiques qui produisent la formation de sous-produits. Les réactions de polycondensation sont des réactions par étapes. Les deux monomères en présence, au cours d'une étape d'initiation de type ionique, donnent naissance à une molécule intermédiaire, laquelle constitue l'élément fondamental qui se répète dans la macromolécule

Dans certains cas, on peut orienter la disposition des monomères dans le polymère : on parle de réaction stéréospécifique. Ce procédé permet d'obtenir des polymères cristallins aux propriétés mécaniques spécifiques que l'on retrouve notamment dans les élastomères de synthèse.

Pour qu'il y ait formation d'un polycondensat, il faut nécessairement que les molécules initiales soient difonctionnelles, c'est-à-dire qu'elles possèdent au moins deux fonctions réactives. Elles peuvent être de deux types :

- $A-M-A$: présence de deux fonctions identiques ;
- $A-M-B$: présence de deux fonctions différentes (cas le plus fréquent).

Ces molécules réagissent entre elles pour former de plus grosses molécules qui elles mêmes pourront réagir pour former des chaînes de plus en plus longues :



Les polyesters, les polyamides et certains polyuréthanes sont des exemples typiques de polymères obtenus par condensation.

On pourra citer comme exemple la formation du silicone (figure 9).

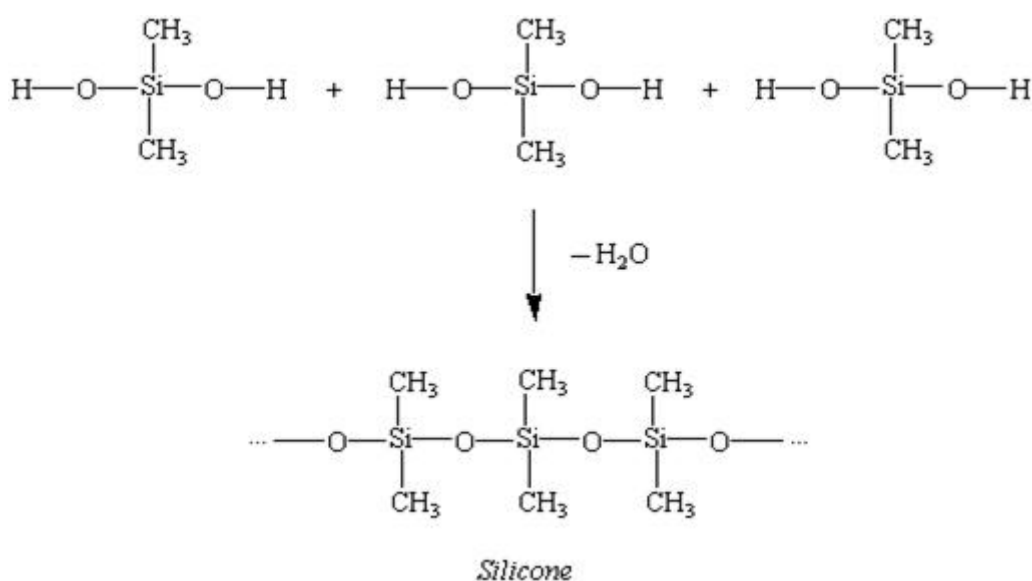


Figure 9 : exemple de réaction de polymérisation par condensation

(<http://apchemcyhs.wikispaces.com/Polymers>).

2.2. Le mécanisme de photopolymérisation

Une réaction de photopolymérisation est, par définition, une réaction de polymérisation en chaîne dont l'étape d'amorçage est de nature photonique.

Une fois la réaction amorcée, le monomère est alors transformé en une masse solide (polymère). Afin d'amorcer la réaction, on ajoute un ou plusieurs photo-amorceurs à la résine. Le photo-activateur (ou photo-amorceur) le plus fréquemment utilisé en odontologie est la camphoroquinone associée à une amine tertiaire.

Ensuite, les étapes de réaction sont les mêmes que celles rencontrées lors d'une polymérisation conventionnelle : propagation puis terminaison.

La photopolymérisation est donc une réaction de polymérisation dite radicalaire (formation de radicaux libres) ou cationique dans laquelle la réaction initiale est déclenchée par un activateur photonique.

Les photons sont absorbés par le site chromophore d'une molécule ; cette molécule produit alors l'espèce réactive, conduisant à la transformation des monomères en polymères (au niveau des groupements méthacrylates de la matrice résineuse des composites).

Comparé aux résines chémopolymérisables, les composites photopolymérisables présentent de très nombreux avantages parmi lesquels un plus grand taux de charges (solidité, résistance), une homogénéité remarquable, un temps de travail très long, une polymérisation à la demande et un rendu esthétique supérieur. Par contre, la polymérisation adéquate de la totalité de la restauration dépendra de la propagation de la lumière au sein de ces matériaux, d'où la recherche permanente sur l'efficacité des générateurs de lumières utilisés pour initier leur polymérisation. Les matériaux photopolymérisables polymérisent beaucoup plus rapidement que les chémopolymérisables. Si, sur le plan clinique, ce gain de temps est appréciable, notamment en l'absence de champs opératoires mettant le matériau à l'abri des contaminations diverses, cette polymérisation rapide peut devenir une source de contraintes exercées sur les parois cavitaires. En effet, comme cela sera développé un peu plus loin, un des axes de recherche actuelle sur les générateurs de lumière est celui de l'incorporation de programmes de polymérisation lente afin de réduire ces contraintes de polymérisation (Amoros F.X., 2008).

2.2.1. Les différentes réactions

On distingue deux mécanismes principaux de photopolymérisation : la photopolymérisation cationique et la photopolymérisation radicalaire.

2.2.1.1. La photopolymérisation cationique

Le mécanisme de polymérisation cationique peut se résumer de la manière suivante :



H^+ étant l'espèce réactive produite par la photo-décomposition de l'amorceur.

Les familles de matériaux faisant appel à ce type de photopolymérisation cationique sont les vinyliques éthers et les époxydes multifonctionnels.

2.2.1.2. La photopolymérisation radicalaire

La photopolymérisation radicalaire est une réaction de polymérisation par addition dont l'étape d'amorçage est déclenchée par un photo-initiateur. La polymérisation par addition est une réaction en chaîne aboutissant à la formation d'un polymère à partir de molécules simples (les monomères).

La polymérisation radicalaire consiste en un clivage d'une double liaison carbone-carbone de l'un des monomères par un activateur. Cette réaction comporte trois étapes qui sont l'amorçage, la propagation et la terminaison.

2.2.1.2.1. L'amorçage

Cette étape permet la production de radicaux libres activant les unités monomériques. L'action de la lumière sur des photo-amorceurs génère la production de radicaux libres ou primaires R^\bullet (figure 10). Les photons d'une lumière d'une longueur d'onde d'environ 450nm (lumière bleue) vont être absorbés par un photo-sensibilisateur (la camphoroquinone en général). Le photo-sensibilisateur activé va réagir avec un photo-amorceur, le DMAEMA (DiMéthylAminoEthylMéthAcrylate) ce qui va entraîner le transfert d'un atome d'hydrogène du photo-amorceur jusqu'à l'oxygène du photo-sensibilisateur. La molécule de méthacrylate présente alors un radical libre pouvant déclencher la réaction de polymérisation.

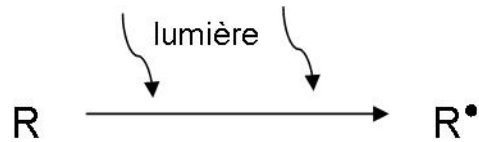


Figure 10 : schéma de l'étape d'amorçage.

2.2.1.2.2. La propagation

La propagation de la polymérisation correspond simplement à la poursuite de la formation de la chaîne macromoléculaire par addition de monomères ou de polymères déjà formés entre eux (figure 11).

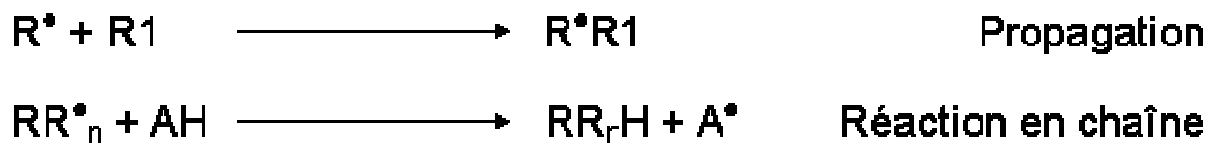


Figure 11 : schéma de l'étape de propagation.

2.2.1.2.3. La terminaison

Elle correspond à l'arrêt de la croissance des chaînes par la rencontre de deux radicaux (figure 12).

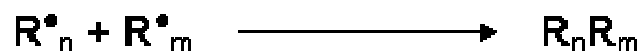


Figure 12 : schéma de l'étape de terminaison.

La fin de l'élongation de chaîne peut résulter de plusieurs, voire de tous les mécanismes suivants : l'addition d'un radical à la chaîne de polymères, la combinaison de deux radicaux, la combinaison de deux chaînes de polymères.

En réalité, la terminaison est surtout liée au fait que la taille des polymères augmentant au fur et à mesure que la réaction se propage, la structure du matériau devient de plus en plus rigide et ne permet plus aux monomères de se déplacer et de se lier aux macromolécules. Cela signifie que la polymérisation n'est jamais complète et qu'il reste toujours des monomères résiduels. Le taux de conversion de monomères en polymères est le plus souvent de l'ordre de 60 à 70% et les monomères résiduels peuvent être à l'origine d'une certaine toxicité notamment au niveau pulpaire.

2.3. Propriété inhérente au mécanisme de prise : la contraction/contrainte de prise

2.3.1. Phénomènes de contraction de prise

Lors de leur polymérisation, les résines composites se rétractent. En effet, la conversion des monomères en un réseau de polymères entraîne un remplacement des liaisons de Van der Waals par des liaisons covalentes plus courtes entre les molécules (Rees J.S. et Jacobsen P.H., 1989 ; Watts D.C. et Cash A.J., 1991 ; Attin T. et coll., 1995 ; Davidson C.L. et Feilzer A.J., 1997 ; Yap A.U. et coll., 2000). Avant polymérisation, les liaisons électrostatiques entre les monomères sont de l'ordre de 3 à 4 Å. Une fois la polymérisation réalisée, les monomères sont unis par des liaisons covalentes d'un ordre de grandeur d'1,5 Å (Peutzfeld A., 1997). Cette diminution de la distance intermoléculaire engendre donc une contraction de prise. Lors du collage d'une résine composite aux parois de la cavité, des contraintes de polymérisation se développent au niveau de l'interface de collage (liaison composite/dent).

Ces forces ne sont pas distribuées de manière uniforme le long des parois de la cavité (Kinomoto Y. et Torii M., 1998). Ainsi, au niveau des surfaces où les forces de rétraction sont plus importantes que les forces de collage, se créent potentiellement des hiatus aboutissant à des reprises carieuses et à des sensibilités post-opératoires (Pashley D.H., 1990).

La matrice résineuse subit une diminution des espaces intermoléculaires, se traduisant par un retrait global allant de 2 à 6% (Labella R. et coll., 1999). Ce phénomène se traduit par un affaiblissement, voire une rupture du joint adhésif (perte d'adhésion et d'étanchéité) (figure 13).

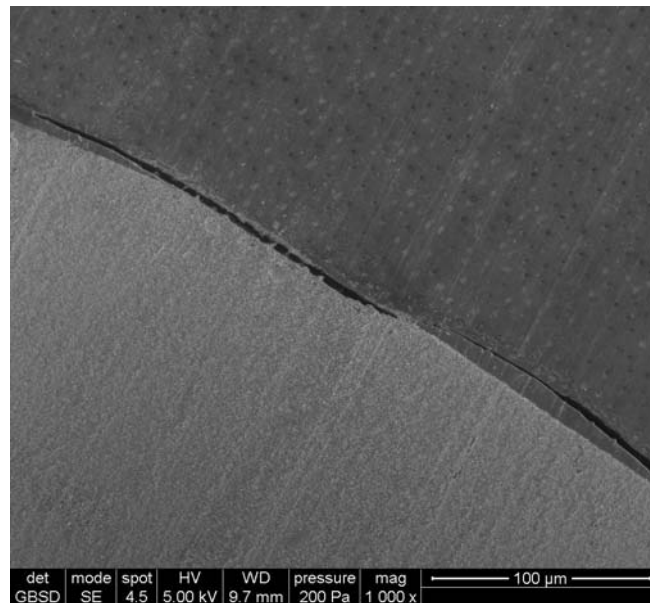


Figure 13 : observation au microscope d'un joint composite/dent défectueux
(photographie du Dr Mortier E.).

Il a été démontré que le pourcentage de hiatus dentinaire d'une restauration en résine composite placée « in vivo » pouvait varier de 14 à 54 % de la totalité de l'interface selon le matériau et la technique utilisés (Hanning M. et Friedrichs C., 2001).

Le retrait de polymérisation n'engendre de contraintes sur les parois cavitaires qu'à condition de disposer d'une adhésion aux parois. Dans le cas contraire, le retrait se traduit simplement par un défaut d'adaptation au niveau des parois (décohésion, perte d'étanchéité).

Lors d'une polymérisation, la résine composite passe d'un état liquide à un état solide (formation progressive d'un polymère). Lors de cette réaction, la viscosité de la résine composite augmente jusqu'à ce qu'elle devienne indéformable (matériau

solide). Il existe un moment, appelé point gel ou point de gélification, où la déformation plastique ne peut plus compenser les forces de rétraction du polymère en voie de formation (figure 14) Le retrait de polymérisation total peut être divisé en deux parties, avant et après le point gel (Bausch J.R. et coll., 1982). Avant le point gel, les monomères sont encore solubles, c'est à dire encore dissociables, et la possibilité de relaxation viscoélastique dissipe la contrainte dans la structure (Davidson C.L. et coll., 1984). La polymérisation après le point gel est à l'origine d'une contrainte interne au matériau et sur les parois de la cavité qui ne peut plus être dissipée du fait de la rigidité du réseau de polymères. La contrainte interne maximale apparaît durant la phase initiale de la polymérisation après le point gel et diminue ensuite avec le temps (Feilzer A.J. et coll., 1990 ; Alster D. et coll., 1997).

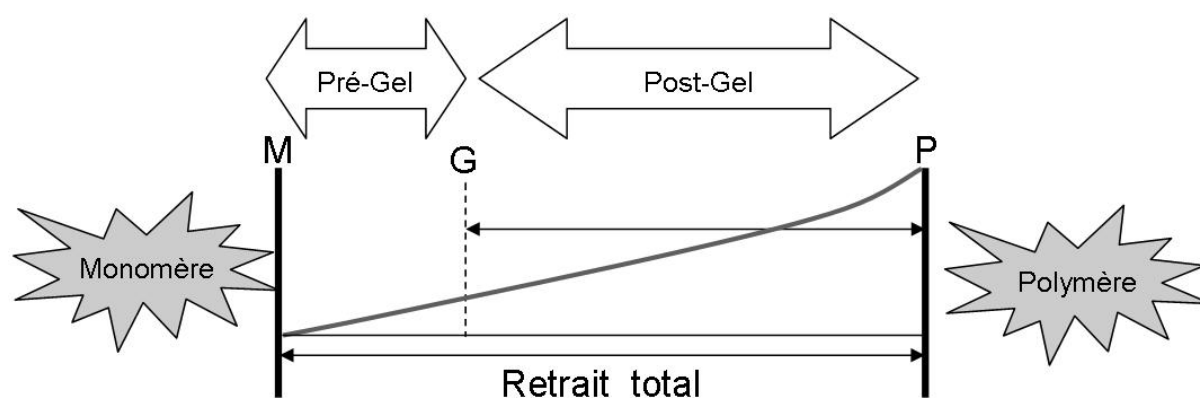


Figure 14 : illustration du point gel au cours de la polymérisation.

L'ensemble de ces phénomènes dans le volume confiné d'une cavité dentaire joue un rôle essentiel dans l'adaptation marginale finale : si le stress interne est supérieur à la capacité d'adhésion des matériaux/adhésifs employés, il en résulte une solution de continuité à l'interface voire une fracture du substrat et/ou du matériau lui-même (Davidson C.L. et coll., 1984), potentiellement à l'origine de percolation bactérienne ou de fluides oraux.

S'il n'est pas souhaité, ni souhaitable, de réduire le degré de conversion des matériaux composites (polymérisation incomplète), il est par contre souhaitable de réduire les conséquences de ce retrait qui se traduisent par l'apparition de

contraintes interfaciales. Un de nos objectifs est de contrôler et de diminuer ces contraintes en agissant sur la quantité du matériau et sur sa vitesse de polymérisation, notamment en jouant sur le temps d'exposition aux photons, la nature et la quantité de photo-initiateurs ou le type de monomères employés (Amoros F. X., 2008).

2.3.2. Propositions pour lutter contre ce phénomène

Quand un composite est adhérent aux parois d'une cavité, le retrait de polymérisation qu'il subit pendant sa prise induit des tensions au niveau de ces parois. Selon leur intensité, ces contraintes peuvent être à l'origine de la dégradation des joints dent-restauration, ou même de la structure de la dent, par fissuration. Les facteurs qui concourent à la génération de ces contraintes sont : la géométrie de la cavité, généralement caractérisée par ce qu'on appelle le facteur configuration ou facteur C, la composition du composite, la technique de mise en œuvre du composite, le taux de conversion des monomères et le mode d'insolation lumineuse pour la polymérisation.

Le retrait de polymérisation est directement lié au degré de conversion, car il traduit la transformation de monomères en polymères (Braga R.R. et Ferracane J.L., 2002). Donc plus le degré de conversion augmente, plus le taux de rétraction final du composite augmente.

2.3.2.1. Apports incrémentiels

Afin de réduire les conséquences du retrait sur les parois, plusieurs techniques ont été mises en œuvre. Parmi elles, on trouve la technique de placement en couches successives (*incremental placement technique* ou technique de mise en place par *strates*). Cette technique consiste à réaliser la reconstitution par des apports successifs de petites quantités de résine composite. Il a été démontré que, du fait de la réduction des volumes de composite polymérisé à chaque couche, ce procédé

conduisait à une diminution des contraintes au niveau des parois (Lutz F. et coll., 1986 ; Tjan A.H. et coll., 1992).

2.3.2.2. Diminuer le facteur C

Les contraintes de polymérisation dépendent également de la configuration de la cavité (figure 15). « Le facteur C » correspond au rapport du nombre de surfaces de composite collées aux parois cavitaires sur le nombre de ses surfaces libres (qui ne sont pas en contact avec la dent). Il a été démontré que plus le facteur C est élevé, plus les contraintes aux interfaces dent-matériau sont importantes (Feilzer A.J. et coll., 1987 ; Ferracane J.L., 2005).

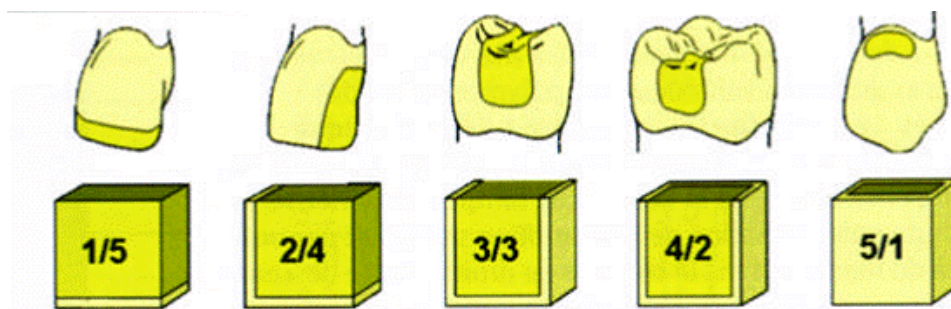


Figure 15 : le facteur de configuration cavitaire ou facteur « C »

(L'Information Dentaire n°34. « Retrait et contrainte de polymérisation des composites ». Degrange M. et coll., novembre 2006).

Ainsi les composites placés dans des cavités occlusales exerceront des contraintes plus importantes que ceux placés dans des cavités de type mésio-occluso-distale (surface de collage plus réduite). Pour une même classe (même volume mais avec une morphologie différente), la cavité la plus étroite et la plus profonde aura un facteur C plus importante qu'une cavité plus large et plus superficielle.

En cas de possibilité de déformation du composite (surface libre importante), cette dernière diminue ainsi les contraintes exercées sur les parois adhésives, ce qui se traduit par un meilleur collage aux parois restantes. Dans les cavités où le nombre de parois collées est important (peu de surface libre), le composite adhérant aux parois ne pourra pas dissiper ses contraintes de polymérisation et les exercera sur les

parois adhésives. Des contraintes de polymérisation s'accumulent ainsi le long de ces parois (Amoros F.X., 2008).

2.3.2.3. Variation de la vitesse de photopolymérisation

Le déplacement du point de gélification vers la zone « polymère » a été à l'origine du développement des lampes à photopolymériser à émission pulsée ou à irradiance graduelle.

En 1999, Kanca et Suh ont démontré qu'en limitant l'énergie initiale pour permettre au composite de dissiper ses contraintes pendant la phase « gel », les contraintes de polymérisation exercées sur les parois étaient réduites.

Une étude de Rueggeberg et coll. (1993) a montré que les résines composites soumises à une plus forte intensité lumineuse présentaient un meilleur degré de conversion, ainsi que de meilleures propriétés physiques

Cependant, Sakaguchi et Berge (1997) ont mis en évidence que cette augmentation d'énergie provoquait une augmentation des contraintes de polymérisation et qu'une polymérisation trop rapide engendrait une conversion trop brutale. Cette conversion brutale serait alors à l'origine de contraintes suffisamment intenses pour endommager le joint d'étanchéité et créer des hiatus.

En 2000, Bouschlicher et Rueggeberg ont comparé la photopolymérisation conventionnelle (exposition en continu à intensité maximale pendant 40 secondes) avec le mode de polymérisation progressive (exposition à une lumière à intensité graduelle) d'une lampe à photopolymériser (Trilight[®] de chez 3M ESPE).

Quelque soit le mode de polymérisation, ils ont mis en évidence un degré de conversion semblable et des propriétés mécaniques du composite inchangées. Cependant, ils ont observé une réduction des contraintes de polymérisation en mode graduel.

Pour Braga et Feraccane (2004), une diminution d'intensité lumineuse lors de la photo-initiation doit pouvoir réduire significativement les contraintes de polymérisation et permettre d'améliorer l'intégrité marginale, sans compromettre le degré de conversion et les propriétés mécaniques du composite

Ainsi, afin d'optimiser les propriétés mécaniques des matériaux, il convient d'accroître la quantité d'énergie reçue par le composite dans une certaine mesure pour limiter l'apparition des contraintes. Deux techniques ont alors été proposées :

- l'application d'intensités lumineuses variables durant une période donnée ;
- l'application d'une faible intensité lumineuse pendant une période initiale plus longue.

En termes de degré de conversion, ces deux méthodes ont donné des résultats équivalents (Miyazaki M. et coll., 1996).

Plusieurs auteurs (Friedl K.H. et coll., 2000 ; Bouschlicher M.R. et coll., 2000) ont néanmoins montré que ces modes de polymérisation n'entraînaient pas toujours d'amélioration du degré de conversion et du retrait de polymérisation.

Malgré ces études controversées, il semblerait que la polymérisation lente, progressive, exponentielle ou par étapes soit moins néfaste au niveau de l'interface dent/restauration, tout particulièrement au niveau de l'émail.

2.4. Paramètres influençant la photopolymérisation

Le degré de conversion d'un matériau photopolymérisable, c'est-à-dire le taux d'efficacité de la réaction de transformation des monomères en polymères, est sous la dépendance à la fois :

- de la nature et de l'énergie du rayonnement photonique émis (énergie) ;
- de la nature chimique et de la structure de la résine composite.

L'efficacité globale du photo-amorçage est le produit de l'efficacité de chaque étape :

- fraction de lumière incidente absorbée par le photo-amorceur ;
- temps d'irradiation ;
- la température d'irradiance ;
- fraction de radicaux amorçant la réaction.

Pour être efficace, une photopolymérisation doit respecter quelques règles.

- La source lumineuse doit émettre dans une gamme de fréquence recouvrant la bande d'absorption des différents photo-initiateurs située à 468-470 nm.
- Une photopolymérisation du composite couche par couche ; chaque couche aura une épaisseur maximale de 2 mm, profondeur au-delà de laquelle le degré de conversion obtenu est réduit. En effet, la profondeur de polymérisation est une fonction logarithmique de l'intensité lumineuse émise et du temps d'exposition. Elle est également fonction de la puissance inverse de la distance séparant l'embout de la fibre de la surface du matériau à photopolymériser.

3. Les lampes à photopolymériser

La polymérisation des composites directs et de collage par des sources lumineuses est un facteur très important dans la réussite de nos restaurations. Leurs pérennités dépendront en grande partie de ce facteur avec également un facteur opérateur très important en dentisterie restauratrice et adhésive (Pelissier B. et Duret F., 2007 ; Cheekhooree K.S., 2005). Le succès d'une obturation au composite, par l'intermédiaire d'un système adhésif, dépend de la polymérisation adéquate de ce matériau. Celle-ci est assurée depuis longtemps par l'utilisation de lampes à photopolymériser.

Ces sources lumineuses engendrent des effets différents sur ces résines composites en fonction de leur intensité lumineuse (Discacciati J.A.C. et coll., 2004), du diamètre de l'embout de la lampe (Nitta K., 2005), du nombre et de la forme de ces embouts ainsi que de l'importance de la libération de chaleur (Elhejazia A.A., 2006).

Ces dispositifs de polymérisation génèrent toujours de la chaleur (Goodis H.E. et coll., 1984). La chaleur dégagée dépend de l'intensité lumineuse, mais également de la filtration plus ou moins efficace des rayonnements infra-rouges, générateurs de chaleur. Des filtres spéciaux sélectionnent les longueurs d'onde appropriées à la polymérisation des résines composites, aux alentours de 470 nm (Stahl F ; et coll., 2000).

Afin de répondre à des critères d'efficacité, d'ergonomie et de protection biologique, les lampes à photopolymériser doivent respecter un cahier des charges qui comprend (Lehmann N., 2007) :

- la production d'un spectre adapté à l'amorçage de la polymérisation de tous matériaux photopolymérisables proposés sur le marché. (Rueggeberg F.A., 1999 ; Neumann M.G. et coll., 2006) ;
- un taux de conversion des monomères à 2mm de profondeur au moins égal à 80% de celui observé en surface (norme ISO 4049) ;
- ne pas induire d'altération des tissus mous, en particulier pulpaire ; en effet, malgré la faible conductivité thermique de la dentine (Brown W.S. et coll., 1970), lors de la photopolymérisation de restaurations composites volumineuses, une élévation de température peut être observée au niveau de l'organe dentaire ; cette élévation de température, lorsqu'elle dépasse 42,5°C, peut induire des lésions irréversibles du complexe pulpaire (Pohto M. et Scheinin A., 1958 ; Zach L. et Cohen G., 1965) ;
- une flexibilité d'emploi à l'aide de programmes variés ;
- une capacité à être fiable, durable ;
- générer peu de bruit ;
- une bonne maniabilité et une taille réduite pour faciliter la visibilité du champ opératoire quelle que soit la situation clinique ;
- un coût faible.

Il existe aujourd'hui de nombreuses lampes sur le marché. Elles sont différentes selon la technologie employée, leurs domaines d'applications plus ou moins spécialisés, leur conception, leur ergonomie et leur coût La classification la plus

simple de ces générateurs de lumière repose sur le mode de production des rayons lumineux.

3.1. Historique

Depuis la fin des années 70, les lampes halogènes ont fait leur apparition et se sont très vite généralisées dans le domaine de l'odontologie. Elles ont été appréciées pour leur efficacité et leur simplicité d'utilisation. Les premières lampes généraient une lumière ultra-violette, nocive sur le plan biologique. Très vite, elles ont laissé leur place à des lampes utilisant une partie du spectre de la lumière visible.

Jusqu'en 1998, les lampes halogènes conventionnelles étaient les seules à être employées pour la photopolymérisation des résines composites. Mais, à la fin des années 1990, des générateurs lasers et à arc plasma (PAC : *Plasma Arc Curing*) émettant un faisceau lumineux de haute énergie ($> 1000 \text{ mW/cm}^2$) ont été proposés en alternative aux lampes halogènes afin de limiter le temps d'irradiation. La technologie plasma semblait séduisante par sa puissance et par sa réduction notable des temps d'insolation annoncée par les concepteurs. Cependant, très rapidement, cette technologie a montré ses limites et ses défauts comme l'impossibilité de photopolymériser certains adhésifs et composites ou encore une production importante de chaleur.

Dans les années 2000, des lampes à diodes électroluminescente (LED) ont fait leur apparition et semblent bénéficier des avantages des autres types de lampes à photopolymériser sans leurs inconvénients. Depuis, ce type de lampes ne cesse de prendre de l'ampleur par rapport aux lampes laser et plasma qui sont aujourd'hui quasiment obsolètes car trop onéreuses, jugés peu efficaces et potentiellement dangereuses.

Les LED sont également de plus en plus préférées aux lampes halogènes car elles offrent une plus grande durée de vie (Rueggeberg F.A. et coll., 1996) due à l'absence d'ampoule à réflecteurs (figure 16) utilisées dans les lampes halogènes et dont un remplacement régulier est nécessaire. De plus, les lampes halogènes

gènèrent plus de chaleur que les LED (Mils R.W. et coll., 1999) d'où la nécessité d'un ventilateur, synonyme d'encombrement et de nuisance sonore. Elles ont besoin également d'un entretien plus rigoureux afin de conserver leurs performances (Attar N. et Korkmaz Y., 2007).

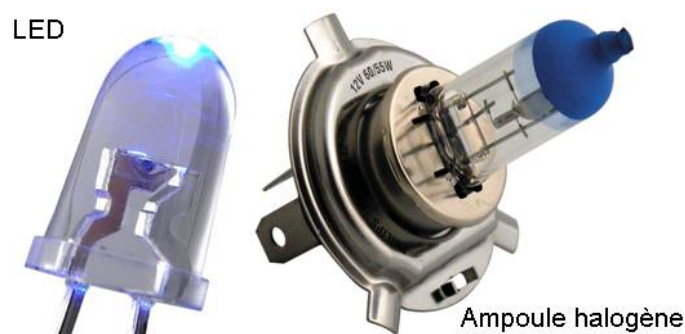


Figure 16 : représentation d'une ampoule halogène et d'une LED

(<http://www.carteq-tuning.fr/ampoules-philips-power2nigth-silver-vision-x-treme-power-gt150-h7-55-watt.html>) ; (<http://www.leds-pro.com/la-led-histoire.html>).

Les premières lampes à LED étaient équipées de diode de puissance limitée et elles bénéficiaient d'un domaine spectral restreint (inférieur à celui des lampes halogènes aux alentours de 400 à 500 nm). Les LED de deuxième et de troisième génération ont, depuis, été introduites sur le marché. Plus efficaces que celles de première génération, elles se présentent cependant avec un spectre plus étroit (entre 430 et 480 nm) par rapport à celui des lampes halogènes. Ce spectre entraîne moins d'échauffement avec un pic d'intensité aux alentours de 470 nm

Petit à petit, les lampes à LED de nouvelle génération révolutionnent le monde de l'éclairage, de la signalisation et prennent une place de plus en plus importante dans de nombreux domaines (figure 17) : urbain, transport, domestique, etc.



Figure 17 : les différents domaines d'utilisation des LED

(<http://www.carttech.fr/news/citroen-c5-e-hdi-39755073.htm>) ; (<http://www.ase-energy.com/tete-lampadaire-led-pour-eclairage-public-solaire-160w,fr,4,LAMPADAIRE160W.cfm>) ; (http://www.grosbill.com/4-sony_bravia_kdl_40ex720_3d_-135558-tv_video_televiseur_led?utm_source=leguide&utm_medium=cpc&utm_campaign=135558-televiseur%20led&utm_content=).

3.2. Les différents types de lampes à photopolymériser

À ce jour, la photopolymérisation des résines composites peut s'effectuer avec quatre types de lampes : les lasers, les lampes à arc plasma (ou lampes au xénon), les lampes halogènes et les lampes à diodes électroluminescentes.

Les lampes à photopolymériser sont caractérisées par leur irradiance (Aravamudhan K. et coll., 2006) qui est le flux de radiation arrivant sur une surface (W/m^2). L'irradiance et le temps d'exposition représentent l'énergie totale délivrée. Ces deux facteurs, ainsi que la distance séparant le matériau de l'embout de la lampe à photopolymériser sont les éléments qui influent sur la qualité d'une photopolymérisation (figure 18) (Yazici A. et coll., 2007).

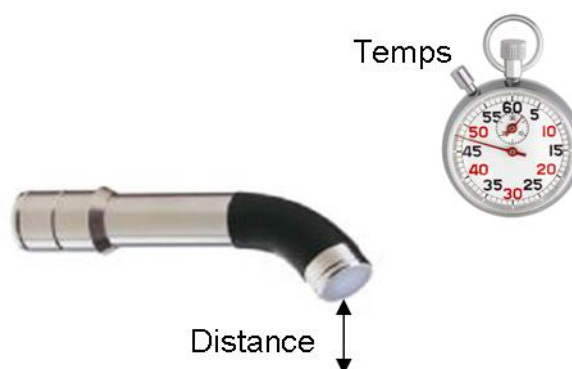


Figure 18 : facteurs influençant la photopolymérisation.

Aujourd'hui, en plus du mode standard d'exposition (intensité constante selon une durée définie), ces lampes proposent différents modes de photopolymérisation (figure 19) destinés à améliorer les propriétés des résines composites.

- La polymérisation à pleine puissance (standard) pour laquelle l'intensité de la lumière délivrée par la lampe est maximale et uniforme. Ce mode équipe la plupart des lampes à photopolymériser. Il sera utile afin de polymériser rapidement des matériaux de collage ou des résines composites placées en couches plus ou moins épaisses. Ce mode est une technique de polymérisation uniforme et continue basée sur une énergie la plus forte possible pour compenser la perte d'intensité liée à l'absorption et à la dispersion de la lumière, et sur une diminution du temps d'exposition. Il rejoint l'idée des lampes plasma qui utilisent des énergies plus importantes avec des temps d'insolation plus courts (Duret P. et coll., 1999). Ce type d'insolation avait été introduit pour diminuer le temps de mise en œuvre des techniques de stratifications trop longues. Cette technologie fut alors adaptée aux lampes halogène et LED de deuxième génération puisque les intensités des ces lampes rejoignaient celles des premières lampes plasma (seul le temps d'insolation a été rallongé).
- La polymérisation par « paliers » ou « *step-cure* » ou « *soft-start* » caractérisée par une intensité lumineuse croissante interposée de paliers de durées déterminées.
- La polymérisation progressive (dite en « rampe ») où l'on constate une augmentation progressive, linéaire ou exponentielle de l'intensité lumineuse jusqu'à un palier. Ce mode est une technique de polymérisation continue. Dans cette technique, la lumière est initialement appliquée à une faible intensité au cours des phases initiales de la photopolymérisation et graduellement, elle est augmentée sans arrêt jusqu'à une intensité maximale. Ce mode a remplacé le mode par « paliers » et semble plus utile car il ménage les composites. En effet, le point de gélification est retardé afin de laisser le temps à la réaction de polymérisation de se produire. Cette méthode

progressive n'est possible qu'avec des lampes halogène et LED qui peuvent fournir des intensités faibles.

- La polymérisation « pulsée » durant laquelle la source lumineuse aura une intensité plus ou moins importante selon le rythme prédéterminé. Ce mode est une polymérisation discontinue. La polymérisation pulsée est une variante de la « soft » polymérisation permettant une relaxation du composite dans des phases intermédiaires d'obscurité (absence d'irradiation), toutes les 1 à 2 secondes. Il utilise une pulsation à haute énergie pendant des périodes relativement courtes mais régulière. Ce mode permet la polymérisation progressive des matériaux pour éviter les contraintes brutales induites par la photopolymérisation.

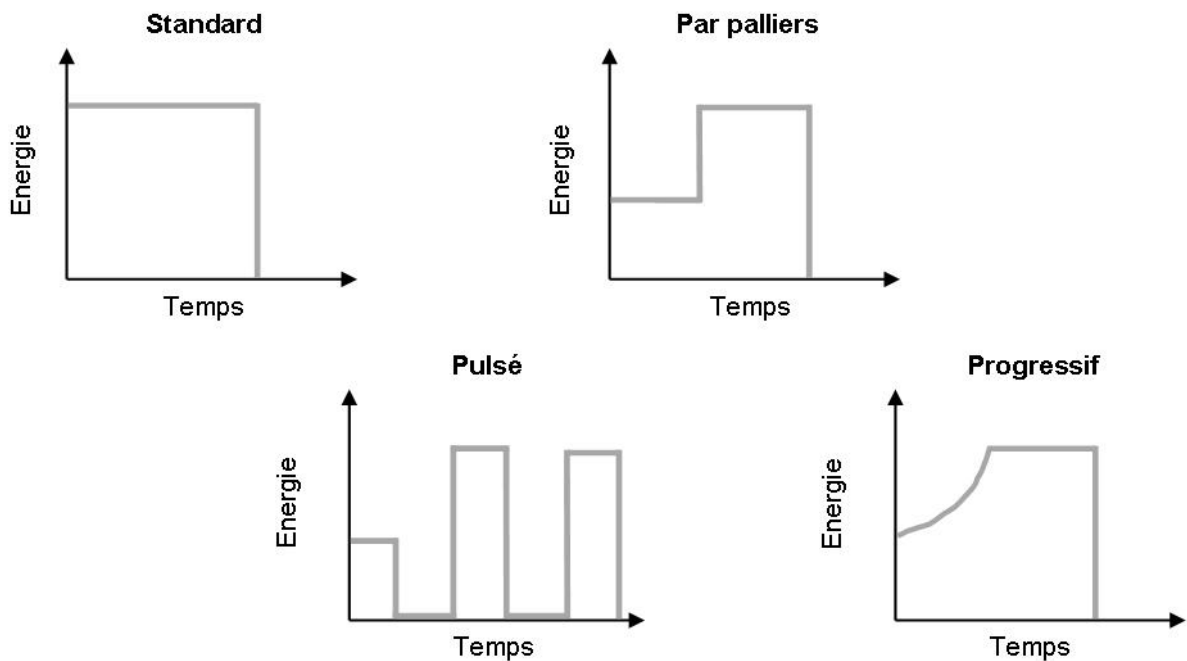


Figure 19 : les différents modes de photopolymérisation.

Actuellement, les résines composites peuvent être photopolymérisées au moyen de quatre types de lampes : les lasers, les lampes halogènes, les lampes à plasma (ou lampes au xénon) et les lampes à diodes électroluminescentes.

3.2.1. Les lasers

Laser est l'acronyme anglais de " *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* " (en français, " amplification de la lumière par émission stimulée de rayonnement "). Le principe de l'émission stimulée (ou émission induite) est décrit dès 1917 par Albert Einstein. Le premier dispositif de ce type a été réalisé en 1960 par l'Américain Theodore Maiman, en s'appuyant sur les idées de ses compatriotes Charles Townes et Arthur Schawlow (quelques années auparavant, en 1952, Townes et les Soviétiques Nikolaï Bassov et Alexandre Prokhorov avaient proposé le principe du Maser, qui porte sur les micro-ondes alors que le laser porte sur les longueurs d'onde optiques). Un an plus tard, Ali Javan met au point un laser au gaz (hélium et néon) puis en 1966, Peter Sorokin construit le premier laser à liquide.

C'est en 1965 que l'une des toutes premières applications industrielles du laser a été réalisée. Un laser à rubis (figure 20) devait usiner un perçage de 4,7 mm de diamètre et de 2 mm de profondeur dans du diamant. Cette opération fut réalisée en 15 minutes alors qu'elle prenait 24 heures avec une application classique de l'époque.

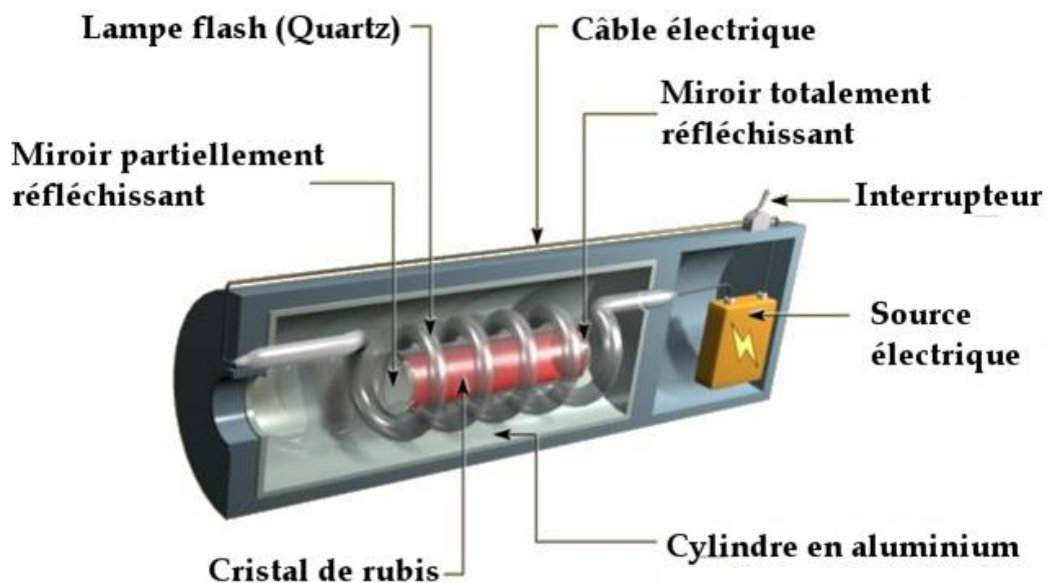


Figure 20 : représentation d'un laser à rubis en coupe

(http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/0/03/Laser_rubis.jpg).

Bien que le premier laser aie vu le jour grâce à Maiman en 1960, ce n'est qu'au début des années 80 que la recherche s'est penchée sur leur intérêt en odontologie (Blankenau R. et coll., 1995).

La lumière laser est d'une grande utilité en raison de sa cohérence. Le laser émet un faisceau cohérent de longueur d'onde uniforme dont les particules se déplacent toutes dans la même direction. C'est par exemple ce qui permet d'avoir un point lumineux de taille quasiment identique à n'importe quelle distance de la source d'émission contrairement à une lampe classique qui éclaire une large surface (figure 21). C'est ce qui permet de contrôler le laser avec beaucoup de précision.

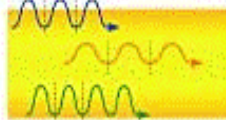
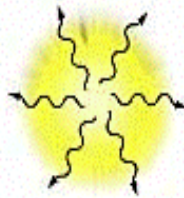
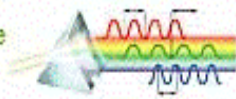
Le rayonnement produit est un rayonnement électromagnétique de même nature que la lumière, mais produit dans un oscillateur spécial qui a pour effet de concentrer les ondes en fréquence et en phase, donnant au rayonnement une directivité et une puissance beaucoup plus élevées que celles des rayonnements lumineux.

COMPARAISON DE LA LUMIÈRE ORDINAIRE ET DE LA LUMIÈRE LASER



La lumière ordinaire est...

- **De plusieurs couleurs:** avec un prisme, la lumière que l'on voit blanche peut être décomposée en un arc-en-ciel.
- **Multidirectionnelle:** les différentes ondes lumineuses se déplacent dans toutes les directions de l'espace à partir de la source.
- **Désordonnée:** les différentes ondes lumineuses ne sont pas émises en même temps. Elles oscillent de manière désordonnée, indépendamment les unes des autres.



La lumière laser est...

- **D'une seule couleur:** on dit qu'elle est monochromatique. Il existe de nombreux types de lasers de couleurs différentes.
- **Unidirectionnelle:** toutes les ondes lumineuses se déplacent dans la même direction et forment un faisceau de lumière étroit, non divergent.
- **Ordonnée (ou cohérente):** toutes les ondes sont en phase, c'est-à-dire avec leurs "bosses" et leurs "creux" aux mêmes endroits. C'est le caractère ondulatoire de la lumière laser. Il est possible de comparer la lumière laser à une armée de petits soldats "marchant au pas cadencé" et la lumière ordinaire à une foule de personnes se déplaçant au hasard.

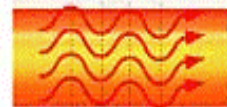


Figure 21 : comparaison de la lumière ordinaire et de la lumière laser

(<http://eurserveur.insa-lyon.fr/approphys/9Math&Phys/Laser/caracteristique.html>).

L'effet laser est un principe d'amplification cohérente de la lumière par émission stimulée. Le rayonnement émis possède une grande pureté spectrale.

Une source laser est une source de lumière spatialement et temporellement cohérente basée sur l'effet laser. Le spectre du rayonnement contient, en effet, un ensemble discret de raie très fines, à des longueurs d'onde définies par la cavité et le

milieu amplificateur. Différentes techniques permettent d'obtenir une émission autour d'une seule longueur d'onde.

Le laser associe un amplificateur optique basé sur l'effet laser à une cavité optique (le résonateur). Le résonateur (ou oscillateur) est constitué de deux miroirs parallèles entre lesquels est placé le milieu actif. Le premier miroir, le réflecteur, est totalement réfléchissant alors que le second, le coupleur, est semi-transparent. Ceci permet à une partie lumière de sortir de la cavité et à l'autre partie d'être réinjectée vers l'intérieur de la cavité laser. Le résonateur contribue en grande partie à l'amplification de la lumière dans le laser (figure 22).

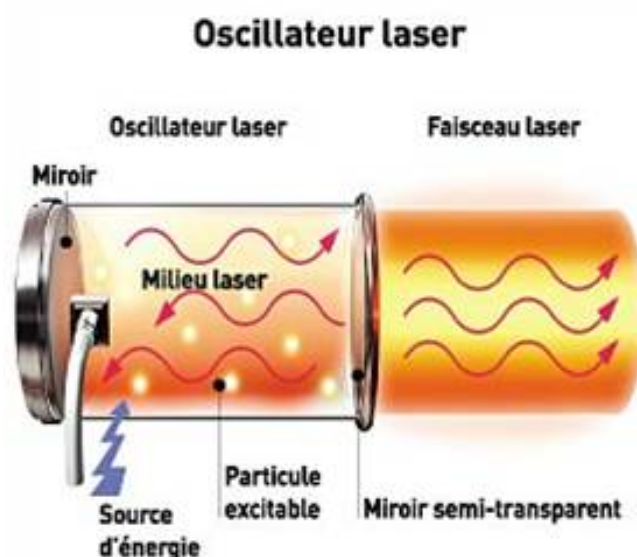


Figure 22 : schéma d'un oscillateur optique d'un laser

(<http://eurserveur.insa-lyon.fr/approphys/9Math&Phys/Laser/img/oscillateur.jpg>).

La lumière laser produite par un oscillateur peut, pour certaines applications, être utilisée directement. Mais dans le cas où il est nécessaire d'avoir une puissance beaucoup plus grande, il faut amplifier la lumière laser émise par l'oscillateur dans une série d'amplificateurs. L'amplificateur est constitué d'un milieu laser sans miroir aux extrémités (figure 23). Son principe de fonctionnement est le même que celui de l'oscillateur. Les particules du milieu laser sont excitées par une source d'énergie et

les photons qui vont traverser l'amplificateur vont produire par réaction en chaîne de nombreux autres photons identiques : la lumière laser est amplifiée.

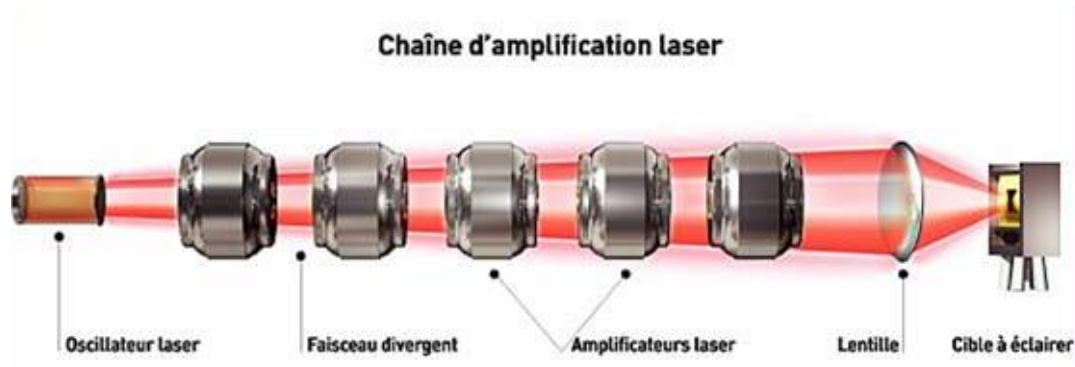


Figure 23 : représentation d'un amplificateur

(<http://eurserveur.insa-lyon.fr/approphys/9Math&Phys/Laser/img/amplificateur.jpg>).

Les caractéristiques des lasers sont :

- qu'ils émettent une lumière monochromatique ;
- que les photons émis sont en phase (impliquant une intensité maximale de la source) (Harris D.M. et Pick R.M., 1995) ;
- que le faisceau émis n'est pas divergent (Vargas M.A. et coll., 1998).

La longueur d'onde émise doit correspondre à celle de la camphoroquinone et, idéalement, atteindre un pic à 470 nm (Kelsey et coll., 1989). L'avantage des lasers est qu'ils émettent à une longueur d'onde spécifique et qu'ils n'ont, par conséquent, pas besoin de filtre.

Les lasers les plus répandus sont les lasers argon qui émettent une lumière bleu vert due aux atomes d'argon. Le spectre d'un laser argon (figure 24) est relativement étroit, et consiste en une série de lignes de longueurs d'ondes de 45 nm de largeur. La lumière produite par un laser argon serait compatible avec la plupart des photo-initiateurs (Harris D.M. et Pick R.M., 1995).

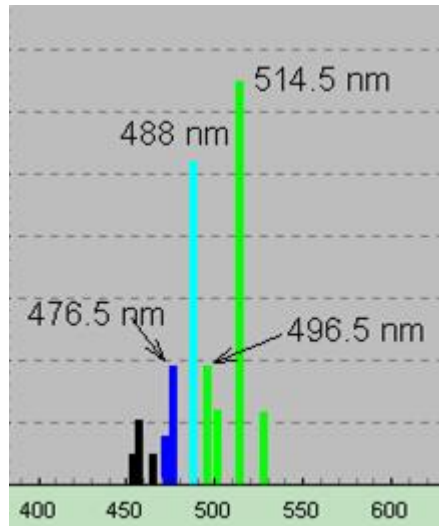


Figure 24 : spectre d'émission d'un laser argon
 (d'après <http://www.onera.fr/dafe/velocimetrie-laser/visite/leslaser.html>).

L'intensité maximale émise par un laser argon est d'environ 1000 mW/cm². A épaisseur égale, la polymérisation par un laser argon permettrait un gain de temps par rapport à une lampe halogène conventionnelle (Cobbs D.S. et coll., 1996 ; Blankenau R.J. et coll., 1991 ; Lalani L. et coll., 2000).

L'intensité lumineuse de la lampe est réglée par le fabricant pour un maximum d'efficacité mais certains lasers permettent d'ajuster l'intensité lumineuse. Comme pour les lampes à photopolymériser conventionnelles, le temps d'exposition est ajustable (Fleming M.G. et Maillet W.A., 1999).

Cependant, les lampes laser nécessitent une alimentation et un système de refroidissement bruyant spécifiques placés dans une enceinte, de poids et d'encombrement importants (figure 25). Le faisceau arrive à la pièce à main en passant par un guide de lumière fin, flexible, constitué de fibres optiques. Un délai de 30 secondes peut-être nécessaire avant toute impulsion. Cette technologie s'avère onéreuse.



Figure 25 : exemple de lampe laser argon utilisé en odontologie

(<http://www.lescoursdentaire.info/2096.html>).

L'émission d'un faisceau laser peut entraîner des dommages des tissus parodontaux et pulpaire avoisinants en raison des phénomènes de transmission, d'absorption, de dispersion et de réflexion de ce type de lampe (Dederich D.N., 1993). L'important niveau d'énergie du laser argon impose, par ailleurs, de protéger le patient et le praticien des dommages oculaires éventuels.

Cependant, Brenneise et Blankenau (1997) ont montré que l'augmentation de température générée par ce type de lampe n'avait pas d'effet sur les tissus mous lorsque le temps d'exposition était inférieur à 30 secondes.

Malgré l'amélioration de certaines propriétés physiques, certaines études évoquent un défaut d'étanchéité ainsi qu'un retrait de polymérisation augmenté pour les résines composites photopolymérisées au laser (Fleming M.G. et Maillet W.A., 1999). En effet, l'importante intensité lumineuse dégagée par le faisceau laser entraîne une polymérisation rapide ne laissant pas le temps à la résine composite de dissiper ces contraintes de polymérisation. Des auteurs ont alors proposé un mode pulsé pour ce type de lampe et ont constaté une réduction du retrait de polymérisation (Meniga A. et coll., 1997).

Mehl et coll. (1997) ont pensé qu'il pourrait être bénéfique de polymériser le matériau avec une faible intensité (ou à l'aide d'une lampe conventionnelle) avant de lui appliquer l'intensité lumineuse maximale (soft-polymérisation).

Les lasers engendrent un bon degré de conversion (haute intensité lumineuse), de faibles réactions pulpaires et de bonnes forces d'adhésion des résines composites. Ils permettent de réduire le temps de polymérisation et ne perdent pas de leur efficacité lorsqu'on les éloigne du matériau à photopolymériser. Cependant, le coût freine la plupart des praticiens dans l'acquisition de ces lampes.

3.2.2. Les lampes halogènes

Pendant plus de vingt ans, la source lumineuse la plus utilisée a été la lampe halogène. Une lampe à photopolymériser de type halogène utilise le principe de fonctionnement extrêmement simple, et commun aux lampes présentes dans la majorité des éclairages domestiques. Sous l'effet du passage d'un courant électrique, un filament de tungstène est porté à incandescence à très haute température, de l'ordre de 2 200°C. Comme tout corps chauffé, le filament émet alors de la lumière, sachant que plus la température est importante, plus la lumière sera blanche.

3.2.2.1. Principes des lampes halogènes conventionnelles

Une lampe halogène est composée d'un filament, d'une enveloppe de verre appelée communément ampoule et d'un gaz de remplissage (figure 26).



Figure 26: exemples d'ampoules halogènes

(http://www.transistek.com/details_produit.php?id_produit=14225) ;

(<http://www.keywordpictures.com/keyword/ampoule%20halogene/>).

Les choix des composants d'une lampe à incandescence de type halogène dépendent essentiellement de deux facteurs :

- ils doivent avoir un haut point de fusion ;
- ils doivent avoir un bas ratio de vaporisation.

Dans toutes les lampes traditionnelles, c'est le filament de carbone relié aux connexions électriques qui est utilisé, mais malheureusement son rendement reste faible puisqu'il est d'environ 7 lm/W (lumen/Watt). Le tungstène remplace actuellement le carbone car il a une brillance très supérieure ; c'est un matériau très réfractaire dont la température de fusion est de 3 800°C. À ce matériau réfractaire, on ajoute des additifs comme l'oxyde de thorium pour améliorer ses propriétés. Son point de fonte est proche du carbone (3 500°C) et son ratio de vaporisation n'est pas aussi déterminant que pour le carbone, car il est compensé par le cycle tungstène halogène développé plus loin.

Une ampoule tungstène halogène utilisée en dentisterie se compose en général d'un tube fait de verre de quartz. Les températures de fonctionnement étant bien supérieures à celles des ampoules à incandescences traditionnelles, l'ampoule est réalisée dans des matériaux résistants aux hautes températures (entre 250°C et 350°C) et à une pression de 20 bars comme le quartz ou le Vycor[®]. Sa forme cylindrique favorise cette résistance. Les matières organiques et minérales présentes à la surface de la peau ayant la propriété de réagir avec le quartz en le fragilisant ou en le ternissant, il est préconisé de ne pas toucher une lampe halogène avec les doigts (Pelissier B. et coll., 2003).

Les filaments de tungstène sont en général en position transverse par rapport à l'axe général de la lampe. Chaque filament de tungstène est soudé à une feuille de molybdène, qui elle-même se poursuit par deux connecteurs en molybdène. Très souvent, la feuille de molybdène est incluse dans une base en céramique, elle-même entourée du bulbe de quartz.

Cette lampe est située dans un réflecteur dit « par focus », jouant à la fois le rôle d'orientation de la lumière émise vers l'entrée de la fibre mais aussi celui

d'absorption de chaleur, permettant une préfiltration des rayonnements. Très souvent, devant le réflecteur est placée une glace permettant de respecter le dimensionnement et l'alignement du montage optique : lampe, réflecteur, guide de lumière (figure 27) (Pelissier B. et coll., 2003).

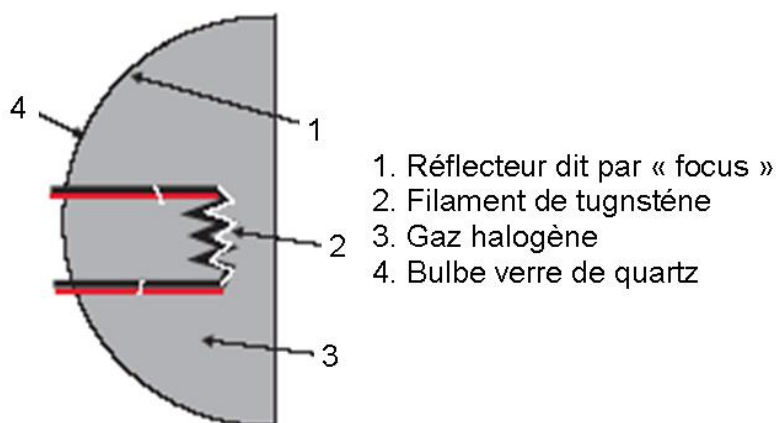


Figure 27 : représentation schématique d'une ampoule halogène

(« Lampes à photopolymériser ». Pelissier B. et coll. Encyclopédie Médico-Chirurgicale, 22-020-A-05).

Dans une ampoule se trouve un gaz de remplissage. Si cette ampoule était remplie d'air, le filament s'oxyderait rapidement et la durée de vie de l'ampoule serait de quelques dixièmes de secondes. Si à la place de l'air, on faisait le vide, le filament aurait tendance à se sublimer : il perdrait alors des atomes, s'amincirait et claquerait. On remplit donc alors l'ampoule d'un gaz inerte, argon, krypton ou xénon mélangé à un gaz halogène. Le gaz halogène limite la sublimation du tungstène par régénération (Pelissier B. et coll., 2003).

La différence essentielle entre une ampoule à incandescence et une ampoule dite halogène provient donc en grande partie du gaz de remplissage diatomique appartenant à la famille des halogènes ou à un de leurs dérivés. Les fabricants utilisent majoritairement :

- le diode de formule chimique I_2 ;
- le bromure de méthyle CH_3Br ;
- le dibromure de méthyle CH_2Br_2 .

La plupart des sources de lumière bleue visible utilisées en odontologie proviennent d'ampoules halogènes. L'énergie photonique produite par ces lampes est induite par le passage d'un courant électrique à travers un filament en tungstène contenu dans une ampoule de quartz remplie de gaz halogène. L'excitation du filament produit alors une lumière blanche contenant l'intégrité du spectre de la lumière visible. Cette lumière émise est secondairement filtrée (par 3 filtres successifs) pour ne délivrer qu'une lumière dans le domaine du bleu (entre 400 et 500 nm) (figure 28) et pour réduire la quantité d'infra-rouges (donc de chaleur) et d'ultra-violet. Le faisceau est ensuite conduit par une fibre optique.

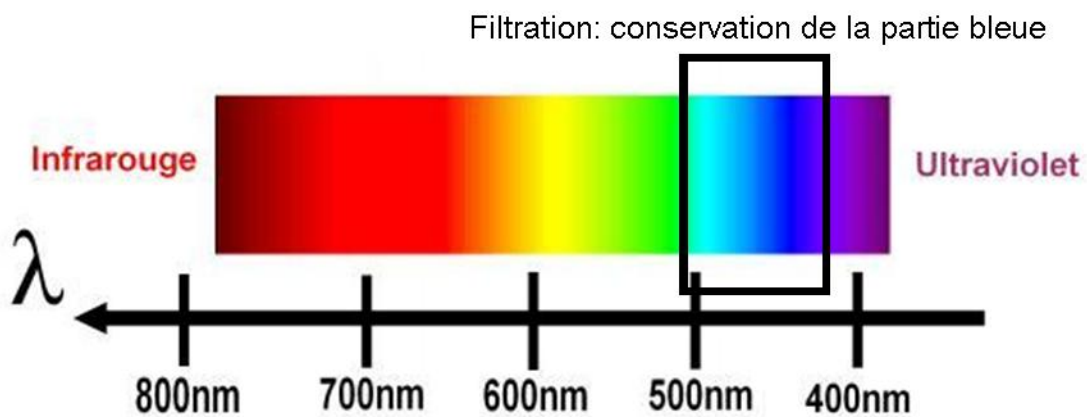


Figure 28 : filtration du spectre des lampes à photopolymériser.

La lumière émise par le filament possède un spectre émis en continu et contenant des radiations infra-rouges dégageant une quantité importante de chaleur. La majorité de l'énergie produite par les lampes halogènes se dégage sous forme de chaleur mais une petite quantité existe sous forme de lumière utile à la photopolymérisation des résines composites (Dunn W.J. et Bush A.C., 2002).

La majorité des lampes halogènes conventionnelles (figure 29) utilisent comme générateur une ampoule de 50 à 1 000 W produisant une intensité lumineuse d'environ 500 mW/cm².



Figure 29 : exemple de lampe halogène de haute énergie

(<http://www.kerrdental.com/pix/KerrDental-2/Products/DemetronLC/DemetronLC-1500x1500.jpg>) ;

(<http://www.kerrdental.fr/lampes-a-photopolymeriser/lampes-a-photopolymeriser-halogenes/productfamily/Optilux501>).

Ces lampes halogènes émettant un spectre large de lumière, une très grande partie du spectre doit être filtrée (figure 27) afin d'obtenir la lumière d'une longueur d'onde spécifique ce qui implique qu'une grande partie de la puissance irradiée ne peut donc pas être utilisée. Par conséquent, son rendement s'en trouve diminué car une très faible quantité de l'énergie produite est émise sous forme de lumière. Le reste de l'énergie produite étant transformé en chaleur, ces lampes nécessitent ainsi un refroidissement par un ventilateur qui s'avère volumineux et bruyant

A long terme, ce dégagement de chaleur est responsable d'une dégradation de l'ampoule et des filtres optiques ce qui conduit à une diminution de la puissance de la lampe. Cette perte de puissance, donc d'efficacité, diminue alors le taux de conversion des résines composites ainsi que ses propriétés mécaniques ce qui peut conduire à une défaillance de la restauration (Barghi N. et coll., 1994). Ces lampes nécessitent donc un entretien régulier afin de garantir des performances optimales.

Les lampes halogènes utilisent en effet des ampoules à durée de vie limitée devant être contrôlées régulièrement, à l'aide de radiomètres, et remplacées si nécessaire (Rueggeberg F.A. et Twiggs S.W., 1996). Attar et Korkmaz (2007) estiment une durée de vie des lampes halogènes employées en dentisterie entre 40 et 100 heures.

Rueggeberg et coll. (1994) recommandent d'utiliser une irradiance d'au moins 400 mW/cm² pendant 60 secondes pour polymériser une résine composite sur 1 mm de profondeur. L'insuffisance d'irradiance observée dans les cabinets dentaires est à imputer au manque de maintenance de ce type de lampes.

Les lampes halogènes de haute énergie ont une puissance beaucoup plus importante que les lampes halogènes traditionnelles. Cette différence s'explique par l'utilisation d'ampoules plus puissantes et l'emploi d'embouts « turbo ». Au sein de ces embouts, la concentration de la lumière dans la fibre focalise la lumière sur une petite surface. Les dernières évolutions ont vu apparaître des programmes différents avec une puissance modulable (variable de 100 à 1200 W/cm²)

Les dispositifs à lampe halogène possèdent plusieurs avantages :

- une photopolymérisation de tous les matériaux actuellement commercialisés du fait de leur spectre d'émission large ;
- un faible coût ;
- la possibilité de choisir parmi les divers systèmes destinés à contrôler la cinétique de polymérisation.

Ils présentent certains inconvénients :

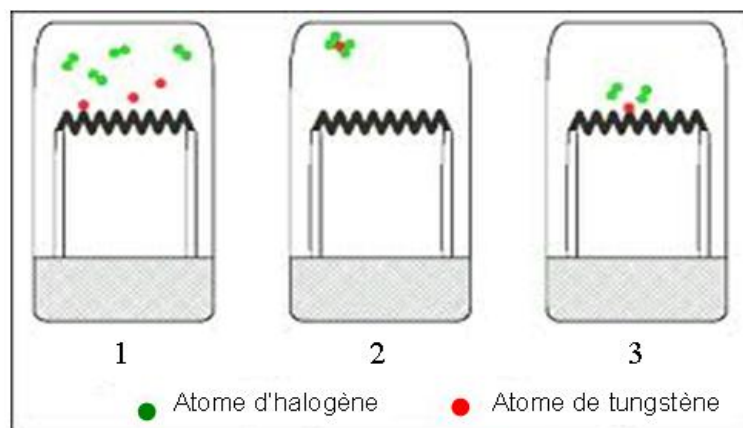
- une perte progressive de puissance de la source lumineuse impliquant une surveillance par le praticien et le remplacement de la lampe halogène ;
- un échauffement de la lampe nécessitant un système de refroidissement par ventilateur rendant le pistolet lourd, bruyant, peu ergonomique.

3.2.2.2. Le cycle tungstène halogène

Connu depuis près d'un siècle, le principe du cycle halogène n'a été mis en pratique dans la technologie des lampes qu'à la fin des années 1950. Ce cycle permet une durée de vie plus longue, une température de fonctionnement plus élevée, une efficacité supérieure à celle des ampoules à incandescence traditionnelles.

Le cycle halogène peut-être scindé en quatre phases distinctes (figure 30) :

- les molécules de dihalogène présentes à l'intérieur de l'ampoule côtoient des atomes de tungstène provenant du filament ;
- à bonne distance du filament, là où la température est la plus faible, un atome de tungstène se combine avec plusieurs molécules de dihalogène pour former une molécule de plus grande taille ;
- lorsque cette molécule est soumise à une température élevée à proximité du filament, elle se décompose en molécule de dihalogène et en un atome de tungstène qui va se redéposer sur le filament ;
- les molécules de dihalogène peuvent alors de nouveau se combiner avec un atome de tungstène pour recommencer un nouveau cycle.



1. Vaporisation d'atome de tungstène
2. Combinaison d'atomes de tungstène et d'halogène
3. Dépôt d'atome de tungstène sur le filament

Figure 30 : cycle tungstène halogène

(d'après <http://perso.id-net.fr/~brolis/docs/incand/cycle.html>).

On pourrait donc penser qu'un filament peut durer indéfiniment, cependant, le tungstène se redéposant en un point différent de celui d'où il vient, il apparaît à la longue une série de points fragiles sur le filament, sources de rupture potentielles (Baharav H. et coll., 1988 ; Fowler CS. Et coll., 1994). Ces zones fragilisées présentant une résistance électrique plus importante, elles sont plus chaudes et

moins aptes à recevoir un nouveau dépôt de tungstène. À l'inverse, les zones froides, notamment au niveau des connexions électriques, réagissent avec les molécules de dihalogène et fragilisent là aussi l'ampoule halogène. Bien que la durée de vie théorique d'une lampe halogène soit de 7 000 heures contre 1 000 heures pour une lampe à incandescence, pour une utilisation optimale, il est préférable de changer l'ampoule deux fois par an. Le type de fonctionnement intermittent des lampes à photopolymériser, la présence de filtres optiques, le confinement de ce type d'ampoule dans une pièce à main ont tendance à provoquer une usure prématurée (figure 31) (Pelissier B. et coll., 2003).

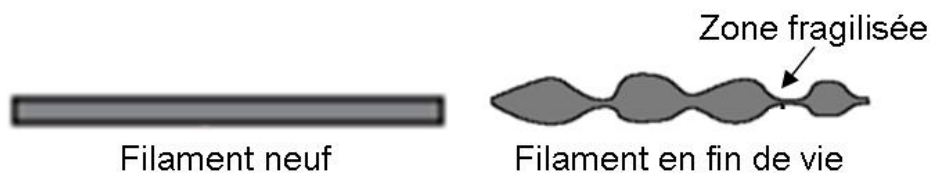


Figure 31 : usure d'un filament de tungstène

(<http://perso.id-net.fr/~brolis/docs/incand/cycle.html>).

Bien qu'encore d'actualité, les halogènes sont peu à peu délaissées du fait de leurs différents inconvénients au profit, notamment, des lampes à diodes électroluminescentes.

3.2.3. Les lampes xénon ou à arc plasma ou à haute énergie

3.2.3.1. Généralités

Dans l'échelle de température, le plasma, appelé quatrième état de la matière, succède aux états solides, liquides et gazeux. Cet état plasma est obtenu en ionisant très fortement un gaz, ce qui génère de très hautes émissions de lumière et de température. Dans cet état, maintenu par la collision d'électrons et une haute température, on trouve donc en quantité égale une très forte concentration d'ions positifs et négatifs.

Les lampes plasma produisent un spectre très proche de celui de la lumière naturelle, les étoiles étant constituées en grande partie de plasma. Dans le domaine industriel, on utilise ce type de source lumineuse dans le projecteur de cinéma ou de simulation d'éclairage solaire, dans des domaines d'endoscopie ou encore dans des appareils de vidéoprojection.

Les lampes plasma ou PAC light (*plasma arc curing light*) ont été introduites en odontologie pour diminuer le temps d'insolation pendant les techniques longues de stratification des composites (Pelissier B. et coll., 2000). Cette technique de polymérisation rapide peut-être une alternative à la dentisterie traditionnelle des lampes halogènes, mais dans certaines conditions (couches fines de composite, spectre d'absorption des photo-initiateurs en corrélation avec le spectre d'émission de la lampe qui est en général centré sur le spectre de la camphoroquinone).

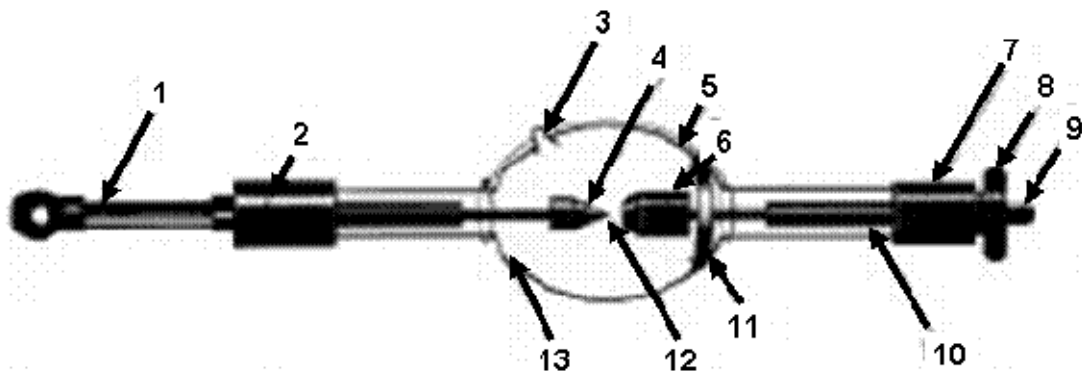
Les lampes à arc plasma appartiennent à la grande famille des lampes à décharge. Une ampoule plasma est composée de deux électrodes (anode et cathode), d'un corps de lampe en céramique ou en verre, d'un amorceur et d'un gaz de remplissage (figure 32).



Figure 32 : ampoule plasma

(<http://fr.wikipedia.org/wiki/Fichier:HLR-OSRAM-3KW-B.jpg>).

La technologie des lampes à plasma repose sur un arc électrique qui apparait entre deux électrodes tungstènes placées à très faible distance l'une de l'autre à l'intérieur d'une ampoule remplie de gaz xénon pur sous haute pression. Chaque électrode se comporte comme une anode et une cathode. Le tube, lui-même réalisé en quartz, est entouré d'un réflecteur servant à la fois à orienter la lumière et à faire une préabsorption, sorte de filtrage des rayons chauffants (rouges et infra-rouges) (figure 33).



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. Ecrou ; 9. Connexion filée ;
 10. Barreau conducteur ; 11. Revêtement réfléchissant ; 12. Espace interélectrodes ; 13. Ampoule.

Figure 33 : constitution d'une lampe plasma

(« Lampes à photopolymériser ». Pelissier B. et coll. Encyclopédie Médico-Chirurgicale 22-020-A-05).

Suite à l'application d'une haute tension, 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 (figure 34).

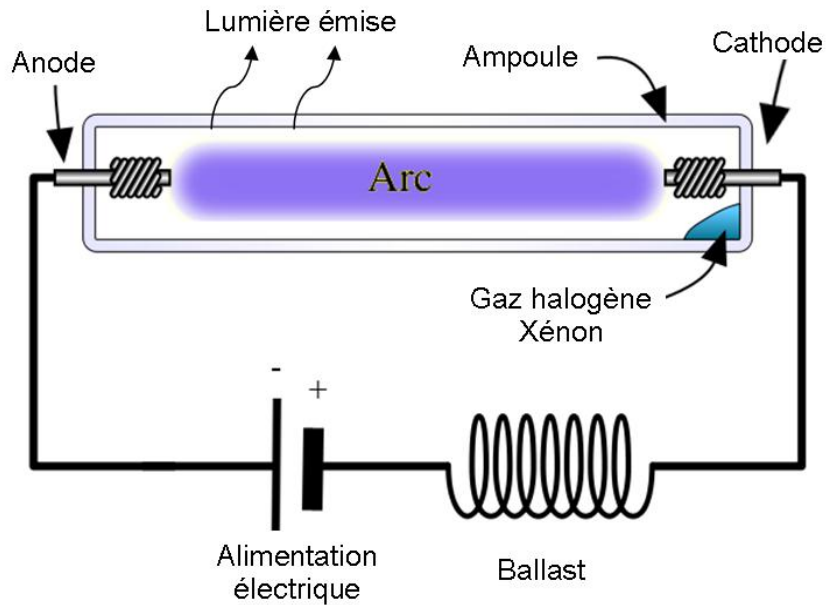


Figure 34 : schéma d'une lampe au Xénon

(<http://www.kit-xenon.biz/fr/fonctionnement-lampe-xenon-hid/>).

Le plasma a deux zones d'émissions fortes de 440 à 500 nm et dans les infrarouges. Il est donc nécessaire de filtrer tous les rayonnements situés au-delà de 500 nm, comme pour les lampes halogènes afin de ne laisser passer que les longueurs d'onde permettant l'excitation de la camphoroquinone. Cette longueur d'onde se situe aux alentours de 470 nm (Yoon T.H. et coll., 2002) (figure 35).



Figure 35 : lampe Appolo 95 E Elite® de DMT

(http://fr.medwow.com/med/dental-curing-light/apollo/95e/95e.mth36572_200_200.jpg).

La cathode qui émet des électrons est d'autant plus efficace que le tungstène est dopé (influence sur la vie de la lampe). Sa forme est très importante car elle définit en général la forme de l'arc. Enfin, c'est son usure qui limite la vie de nos lampes à photopolymériser. L'anode reçoit les électrons et, de ce fait, est victime d'une élévation de température obligeant nos lampes à avoir des systèmes d'évacuation très intenses et malheureusement bruyants. Le dégagement de chaleur peut même entraîner des réactions pulpaires.

D'une façon générale, la photopolymérisation des résines composites par les lampes halogènes et les lampes LED augmentent la température de 2 à 8°C au niveau de la chambre pulpaire (Bouillaguet S. et coll., 2005).

Cette augmentation est encore plus importante avec les lampes plasma à cause de la chaleur générée par ces appareils (Ozturk B. et coll., 2004).

Une étude de Caughman et coll. (2002) montre que les arcs plasma pouvaient dégager jusqu'à 10 fois la chaleur produite par les LED (tableau 1).

Lampes	Type de lampes	Temps d'exposition (s)	Maximum de température (°C) sans composite	Maximum de température (°C) avec composite
Optilux 501	QTH	40	7.1 +/- 0.6	8.3 +/- 0.2
Power PAC	PAC	10	22.1 +/- 2.2	12.4 +/- 0.1
CoolBlu	LED	10	1.8 +/- 0.1	4.9 +/- 0.1
CoolBlu	LED	20	2.4 +/- 0.1	5.2 +/- 0.2

Tableau 1 : tableau montrant l'augmentation de température intra-pulpaire avec différents types de lampes à photopolymériser

(d'après « In vitro intrapulpal temperature rise with a variety of lights sources ». Caughman W.F et coll. IADR, Abstract 0509, 2002).

Si l'efficacité lumineuse des lampes à incandescence est limitée par la température de fusion du filament de tungstène (= 37 lm/W ou au plus 45 lm/W avec des

ampoules en verre spécifique) et si elles peuvent atteindre de températures de couleur inférieure à 3 400 K (Kelvin), les lampes aux halogénures métalliques apportent de toutes nouvelles possibilités. Les principaux avantages par rapport aux lampes à incandescence sont les suivants :

- une efficacité lumineuse trois à quatre fois supérieure, pouvant atteindre près de 100 lm/W ;
- une répartition spectrale approchant de celle de la lumière du jour, avec une température de couleur de couleur situé entre 4 500 et 6 500 K ;
- une luminance 20 fois supérieure qui est proche de la source de lumière ponctuelle idéale ;
- la plupart des lampes plasma sont réamorçables à chaud, à tous les stades de refroidissement.

3.2.3.2. Caractéristiques de fonctionnement

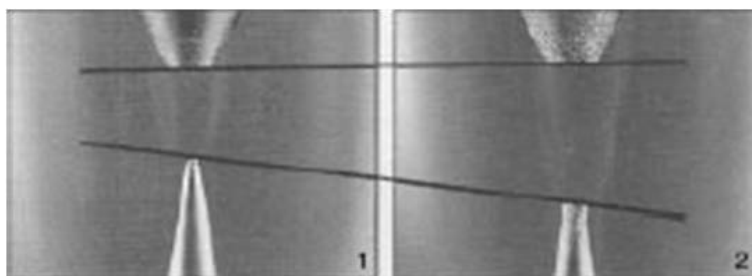
Le cycle d'allumage d'une lampe plasma peut se décomposer en trois phases : l'amorçage, le survoltage et le maintien.

Pour obtenir l'établissement d'un arc plasma, il faut tout d'abord créer l'ionisation du gaz présent dans l'ampoule. Pour cela, une décharge électrique de haute tension (de 15 000 à 20 000 Volts (V) pendant 50 nanosecondes) est appliquée entre les deux électrodes, cette impulsion représentant une énergie de 0,7 Joules (J). Une fois l'amorçage réalisé, un arc se forme entre les électrodes. Cet état étant très bref, une tension de 170 V est appliquée pendant 300 millisecondes (ms) pour maintenir l'allumage et ne pas souffler l'arc. Enfin, un courant continu est appliqué entre les deux électrodes pour assurer le régime de fonctionnement de la lampe, la tension variant de 12 à 16 V suivant l'usure et la puissance de la lampe (Pelissier B. et coll., 2003).

En fonctionnement, la cathode émet des électrons qui migrent à travers l'arc pour venir frapper l'anode. Pour cette raison, les deux électrodes ont des géométries très différentes (figure 32) et leur usure n'est pas uniforme. En effet, 80 % de l'énergie thermique générée étant conduit par l'anode, celle-ci est de masse plus importante.

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

Pendant le fonctionnement de la lampe et plus particulièrement à chaque amorçage, des électrons sont prélevés sur l'anode ce qui amène à une détérioration de celle-ci. L'anode se détériorant, l'espace entre les deux électrodes grandit petit à petit (figure 36), l'amorçage devenant de plus en plus aléatoire. De plus, la matière extraite de la cathode vient se fixer sur l'enveloppe de verre de l'ampoule, diminuant le rendement lumineux de la lampe plasma. Les constructeurs de lampe garantissent leur produit pour 500 heures de fonctionnement. Dans le cadre d'une utilisation dans le domaine dentaire, c'est moins la durée de fonctionnement que le nombre d'amorçages qui dégrade la lampe. La moyenne d'amorçages réalisables avec une lampe se situe aux alentours de 50 000 amorçages, soit une durée de vie comprise entre 24 et 36 mois. Si une lampe fonctionne de manière pulsée, la durée de vie s'en trouve diminuée. Le changement de l'ampoule est assez onéreux (Pelissier B. et coll., 2003).



1. Après 5 heures de fonctionnement.
2. Après 1 000 heures de fonctionnement.

Figure 36 : détérioration des électrodes

(« Lampes à photopolymériser ». Pelissier B. et coll. Encyclopédie Médico-Chirurgicale 22-020-A-05).

Le facteur essentiel du fonctionnement d'une lampe plasma est l'espace entre l'anode et la cathode. Plus cet espace augmente, moins l'énergie lumineuse est intense. À titre informatif, la brillance d'une lampe à xénon varie entre 20 000 et 500 000 cd/cm^2 (cd : Candela), alors que celle du soleil varie entre 100 000 et

150 000 cd/cm². L'amorçage de la lampe xénon se fait toujours à l'aide d'un pic de voltage s'échelonnant entre 10 000 et 30 000 V et durant 0,2 à 0,5 seconde. Suivant ce pic, la lampe fonctionne en bas voltage se situant entre 12 et 24 V. Il est à signaler qu'une lampe plasma est en général réamorçable à chaud. La durée de vie d'une lampe, dans la mesure du respect de l'alimentation, est influencée par trois éléments essentiels :

- le temps de fonctionnement : plus celui-ci est court et répétitif et moins la durée de vie est importante ; par exemple, une lampe donnée pour 10 000 heures en usage normal ne dépasse pas 10 à 20 heures en usage dentaire ;
- le refroidissement : l'évacuation de la chaleur d'une lampe plasma est fondamentale et une surélévation de la température conduit à la diminution de la vie des électrodes ;
- une lampe prévue pour travailler horizontalement ne peut pas travailler verticalement ; il existe un angle maximum d'acceptance bien connu des fabricants.

La durée de vie d'une lampe utilisée dans de mauvaises conditions peut être réduite de 50 fois sa valeur.

Bien que l'augmentation de l'intensité lumineuse permette un gain de temps avec ce type de lampe, elle accroît également de manière indésirable les contraintes de polymérisation. En effet, une polymérisation trop rapide peut entraîner une conversion trop brutale, à l'origine de contraintes importantes pouvant créer un hiatus. Ce dernier peut-être à l'origine d'une reprise de carie, d'une coloration marginale ou d'une douleur post-opératoire.

3.2.4. Les lampes à diodes électroluminescentes ou LED

La perte progressive de puissance des lampes halogènes (El-Mowafi O. et coll., 2005) et leur faible rendement, les contraintes de polymérisation engendrées par la forte puissance des lasers et des lampes à arc plasma sont des inconvénients majeurs lors du choix d'une lampe à photopolymériser par le praticien. La nouvelle technologie des lampes à photopolymériser basée sur l'emploi de diodes

électroluminescentes semble constituer une alternative intéressante aux technologies précédemment citées.

Depuis peu, pour lancer la réaction de polymérisation, il existe un dernier type de source lumineuse, la source LED, qui nous semble idéale car son spectre est strictement complémentaire de celui de la camphoroquinone, sans aucune autre émission parasite (Mills R.W., 1995 ; Whitters C.S. et coll., 1999 ; Kurachi C. et coll., 2001 ; Pelissier B., 2002 ; Pelissier B. et coll., 2002 ;).

En termes de résultat, la dernière génération de lampes à photopolymériser à base de diodes électroluminescentes concurrence maintenant les lampes halogènes, pour un poids n'excédant pas 200 g, batterie comprise. Technologie la plus récente, les diodes électroluminescentes sont tout simplement des dispositifs à semi-conducteur, émettant une radiation électromagnétique en présence d'une polarisation directe.

Leurs principaux avantages sont :

- un fonctionnement à basse température ;
- une haute stabilité mécanique ;
- une très longue durée de vie ;
- un spectre d'émission très étroit.

3.2.4.1. Description

À la différence des autres sources de lumière employées pour la photopolymérisation (ampoules, tubes), ces diodes sont des micro-plaquettes solides qui transforment directement l'énergie électrique en énergie photonique.

Les lampes à LED (*Light Emitting Diode* en anglais) utilisent des semi-conducteurs qui génèrent une émission lumineuse stimulée par un courant électrique de basse tension (quelques volts). Selon la nature de ces semi-conducteurs, la lumière émise peut être poly-chromatique ou spécifique. Les lampes à photopolymériser exploitent aujourd'hui des diodes inorganiques qui émettent dans les longueurs d'onde du bleu (entre 440 et 490 nm).

Le corps de ce type de lampes est une puce semi-conductrice lumineuse (ou « dé ») placée dans une coupelle qui canalise le flux lumineux, l'ensemble étant complètement encapsulé dans un matériau plastique transparent, généralement une résine époxy, qui joue le rôle de lentille et détermine l'angle d'émission lumineuse (figure 37). Cette encapsulation rend les LED très résistantes aux chocs, par contraste avec une ampoule de verre. La puce est constituée par deux moitiés de semi-conducteur reliées entre eux par une jonction : l'une des moitiés a des charges positives et l'autre des charges négatives.

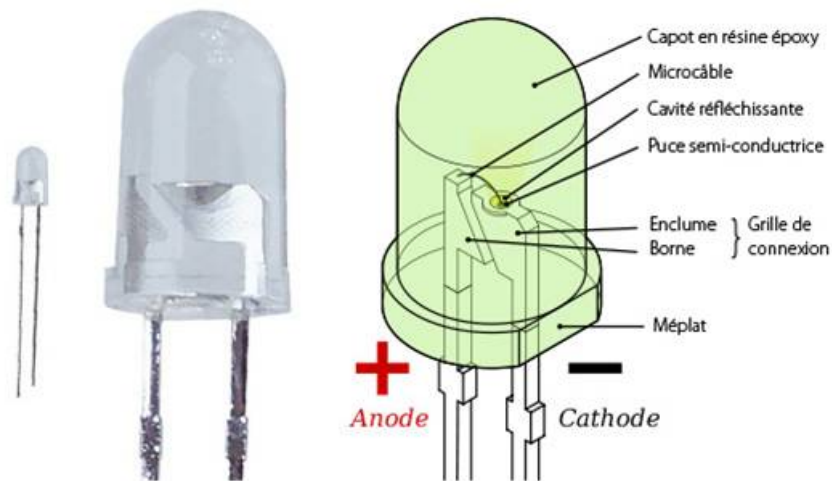


Figure 37 : représentation d'une LED

(<http://universal-led.wifeo.com/images/l/led/led-schema-fr.jpg>).

Lorsque l'énergie électrique apportée est suffisante, les électrons sont attirés par les charges positives avec lesquelles ils se recombinent. Chaque fois qu'un électron se recombine à une charge positive, l'énergie potentielle électrique est transformée en énergie électromagnétique. Pour chaque recombinaison, un quantum d'énergie électromagnétique sera émis sous la forme d'un photon lumineux dans la fréquence caractéristique de la nature du semi-conducteur : la couleur de la lumière émise par une LED est donc déterminée par la composition chimique du semi-conducteur.

Le composant LED est fabriqué à base de silicium, voire de germanium. Pour devenir de bons conducteurs, ces deux matériaux peuvent être dopés. Ceci est important, car ils sont de très mauvais conducteurs (un atome dopeur pour un million d'atome de silicium). La seconde caractéristique de la diode est que, suivant les dopages utilisés, nous avons des couleurs d'émission différentes (figure 38). Donc le choix de la longueur d'onde dépend du dopage possible du silicium. Les dopages classiques sont :

- pour le rouge : oxyde de zinc, gallium, phosphore ;
- pour l'orange et le jaune : utilisation en plus de l'arsenic ;
- pour le bleu et le vert qui nous intéresse en dentisterie : utilisation des galliums phosphores ou des galliums azotes.

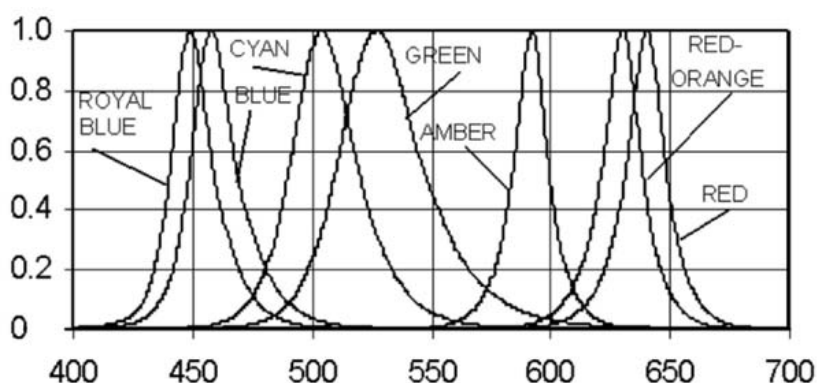


Figure 38 : spectres de différentes diodes électroluminescentes

(<http://strock.pi.r2.3.14159.free.fr/Ast/Art/Tension/SpectreLuxeon-A.png>).

La diode émet une lumière monochromatique. Ainsi, la quasi totalité de la puissance dégagée par une LED peut-être convertie en radiation lumineuse. Le spectre émis, relativement étroit, permet de cibler les radiations lumineuses dans le spectre de la camphoroquinone (aux alentours de 470 nm), permettant ainsi un minimum de dégagement de chaleur. Il n'y a alors plus besoin de filtre, ce qui permet de diminuer la puissance initiale de la lampe. Néanmoins, l'étroitesse de ce spectre empêche l'utilisation de résines composites contenant d'autres types de photo-initiateurs (à l'inverse des lampes halogène au spectre plus large) (figures 39 et 40). C'est la

raison pour laquelle la dernière génération des lampes LED comporte deux séries de LED à 2 spectres d'émission différents.

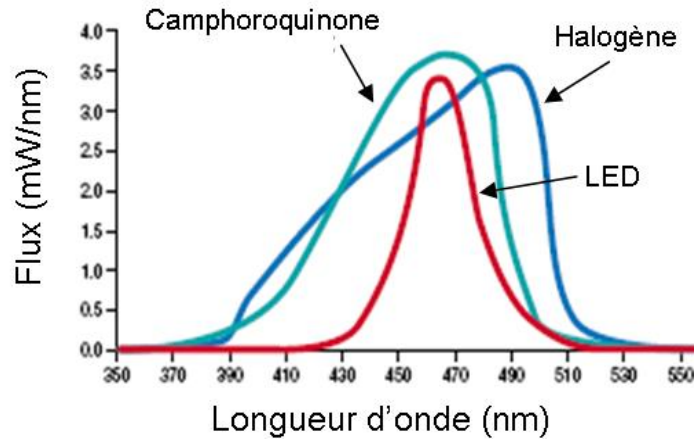


Figure 39 : spectres comparés d'une lampe LED, d'une lampe halogène et de la camphoroquinone

(d'après « Photopolymérisation des composites dentaires : quoi de neuf ? ». Bolla M. et coll. Journal Dentaire du Québec. VOL. XXXIX – AVRIL 2002).

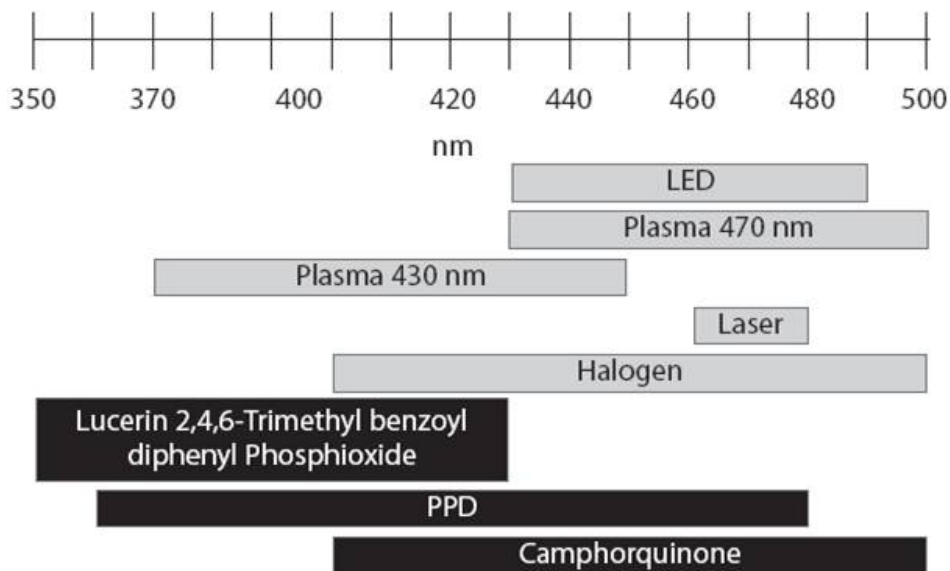


Figure 40 : spectres d'émission des différentes lampes à photopolymériser et les spectres d'absorption de différents photo-initiateurs

(d'après « Developments in polymerization lamps ». Jiménez-Planas A. et coll. Quintessence International, Volume 39 - Number 1 -January, 2008).

L'échauffement de la lampe est très faible et l'alimentation peut se faire en basse tension (6 ou 12V). Cette consommation moindre d'électricité permet d'avoir une lampe sans cordon, uniquement alimentée par batterie (meilleure ergonomie). On notera également, pour certaines lampes, l'absence d'effet mémoire de cette batterie permettant de recharger indéfiniment (ou presque) la lampes LED (entretien simplifié). De plus, les diodes ont une durée de vie de plusieurs dizaines de milliers d'heures.

La faible exothermie des lampes LED engendre ainsi moins d'échauffement au niveau pulpaire. Il permet par ailleurs de ne pas avoir recours à un ventilateur pour refroidir la lampe d'où un silence d'utilisation plus confortable.

3.2.4.2. Les différentes générations de lampes LED

Les travaux initiaux sur les LED ont commencé dans les années 1960 avec les premières combinaisons du gallium, d'arsenic et du phosphore (GaAsP). Cet assemblage conduisait à des émissions très faibles dans le rouge (à une longueur d'onde autour de 655 nm). Ce n'est que progressivement que les LED ont élargi leur spectre d'émission pour atteindre les rayonnements dans le bleu, puis dans les ultra-violets.

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

C'est au canadien Kennedy que l'on doit la première description d'une lampe à photopolymériser employant une source LED utilisable en dentisterie. Il s'agit d'une suite de brevets dont le premiers date du 13 septembre 1993 (Kennedy J., 1991 ; Kennedy J., 1993 ; Kennedy J. et coll., 1994). Certes, on note quelques ressemblances avec les travaux de McDermott (1991), mais l'originalité de l'avoir appliqué à la dentisterie reste entière. La première publication sur le sujet dans les

revues dentaires de grande diffusion est due à Robin W. Wills en mars 1995. À partir de cette date tout va très vite : on ne dénombre pas moins de 100 articles se rapportant aux LED et à la dentisterie entre 1995 et 2000 et les publications n'ont fait qu'augmenter les années suivantes. Tout ceci conduit à l'arrivée rapide des lampes LED pour polymériser les composites dentaires sur le marché. Cette arrivée des LED sur le marché peut se diviser en trois périodes ou générations (Pelissier B. et coll., 2009).

3.2.4.2.1. Les lampes de première génération

Très peu puissantes, voire inefficaces pour une polymérisation correcte, elles émettaient dans le champ de longueur d'onde trop étroit. La première génération se reconnaît par le fait qu'elle utilise plusieurs LED et à une puissance dépassant rarement 250 mW. Les plus connues durant cette période étaient la Starlight[®] de Mectron, l'Aqua Blue[®] de Toesco, la CoolBlu[®] de DS. Mais la lampe type, qui dominait le marché LED à cette époque, était la Freelight[®] (Dunn W.J., 2002). Elle était sensée émettre 200 mW/cm² à 470 nm, chiffre multiplié par deux en terme d'efficacité par rapport aux lampes halogènes et plasmatisques. En effet, contrairement à ces lampes, les lampes à LED de cette génération ne fournissaient un rayonnement qu'à 460-470 nm c'est-à-dire uniquement à la longueur d'onde efficace à la photopolymérisation dentaire. À l'époque, cela laissait entendre qu'il fallait multiplier par deux les puissances d'une lampe à LED par rapport à une lampe halogène, dans la mesure où une lampe à LED n'émettait uniquement un rayonnement « actif » pour la polymérisation des composites.

Si, technologiquement parlant, ce fut une révolution, il fallut admettre très rapidement que la puissance était insuffisante. Cette faible puissance associée à un spectre étroit (de 20 nm environ) limitait considérablement les applications et donnait une image très moyenne à cette technologie. Pour tenter de compenser ces manques, des programmes relativement longs (de 15 à 60 secondes) étaient utilisés mais cela ne donnait pas les résultats recherchés en termes de polymérisation (Pelissier B. et coll., 2009).

Les grandes caractéristiques de ces lampes étaient d'utiliser plusieurs LED (entre 7 et 20 LED, jusqu'à 64 dans la GC e-light®) de faible énergie, une batterie avec une bonne autonomie et une absence de chaleur donc de ventilateur (Porko C., 2001). Le sommet technologique de cette génération fut la GC e-light® (figure 41) qui, grâce à ses 64 LED, dépassait 500 mW/cm². Ce fut la lampe de transition entre la première et la seconde génération.



Figure 41 : lampe GC e-light®

(<http://www.nature.com/bdj/journal/v192/n6/full/4801372a.html>).

3.2.4.2.2. Les lampes de deuxième génération

Elles font leur apparition en 2002 sur le marché dentaire. À la différence des précédentes, ces lampes intègrent pour la plupart la même et unique LED : la LED Luxeon® de Lumiled (Blue Rex® pour l'odontologie). Une seule LED (composée en vérité de quatre micro-LED) permet de dépasser largement les 1 000 mW/cm² (Strydom C., 2002). Le spectre quant à lui n'est que légèrement plus large (460-480 nm) mais la forte puissance permet un étalement de la base du spectre, qui donne alors des zones actives entre 450 nm et 585 nm.

Ces lampes sont petites, pour certaines sans ventilateur et offrent un menu simple et convivial. Elles sont alimentées par des batteries sans effet mémoire de type lithium-ion (Li-ion) ou nickel-métalhydrure (Ni-MH). Un gros avantage de ces lampes est de disposer à la fois de programmes *fast curing* rapides (de 10 à 20 s), mais aussi de programmes pulsés découverts avec les lampes plasma et également de

programmes *softs* de différents profils (de 20 à 40 s). On note malheureusement le retour d'un ventilateur pour certaines d'entre elle, avec le problème de l'encombrement, du bruit et le risque d'infection croisée (Pelissier B. et coll., 2009).

Malgré leur prix un peu supérieur, elles ont vite remplacé les lampes halogènes car elles sont d'une incroyable simplicité d'utilisation et d'une ergonomie de travail sans précédent.

Les plus connues de cette génération sont la BluePhase[®] de Ivoclar, la LE Demetron[®] de Kerr, la Radii[®] de SDI ou encore la Mini LED[®] de SEDR (figure 42).



Figure 42 : lampes à LED de seconde génération.

(<http://www.ivoclarvivadent.fr/fr/tous-les-produits/led-curing-lights/>) ; (<http://www.kerrdental.com/>) ; (<http://www.acteongroup-products.com/fr/mini-led-tm>).

Celle qui ouvra la voie à la troisième génération est l'Ultra-Lume[®] d'Ultradent qui comporte deux séries de LED (multi-LED) ce qui lui donne deux spectres d'émission différents (figure 43)

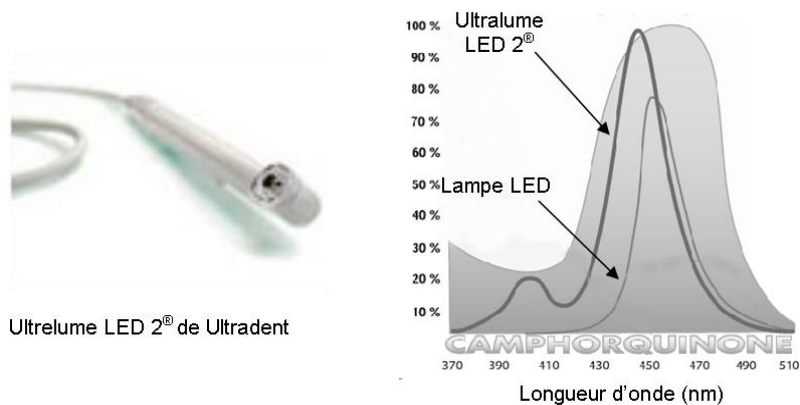


Figure 43 : lampe Ultralume LED 2[®] et son double spectre d'émission

(<http://www.dentalcompare.com/4426-Dental-LED-Curing-Lights/33756-Ultra-Lume-LED-2/>) ; (plaquette publicitaire Ultralume LED 2 d'Ultradent products).

3.2.4.2.3. Les lampes de troisième génération

Alors que les lampes de première et de deuxième générations se distinguent par leur technologie, la troisième génération présente des lampes conçues par des cliniciens et des ingénieurs sur un cahier des charges écrit par des praticiens. Ces LED de troisième génération sont en réalité un assemblage de plusieurs LED de base émettant chacune à des longueurs d'ondes identiques, complémentaires ou différentes (Moussaly C. et Cazier S., 2008).

Extérieurement semblables aux générations précédentes, elles sont, en réalité, fondamentalement différentes (figure 44).



Figure 44 : lampes à LED de 3^{ème} génération

(http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en_US/3M-ESPE-NA/dental-professionals/products/category/curing-light/elipar-s10/) ; (<http://www.kerrdental.com/>) ; (<http://www.acteongroup-products.com/fr/mini-led%28tm%29-autofocus-2>).

3.2.4.2.3.1. Caractéristiques générales

La puissance évolue de 1 000 à 6 000 mW, ce qui correspond à des densités de puissance allant de 2 000 à 25 000 mW/cm² c'est-à-dire dix fois la puissance d'une lampe au xénon plasma ou 25 fois une lampe halogène. Cependant, elles peuvent également fournir 100 ou 200 mW/cm² sans perdre la moindre de leurs qualités. Cela signifie en outre que la lampe de troisième génération fournit la puissance désirée au moment désiré. Une lampe peut ainsi polymériser en effet flash (0,5 s) avec de fortes puissances un ciment orthodontique, assurant un positionnement des braquets rapide et précis. Par ailleurs, cette même lampe peut polymériser sur un temps plus long (20 s) un ciment ou composite très complexe en multicouches avec une puissance évoluant entre 100 et 400 mW/cm² (Pelissier B. et coll., 2009).

Le spectre peut s'étendre sur toutes les longueurs d'onde. En odontologie, une lampe à LED de cette génération émet suivant différents spectres. Certaines lampes ont judicieusement choisi d'étaler leur spectre d'émission afin de polymériser tous les produits photosensibles. Cet étalement est favorable si la lampe peut être très puissante (supérieur à 5 000 mW/cm²). La répartition obtenue est ainsi de 20 à 30 % entre 390 et 440 nm, 60 à 70 % entre 445 et 475 nm et le reste entre 480 et 510 nm (figure 45).

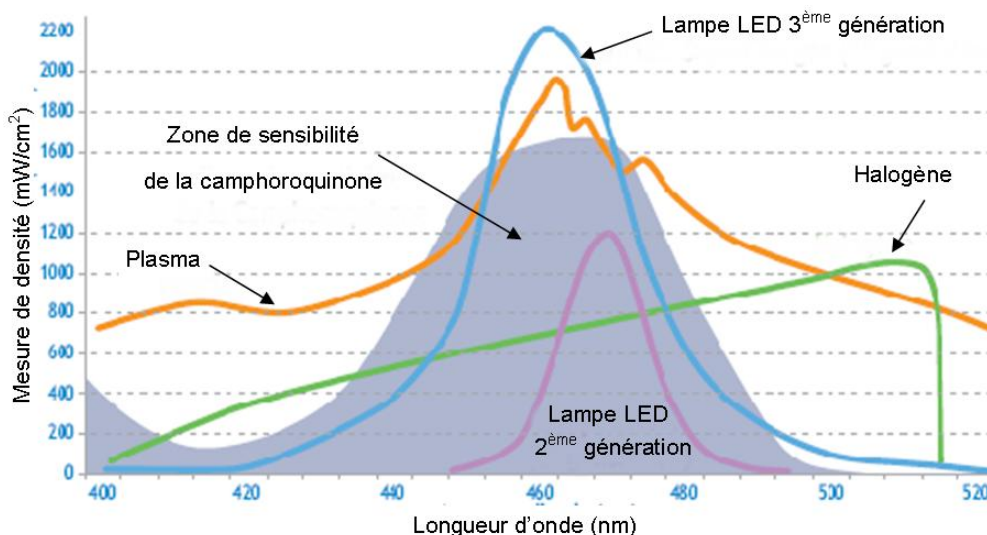


Figure 45 : spectre d'émission de la lampe à LED de 3^{ème} génération

(« Évolution des lampes à photopolymériser :troisième génération des lampes à LED et applications cliniques ». Pelissier B. et coll. EMC-Stomatologie/Odontologie, 22-020-A-09, 2009).

Ce spectre peut être sélectionné de manières différentes ; ainsi, certains fabricants privilégient la puissance à une longueur d'onde étroite (450-470 nm), alors que d'autres préfèrent choisir un spectre plus universel en diminuant la puissance sur une longueur d'onde spécifique ne correspondant pas à leurs propres composites. L'arrivée récente de diodes UV permet d'imaginer une couverture totale du spectre (de 310 nm à 850 nm et même plus) par ces LED (Pelissier B. et coll., 2009).

Alors qu'une lampe halogène consomme beaucoup d'énergie pour n'en refournir que 20 % utilisable pour la photopolymérisation entre 450 et 470 nm (et même seulement 10 % pour une lampe xénon plasma) (Harrington L. et Wilson H.J., 1995 ; Lynch C. et coll., 2003 ; Pelissier B. et coll., 2006), une lampe LED fournit 95 % d'énergie utilisable dans son spectre d'émission. Ceci a de multiples conséquences. Alors qu'une lampe traditionnelle devait se voir interposer des filtres photoniques ou calorifiques pour supprimer les radiations dangereuses (les ultra violets) ou thermiquement agressives (les infra rouges), la LED n'émet aucun rayonnement parasite : le rendement est maximal. Les filtres utilisés dans les lampes conventionnelles restituent en chaleur le rayonnement filtré d'où la nécessité d'employer des ventilateurs pour évacuer cette chaleur. De plus, ces ventilateurs consomment eux-mêmes de l'énergie. Si l'on rassemble toutes ces pertes d'énergie (chaleur, ventilateur) ou ces énergies non utilisées (halogène, plasma), il est possible d'estimer qu'une lampe à LED de troisième génération, à puissance égale, consomme entre 5 et 10 fois moins qu'une lampe xénon plasma. C'est pourquoi une simple batterie (12 V) peut remplacer le courant fourni par le secteur (220 V) et la disparition du câble d'alimentation ainsi autorisée permet aux praticiens d'être plus libres dans leurs mouvements (Pelissier B. et coll., 2009).

L'élément indispensable des lampes à LED est la batterie. Toutes lampes à LED de troisième génération et de qualité se doit d'utiliser une batterie. Grâce à elle, le praticien dispose de plus de 2 heures d'autonomie avec une puissance de 5 000 mW/cm² (Mills R.W. et coll., 2002 ; Cattani-Lorente M. et coll., 2003) et se voit enfin libéré du cordon d'alimentation.

Alors que le *design* des lampes de deuxième génération avait considérablement évolué par rapport à la première génération, les lampes de troisième génération ont gardé les grandes lignes connues et validées par les praticiens :

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

3.2.4.2.3.2. Solutions apportées par ces lampes

Depuis l'apparition de la photopolymérisation en odontologie, un certain nombre de questions se posait et de nombreux débats sur la puissance, sur le spectre de rayonnement, sur la contraction des composites ou sur le rôle de la chaleur libérée ont eut et ont encore lieu. Bien que des travaux aient été publiés sur ces différents sujets, jamais aucune réponse précise n'a été apporté car toutes ces analyses étaient et restent encore très dépendantes des facteurs évoluant sans cesse comme la source d'énergie (lampe à photopolymériser) et la matière à activer (composite de restauration, de scellement et les *bonding*) (Neo J.C. et coll., 1986 ; Musanje L. et Darvell B.W., 2003).

La troisième génération s'est penchée sur la résolution de ces problèmes : quelques réponses ont été apportées. Aujourd'hui, il convient de choisir comme référence de valeur maximale d'énergie que peut fournir une lampe à photopolymériser, celle qui permet à la fois de polymériser des brackets d'orthodontie en moins de 1 seconde, de sceller au travers des coiffes céramiques ou au travers d'inlays, de permettre une polymérisation des composites avec un minimum de contraction et de stress durant la phase de polymérisation initiale (Davidson D.F. et Suzukil M., 1999 ; Rueggeberg F.A., 1999 ; Yap A.U. et Seneviratne C., 2001 ; Tanoue N. et coll., 2003).

On relève que ces trois caractéristiques sont antagonistes mais les lampes à LED de troisième génération semblent apporter quelques solutions.

- La première réponse apportée est celle de la puissance. Ces lampes sont capable d'offrir des intensités d'insolation extrêmement variable, tant en basse qu'en haute énergie. Certaines lampes peuvent donner moins de 50 mW/cm²

pendant plus de 100 secondes sans aucun échauffement perceptible et avec une parfaite régularité. Ces mêmes lampes, par simple choix de menu, donne 40 000 mW/cm² assurant une polymérisation flash pour l'orthodontie (Pelissier B. et coll., 2009).

- Cette disposition à volonté de l'énergie nécessaire à toutes les situations cliniques conduit à la maîtrise des profils et des modulations liant le temps et la puissance. Jusqu'à l'arrivée de la troisième génération, les basses comme les hautes puissances étaient totalement incompatibles. Certaines lampes (xénon plasma en particulier) ne pouvaient jamais émettre en dessous de 80 % de leur puissance nominale. Le même problème, à plus faible échelle, s'est retrouvé avec les premières LED et certaines ampoules halogènes. Toutes ces lampes fonctionnaient en quelque sorte en « tout ou rien ». L'arrivée de cette troisième génération de lampes à LED offre toutes les possibilités désirées avec la même surface d'émission et les réponses aux ordres des différents menus sont quasi instantanées. Il est donc possible d'avoir aujourd'hui un programme liant temps et puissance avec le profil souhaité et ce, sans aucune restriction (Pelissier B. et coll., 2009).

- La troisième solution apportée est la maîtrise de la densité de puissance. La densité de puissance est l'énergie reçue par la surface du composite, à la différence de la puissance qui est l'énergie de lumière émise par la source lumineuse. Plus la distance augmente, plus la lumière diverge et donc moins elle est puissante sur la surface éclairée.

Par ailleurs, il existe une décroissance physique (au carré de la distance) reliant puissance émise et distance parcourue (Pelissier B. et coll., 2003 ; Pelissier B. et Duret F., 2007). Jusqu'à présent, cette correction était faite par le praticien pendant la phase clinique d'irradiation, au risque de sous-estimer la perte énergétique.

De nombreuses publications ont conseillé aux expérimentateurs de positionner leur lampe entre 5 et 8 mm de la surface du composite afin de ne

pas « surestimer » la puissance de la lampe (Rueggeberg F.A. et Jordan D.M., 1993 ; Yap A.U., 2000).

Les lampes à LED de troisième génération, du fait de leur faible encombrement et de leur rapidité de réponse aux impulsions électriques reçues à partir des menus, ont permis de proposer une nouvelle fonction appelée autofocus afin de prendre en compte cette modification de puissance en fonction de la distance. Le principe de l'autofocus développé pour certaines lampes à LED de troisième génération a pour objectif d'apporter une réponse à la perte énergétique engendrée par cet éloignement naturel ou volontaire de la fibre par rapport à la surface du matériau à photopolymériser. L'autofocus corrèle le temps de l'irradiation lumineuse en fonction de la mesure de la distance entre l'extrémité du guide optique et la surface du composite, comme l'autofocus d'un appareil photo corrèle la netteté en fonction de la distance entre l'objectif et l'objet à photographier. Sur le même principe, il aurait pu être choisi de corrélérer la puissance mais, malgré différents essais cherchant à corrélérer la mesure de distance par les techniques dites de mesure de « temps de vol », ceci a été abandonné face à la complexité de leur mise en œuvre. Actuellement, la corrélation se fait avec une mesure de l'intensité réfléchie à la surface du composite et non plus avec une mesure de la distance. La lampe envoie un mince faisceau lumineux ou émet sa lumière de polymérisation à faible intensité (4% dans la Mini LED AF[®]). Après avoir réfléchi sur le composite, ce faisceau revient dans le guide, puis frappe la surface d'une cellule photodiode sélective (spécifique à la détection du rayon indicateur). Cette photodiode laisse passer plus ou moins de courant en fonction de l'intensité reçue : cette information permet à un microcalculateur associé et calibré d'en déduire la distance en fonction de la mesure de la puissance réfléchie par la composite. Si cette puissance est faible, le temps est allongé et inversement (Pelissier B. et coll., 2009).

- La dernière solution apportée est une orientation optimale du rayonnement. Plus le temps d'irradiation est court, plus le positionnement du faisceau dans la bonne direction est important. Si on s'éloigne de l'axe optique de projection,

la puissance reçue à la surface du composite diminue. Il existe par conséquent deux types de réduction de la puissance : celui lié à l'éloignement de la source (Rueggeberg F.A. et coll., 2000) et celui lié à l'éloignement de l'axe optique et central de la lumière.

Un autre facteur peut donc influencer significativement la puissance du faisceau lumineux donc la polymérisation du composite : il s'agit donc de la divergence des rayons à la sortie du guide de lumière. Plus on s'éloigne et plus la divergence est grande (Pelissier B. et Duret F., 2007). Il faut aussi savoir que la puissance réelle signalée d'une lampe est toujours mesurée dans une zone centrale bien circonscrite. Le praticien ne pouvant pas réellement voir où se situe cette zone au moment de la mise en fonction de sa lampe, compte tenu de la puissance éblouissante de la lampe sur une dent, il est apparu fondamentale d'associer à cet autofocus l'indication de la zone optimale de puissance (donc de mesure) avant de lancer la photopolymérisation elle-même. Pour ce faire, un cercle de visée rouge a été créé (appelé généralement fonction laser ou de visée) précédant l'émission de lumière bleue, visible (figure 46). Il suffit alors au praticien de positionner ce cercle de lumière non polymérisant au centre de la reconstitution avant de lancer la polymérisation pour être certain qu'il éclairera au bon endroit.



Figure 46 : illustration de la fonction de visée

(plaquette publicitaire pour la lampe miniled 2 autofocus® de Satelec).

Les deux facteurs autofocus et fonction laser optimisent donc le temps et le positionnement spatial de la lumière en fonction de la distance entre le

composite et la sortie du guide lumière. Ce sont donc deux facteurs importants de la photopolymérisation que nous apportent désormais les lampes à LED de troisième génération (Pelissier B. et coll., 2009).

4. Comparaison des différentes lampes à photopolymériser

Les performances cliniques d'une résine composite photopolymérisée dépendent de la qualité de la photopolymérisation et, par conséquent, du type de sources lumineuses utilisée. Plusieurs catégories de lampes s'offrent aujourd'hui à notre profession. Les avantages et les inconvénients des différentes lampes à photopolymériser sont résumés dans le tableau 2.

Lampes	Avantages	Inconvénients
Laser	<ul style="list-style-type: none"> • Temps de polymérisation plus court • Pas de perte d'intensité 	<ul style="list-style-type: none"> • Poids • Encombrement • Protection des yeux • Bruit (ventilateur) • Coût • Incompatibilité avec certains matériaux • Trop grandes contraintes de polymérisation
Arc plasma	<ul style="list-style-type: none"> • Temps de polymérisation plus court 	<ul style="list-style-type: none"> • Spectre continu (utilisation de filtres) • Echauffement des tissus • Coût • Incompatibilité avec certains matériaux • Trop grandes contraintes de polymérisation
Halogènes	<ul style="list-style-type: none"> • Coût • Large spectre • Différents programmes 	<ul style="list-style-type: none"> • Durée vie limitée (40 à 100 heures) • Maintenance (remplacement ampoule) • Température (degré de conversion faible en profondeur) • Bruit (ventilateur) • Encombrement
LED de 1 ^{ère} génération	<ul style="list-style-type: none"> • Durée de vie quasi illimitée • Performances durables • Batterie pour une alimentation basse tension (6-12V) • Faible exothermie • Absence de bruit • Ergonomie de travail • Rechargeable à l'infini • Coût • Rendement supérieur 	<ul style="list-style-type: none"> • Spectre d'émission très étroit • Puissance faible
LED de 2 ^{ème} génération	<ul style="list-style-type: none"> • Identiques à ceux de la génération précédente • Différents programmes • Puissance importante 	<ul style="list-style-type: none"> • Spectre étroit
LED de 3 ^{ème} génération	<ul style="list-style-type: none"> • Identiques à ceux de la génération précédente • Spectre large • Intensité plus grande • Fonction autofocus • Fonction de visée 	

Tableau 2 : avantages et des inconvénients des différents types de lampes à photopolymériser

(d'après « Photopolymérisation des composites dentaires : quoi de neuf ? ». Bolla M. et coll. Journal Dentaire du Québec. VOL. XXXIX – AVRIL 2002).

4.1. Efficacité des lampes

La polymérisation adéquate d'une résine composite va déterminer la longévité et le succès de la restauration. La mesure des différentes propriétés d'un composite polymérisé va permettre de mesurer l'efficacité de la photopolymérisation. Il existe deux façons de contrôler cette efficacité :

- la mesure de la micro-dureté qui constitue une méthode simple, indirecte. Cette mesure est le plus souvent choisie afin d'évaluer l'efficacité de la photopolymérisation ;
- la mesure directe du degré de conversion (transformation des doubles liaisons en simples liaisons) qui bénéficie de la plus grande précision (DeWald J.P. et Ferracane J.L., 1987) mais reste difficile à réaliser.

De nombreuses études montrent que la profondeur de polymérisation semble être plus importante pour les résines composites photopolymérisées par les lampes halogènes que celles photopolymérisées par des lampes à LED (Dunn W.J. et Bush A.C., 2002 ; Obici A.C. et coll., 2004 ; Arikawa H. et Kanie T., 2005 ; Monte Alto R.V. et coll., 2006). Cependant on ne peut pas généraliser ces résultats car ces études ne concernent pas la nouvelle génération de lampes à LED et ces résultats dépendent de la résine composite utilisée.

À l'inverse, d'autres études montrent une polymérisation moins profonde des composites photopolymérisés par les lampes halogènes par rapport à ceux photopolymérisés par les lampes à LED (Mills R.W. et coll., 2002).

Baggio Aguiar et coll. (2005) affirment que la profondeur de polymérisation est identique pour les deux types de lampes à condition que le photo-initiateur contenu dans la résine soit la camphoroquinone et qu'un temps d'exposition de 40 secondes soit respecté.

L'étude de Bala et coll. (2005) montre que le degré de conversion obtenu avec les lampes à LED est meilleur que celui obtenu avec les lampes halogènes.

Pour Park et coll. (2005), la dureté en profondeur est identique pour les composites polymérisés par les lampes halogènes et les lampes à LED de seconde génération, tandis qu'elle est inférieure pour ceux polymérisés par les lampes à LED de première génération.

Une étude de Yazici et coll. (2007) montre qu'il existe une corrélation parfaite entre la dureté et la profondeur de polymérisation. Quels que soient le mode et le type de lampe utilisé, l'augmentation de l'épaisseur de l'échantillon entraîne une diminution de la dureté. Quels que soient le mode et le type de lampe utilisé, l'augmentation de l'épaisseur de l'échantillon entraîne une diminution de la dureté. La dureté diminue moins pour les lampes halogènes que pour les lampes à LED.

Afin de « quantifier » le degré de polymérisation d'une résine composite, le ratio entre la dureté de surface et la dureté en profondeur doit être calculé. Pour avoir un bon degré de conversion (80% à 2 mm de profondeur, Norme ISO 4049), ce ratio doit être satisfaisant. C'est le cas aussi bien dans le cadre d'une photopolymérisation par une lampe halogène que dans celui d'une lampe LED (Yazici A.R. et coll., 2007). Dans le cas des lampes à arc plasma, ce ratio est moindre ce qui nécessite un temps d'exposition plus long.

En 2006, Correr et coll. ont étudié les effets de l'irradiance et du temps d'exposition sur la dureté de deux résines composites. Ils ont constatés que, pour les lampes à LED, le fait de compenser une diminution d'intensité lumineuse par une augmentation de temps d'exposition ne permettait pas d'augmenter le taux de polymérisation, et ce qu'elle que soit la profondeur de polymérisation. La lumière des lampes à LED serait donc moins pénétrante que celle des autres types de lampes à photopolymériser (halogène, plasma).

Une étude de Turbino et coll. (2007) a montré que, quel que soit le type de lampe à photopolymériser (halogène, LED, Laser), la microdureté et le degré de conversion étaient identiques à condition que la distance entre la source lumineuse et le matériau ne dépasse pas 3 mm et que l'épaisseur de composite polymérisée

n'excède pas 1 mm. Pour Martin et coll. (2007), du fait de la faible distance embout-échantillon, le type d'embout utilisé ne présente pas d'impact significatif au niveau de degré de conversion.

Finalement, au vu des contradictions observées, il ne semble pas exister de différence significative au niveau de l'efficacité de photopolymérisation entre les composites photopolymérisés par les lampes halogènes et ceux photopolymérisés par les lampes à LED. Ceci est d'autant plus valable lorsque les précautions d'usage sont prises (épaisseur ne dépassant pas 2 mm, temps de polymérisation suffisant). Ce critère ne semble pas être un critère déterminant dans le choix de l'un ou de l'autre type de lampe à photopolymériser.

4.2. Effets indésirables des lampes à LED

Quels que soit le type de lampes, elles présentent toutes des effets néfastes sur la polymérisation des résines composites et sur leur environnement (pulpe, gencive). Ces effets peuvent être directement liés à la lampe elle-même ou la conséquence d'une polymérisation inadéquate.

4.2.1. Effets indésirables directs

Comme tout type de lampe, les lampes à LED dégagent de la chaleur. Cette élévation de température est bénéfique pour un meilleur degré de conversion des composites mais, bien qu'elle soit moins importante que pour les autres types de lampes, peut également provoquer des dommages au niveau du tissu pulpaire sous-jacent (thrombose, stase) (Trujillo M. et Stansbury J.W., 2003).

Pour Hansen et Asmussen (1993), il existe une étroite corrélation entre les élévations de température les plus importantes et les lampes à photopolymériser les plus efficaces (plus grande profondeur de polymérisation). Ils ont constaté que les lampes à LED dégageaient moins de chaleur (5,5°C) que lampes halogènes (entre 12°C et 14°C).

De nombreuses études ont également montré que l'élévation de température était généralement moins importante pour les lampes à LED que pour les lampes halogènes (Ozturk B. et coll., 2004 ; Bouillaguet S. et coll., 2005 ; Uhl A. et Volpel A., 2006 ; Yazici A.R. et coll., 2006).

Roig Cayón et coll. (2006), s'appuyant sur des relevés de température avec un thermocouple positionné à l'intérieur de la chambre pulpaire, ont effectué le même constat. Les lampes à LED de seconde génération engendrent des hausses de température moins importantes que les lampes halogènes (figure 47).

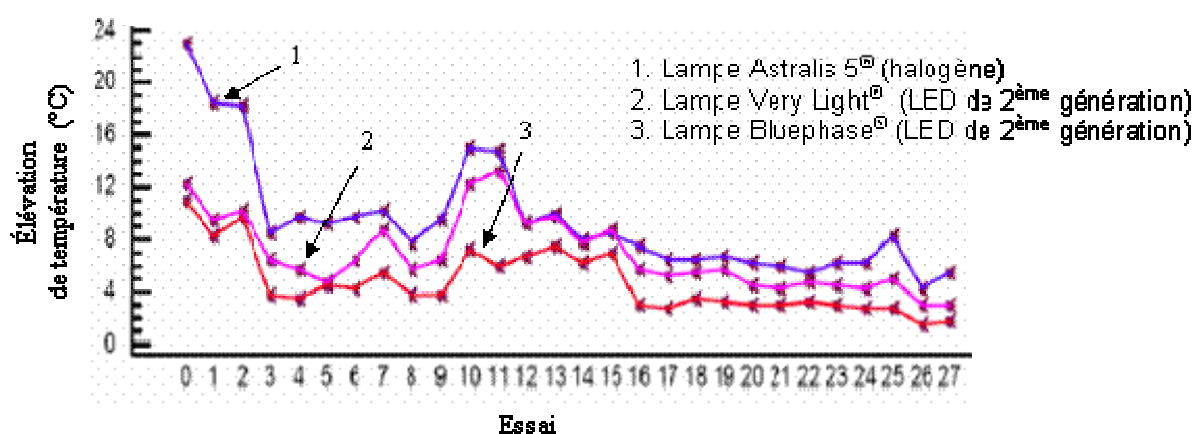


Figure 47 : mesure de la température de trois lampes à photopolymériser au cours de plusieurs essais

(d'après « Rapport de recherche sur la hausse de température produite par la lampe de photopolymérisation. www.itena-clinical.com/image/etudes/EtudeLpesLED.pdf, 2006).

Les lampes à LED semblent donc moins nocives que les lampes halogènes pour l'organe pulpaire.

4.2.2. Effets indésirables indirects

Ils sont les plus nombreux et sont le résultat d'une polymérisation inadéquate de la résine composite.

La polymérisation adéquate et totale d'un composite (surtout en profondeur) est indispensable pour ne pas irriter les tissus environnants. De plus, une résine incomplètement polymérisée conserve des monomères libres, constituant un risque potentiel pour ces tissus (Goldberg M., 2007).

Cette insuffisance de polymérisation entraînera par ailleurs :

- une augmentation de l'absorption et de la solubilité,
- une moins bonne stabilité colorimétrique,
- une diminution de la résistance à l'usure et des autres propriétés mécaniques affectant la durée de vie du composite.

Il est donc nécessaire de savoir si ces risques sont plus importants en utilisant les lampes à LED que les lampes halogènes.

4.2.2.1. Retrait de polymérisation

Lors de leur réaction de polymérisation, les résines composites subissent un phénomène de rétraction. Lorsque les forces de rétraction dépassent les forces d'adhésion du composite aux parois de la cavité, il se crée un hiatus au niveau de l'interface dent-restauration étant à l'origine d'infiltrations de fluides et de pénétrations bactériennes (Opdam N.J. et coll., 1998). Dès lors, des sensibilités post-opératoires, des récurrences de carie et des colorations marginales peuvent alors survenir.

Les contraintes de polymérisation sont sous la dépendance du degré de conversion (donc de l'irradiance) (Rueggeberg F.A. et coll., 1993 ; Rueggeberg F.A. et coll., 1994) mais également du temps d'exposition. Plus le temps d'exposition est long, plus la dissipation des contraintes de polymérisation sera aisée.

Afin de diminuer les contraintes de polymérisation sans altérer le degré de conversion et les propriétés mécaniques du composite, des lampes à photopolymériser à irradiance graduelle (progressive) et à émission pulsée ont été

mises au point. Ces lampes montrent des résultats encourageant (Bouschlicher M.R. et Rueggeberg F.A., 2000).

Cependant, Pradelle-Plasse et coll. (2003) ont montré qu'une polymérisation progressive ne permettait pas de diminuer les contraintes et d'améliorer l'étanchéité des restaurations. Ceci est d'autant plus vrai qu'il n'existe pas de consensus en ce qui concerne la puissance initiale, la puissance finale, le délai et le type de passage de la première phase à la seconde. Pour Ernst et coll. (2003), les résines composites ne répondent pas de manière similaire aux différents types d'initiation de polymérisation car elles sont variables dans leur composition et leur cinétique de polymérisation.

L'étude de Rahiotis et coll. (2004), comparant le degré de conversion, la profondeur de polymérisation et le retrait de polymérisation d'un composite hybride exposé à différents types de lampes à photopolymériser (plasma, LED, halogène) selon deux modes d'exposition (progressif et continu), a mis en évidence que les lampes LED et les lampes à arc plasma présentaient un retrait inférieur à celui obtenu avec une lampe halogène. Cependant, le taux de conversion du composite était également inférieur, ce qui peut signifier un retrait plus faible par insuffisance de polymérisation.

Une étude de Ilie et coll. (2005) a montré que les lampes à LED et halogène de haute énergie ainsi que les lampes à arc plasma développaient les plus grandes valeurs de contrainte alors que les lampes à LED de faible énergie généraient des valeurs deux à trois fois plus faibles. Les contraintes de polymérisation semblent ainsi dépendre davantage de l'intensité lumineuse que du type de lampe employée. Park et coll. (2005) ont confirmé ces résultats. Ils ont démontré que les lampes à LED de première génération possédaient des valeurs de rétraction inférieures à celle des lampes halogène de haute énergie et des lampes à LED de deuxième

La comparaison, par Uhl et coll. en 2005, du retrait de polymérisation de différentes résines exposées à des lampes à LED (LED 63[®], Freelight 1[®]) et une lampe halogène (Trilight[®]) a révélé que les retraits de polymérisation étaient similaires pour

les deux types de lampe à condition que le photo-initiateur contenu dans les composites soit la camphoroquinone.

Lu et coll. (2005) montrent que la principale raison de la diminution des contraintes de polymérisation avec les modes progressifs et pulsés des lampes à photopolymériser vient en réalité d'une diminution du degré de conversion des composites (moins d'exposition lumineuse) (tableau 3)

Modes de polymérisation	Degré de conversion final (%)	Retrait de polymérisation (MPa)
Standard	67.5 +/- 2.4	2.18 +/- 0.04
Progressif	61.9 +/- 0.4	1.87 +/- 0.03
Pulsé	60.4 +/- 0.7	1.77 +/- 0.08

Tableau 3 : comparaison du degré de conversion et du retrait de polymérisation d'un composite en fonction du mode de polymérisation.

Il ne semble pas exister de différence significative entre la rétraction d'une résine composite photopolymérisée par une lampe à LED et la rétraction d'un composite photopolymérisé par une lampe halogène de haute intensité. Sur le plan de la réduction des contraintes, les polymérisations lente, progressive ou exponentielle ne semblent pas donner des résultats significatifs avec l'ensemble des matériaux. En effet, ces contraintes de polymérisation sont dépendantes de la cinétique de polymérisation des résines composites, elle-même sous la dépendance de plusieurs facteurs comme le type de monomère, la qualité et la quantité de photo-initiateur, etc. Ainsi, le retrait de polymérisation n'est pas représentatif, à lui seul, de la qualité d'une photopolymérisation puisqu'il doit être corrélé au degré de conversion de la résine composite (Amoros F. X., 2008).

Par conséquent, la comparaison des lampes à photopolymériser, au niveau du retrait de polymérisation des résines composites qu'elles polymérisent, n'est possible qu'à condition de disposer du même degré de conversion.

4.2.2.2. Libération de monomères

Les monomères résiduels, provenant d'une polymérisation insuffisante de la résine composite, sont à l'origine d'une toxicité pulpaire ainsi qu'une diminution des propriétés des composites. Toute modification dans le type et/ou dans l'intensité lumineuse peut comporter un risque accru concernant la présence de monomères potentiellement toxiques.

Certaines études montrent qu'une polymérisation incomplète est à l'origine d'une augmentation de la solubilité et de l'absorption d'eau des résines composite (Pearson G.J. et Longman C.M., 1989). Cette dernière peut donc affecter les propriétés physiques et mécaniques des composites.

Selon Archegas et coll. (2008), l'absorption hydrique des composites ne semble pas dépendre du type de photopolymérisation tant que le temps d'exposition et l'intensité lumineuse sont identiques. Les différences existantes seraient plus liées à la composition de ces matériaux, entre autres au type de photo-initiateur employé.

D'autres études ont également montré une similitude des propriétés mécaniques des résines composites quelle que soit la source lumineuse utilisée (à intensité lumineuse et temps d'exposition identique avec chaque source) (Mills R.W. et coll., 2002 ; Leonard D.L. et coll., 2002).

Yap et coll. (2004) ont comparé certaines lampes halogène et LED sur la plan de la cytotoxicité pulpaire (odontoblastes et fibroblastes). Ils ont constaté qu'une lampe halogène conventionnelle engendrait moins de cytotoxicité que les autres lampes testées (une lampe halogène de haute intensité et deux lampes à LED). Ce résultat n'avait cependant pas de lien avec la micro-dureté de surface et de profondeur des

échantillons. En effet, il ne semble pas qu'il y ait de corrélation entre la dureté (polymérisation) et la toxicité (mort cellulaire). De plus, les cellules testées n'ont pas réagi de façon identique, ce qui rend les études complexes et difficiles à comparer entre elles. Ce qui peut être retenu de ces études est le fait que la cytotoxicité soit plurifactorielle et qu'elle reflète l'agressivité cellulaire, non seulement des monomères résiduels mais d'autres substances qui composent les résines composites (stabilisateurs, photo-initiateurs, etc.) (Amoros F. X., 2008).

Au-delà de l'intensité lumineuse (irradiance), une réduction de la cytotoxicité des composites est envisageable si le mode de polymérisation est adapté à l'utilisation du composite (Sigusch B.W. et coll., 2007). En effet, une polymérisation lente (dite « progressive ») pourrait permettre un meilleur degré de conversion, d'où une moindre cytotoxicité (moins de monomères libres). Ainsi, plus que le type de lampe utilisé, il convient de prendre en compte le mode de polymérisation de la lampe afin de diminuer les risques de toxicité pulpaire.

4.2.2.3. Stabilité colorimétrique

Au cours de la réaction de polymérisation, la couleur des résines composites change. Ces changements interviennent aussi bien sur la translucidité que sur la couleur. Pour déterminer la couleur de la restauration, il n'est donc pas souhaitable d'utiliser le composite non polymérisé (Sarafianou A. et coll., 2007).

La stabilité colorimétrique d'une résine composite peut être affectée par une polymérisation insuffisante et donc par une conversion incomplète des monomères en polymères (Della Bona A. et coll., 2007).

En 2007, Pires-de-Souza et coll. ont étudié la variation colorimétrique de trois résines composites photopolymérisées par une lampe à LED et une lampe halogène à quartz. Bien que des différences de composition existent entre les composites, les variations de couleur semblent similaires aussi bien dans le cas d'une photopolymérisation par les à LED que celle par les lampes halogènes. Ces mêmes

résultats ont été constatés par Yazici A.R. et coll. (2007) : il n'existe pas de différence significative dans la stabilité colorimétrique des composites lors d'une photopolymérisation avec les lampes à LED ou avec les lampes halogènes.

La stabilité de la couleur d'une résine composite ne semble pas être un critère déterminant dans le choix du type de lampe à photopolymériser. Il semble que cette stabilité chromatique dépende essentiellement du mode de polymérisation, du temps de polymérisation et des conditions de vieillissement (Rüttermann S. et coll., 2008).

4.2.2.4. Propriétés mécaniques

L'insuffisance de polymérisation d'une résine composite peut entraîner indirectement une diminution des propriétés de ce matériau (Condon J.R. et Feracane J.L., 1997). Les lampes à photopolymériser influencent donc les propriétés mécaniques des composites (Uhl A. et coll., 2004).

La plupart des études révèle qu'il n'existe pas de différence entre les lampes halogènes et les lampes à LED au niveau de la résistance des composites aux forces de flexion et de compression (Stahl F. et coll., 2000 ; Besnault C. et coll., 2003 ; Shigetaka T. et coll., 2003).

Il a été démontré, par Lohbauer et coll. (2005), que les lampes halogènes conventionnelles (basse énergie) entraînaient une meilleure résistance à la fracture et à la flexion en raison d'un plus faible degré de conversion du composite. À l'inverse, les hautes intensités lumineuses des lampes à LED de seconde génération permettaient d'obtenir un bon degré de conversion mais étaient à l'origine d'une moindre résistance à la fracture et à la flexion des résines composites. Il faut donc toujours tenir compte du taux de conversion (meilleur indicateur d'une polymérisation) d'une résine composite avant d'en étudier ses propriétés.

Une étude de Campregher U.B. et coll. (2007) montre que les résines composites photopolymérisées avec des lampes à LED de seconde génération ont des propriétés mécaniques proches de celles polymérisées par les lampes halogènes (tableau 4).

Lampes à photopolymériser	Source lumineuse	Irradiance (mW/cm ²)	Forces de flexion (MPa)
XL2500 [®]	Halogène	600	160.95
Elipar frelight [®]	1 LED	400	172.95
Ultralume LED 2 [®]	2 LED	>400	159.38
Single V [®]	1 LED	600	147.53

Tableau 4 : Comparaison des forces de flexion d'une résine composite (Filtek 250[®]) photopolymérisée par différentes lampes.

À l'exception de l'élévation de température moindre pour les lampes à LED, les lampes halogènes et à LED ne présentent pas de différence significative en termes d'irradiance. D'autre part, les effets indésirables (libération des monomères, retrait de polymérisation, stabilité colorimétrique, propriétés mécaniques) qu'elles entraînent au niveau du composite ne permettent pas non plus de les départager, à intensité lumineuse et temps d'exposition équivalent (Amoros F. X., 2008).

CONCLUSION

La photopolymérisation fait partie du cortège d'évolutions techniques qui ont bouleversé la pratique de l'odontologie. Au cours de ces dernières décennies, la recherche de la mise en place la plus aboutie possible du réseau de polymères, tout en tentant de minimiser les effets potentiellement néfastes des contraintes de contraction, a conduit au développement de procédures cliniques tels que les apports successifs de matériau à des fins de diminution du facteur de configuration.

Parallèlement, la compréhension de l'importance éventuelle de la cinétique de polymérisation sur la relaxation des contraintes de contraction a poussé les fabricants à faire grandement évoluer les lampes utilisées par les praticiens.

Depuis les lampes halogènes de faibles puissance jusqu'aux lampes à LED de troisième génération, un ensemble d'apports techniques essayant de répondre au plus près aux exigences des chirurgiens-dentistes ont vu le jour.

À ce titre, les lampes à LED avec leurs hautes puissances, leur faible consommation d'énergie, leur faible dégagement de chaleur, leurs spectres correctement centrés, leurs durées de vie quasi illimitées et leurs ergonomies avantageuses en font des outils actuels.

En revanche, les différents modes proposés tels que les photopolymérisations pulsées ou progressives (*soft-start*) mis au point avec pour objectif de diminuer les contraintes de prise font encore débat dans la littérature tant le gain obtenu n'apparaît pas certain.

C'est vraisemblablement, à la fois une évolution dans les matrices résineuses et dans les modes et types de photopolymérisation, qui seront nécessaires pour aller à l'encontre de ce challenge encore malheureusement actuel qu'est la lutte contre les contraintes de prise des matériaux à base de résine.

LISTES DES FIGURES ET TABLEAUX

Liste des figures

- **Figure 1** : représentation schématique d'une résine composite..... page 6
- **Figure 2** : molécule de bis GMA..... page 7
- **Figure 3** : molécules de TEGDMA et d'EGDMA page 8
- **Figure 4** : molécule de camphoroquinone..... page 9
- **Figure 5a** : poudre de camphoroquinone..... page 10
- **Figure 5b** : poudre de Lucirin ®..... page 10
- **Figure 6** : les spectres d'absorption des principaux photo-initiateurs..... page 10
- **Figure 7** : représentation du MPMA page 14
- **Figure 8** : représentation d'une polymérisation par ouverture de cycle.. page 15
- **Figure 9** : exemple de polymérisation par condensation..... page 18
- **Figure 10** : schéma de l'étape d'amorçage page 21
- **Figure 11** : schéma de l'étape de propagation..... page 21
- **Figure 12** : schéma de l'étape de terminaison page 21
- **Figure 13** : observation au microscope d'un joint composite/dent défectueux..... page 23
- **Figure 14** : illustration du point gel au cours de la polymérisation..... page 24
- **Figure 15** : le facteur de configuration cavitaire ou facteur « C »..... page 26
- **Figure 16** : représentation d'une ampoule halogène et d'une LED..... page 32
- **Figure 17** : les différents domaines d'utilisation des LED page 33
- **Figure 18** : facteurs influençant la photopolymérisation page 33
- **Figure 19** : les différents modes de polymérisation..... page 35
- **Figure 20** : représentation d'un laser à rubis en coupe..... page 36
- **Figure 21** : comparaison de la lumière ordinaire et de la lumière laser.. page 38
- **Figure 22** : schéma d'un oscillateur optique d'un laser page 39
- **Figure 23** : représentation d'un amplificateur d'un laser page 40
- **Figure 24** : spectre d'émission d'un laser argon page 41
- **Figure 25** : exemple de lampe laser argon utilisé en odontologie..... page 42
- **Figure 26** : exemples d'ampoules halogènes..... page 43
- **Figure 27** : représentation schématique d'une ampoule halogène page 45
- **Figure 28** : filtration du spectre des lampes à photopolymériser..... page 46

- **Figure 29** : exemple de lampe halogène de haute énergie page 47
- **Figure 30** : cycle tungstène halogène page 49
- **Figure 31** : usure d'un filament de tungstène..... page 50
- **Figure 32** : ampoule plasma page 51
- **Figure 33** : constitution d'une lampe plasma..... page 52
- **Figure 34** : schéma d'une lampe au Xénon page 53
- **Figure 35** : exemple de lampe plasma utilisé en odontologie page 53
- **Figure 36** : détérioration des électrodes page 56
- **Figure 37** : représentation d'une LED page 59
- **Figure 38** : spectres de différentes diodes électroluminescentes page 60
- **Figure 39** : spectres comparés d'une lampe LED, d'une lampe halogène et de la camphoroquinone page 61
- **Figure 40** : spectres d'émission des différentes lampes à photopolymériser et les spectres d'absorption de différents photo-initiateurs page 61
- **Figure 41** : lampe GC e-light®..... page 64
- **Figure 42** : lampes à LED de seconde génération..... page 65
- **Figure 43** : lampe Ultralume LED 2® et son double spectre d'émission . page 66
- **Figure 44** : lampes à LED de 3^{ème} génération..... page 66
- **Figure 45** : spectre d'émission de la lampe à LED de 3^{ème} génération .. page 67
- **Figure 46** : illustration de la fonction de visée page 72
- **Figure 47** : mesure de la température de trois lampes à photopolymériser au cours de plusieurs essais page 78

Liste des tableaux

- **Tableau 1** : tableau montrant l'augmentation de température intrapulpaire avec différents types de lampes à photopolymériser page 54
- **Tableau 2** : avantages et des inconvénients des différents types de lampes à photopolymériser..... page 74
- **Tableau 3** : comparaison du degré de conversion et du retrait de polymérisation d'un composite en fonction du mode de polymérisation page 81
- **Tableau 4** : comparaison des forces de flexion d'une résine composite (Filtek 250[®]) photopolymérisée par différentes lampes page 85

BIBLIOGRAPHIE

1. ALBERS H.F. Tooth-coloured restoratives: principles and techniques. Hamilton: BC Decker. p. 111-25, 2002.
2. ALSTER D., FEILZER A.J., DE GEE A.J., DAVIDSON C.L. Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness. *Dent Mater*, 13:146- 50, 1997
3. AMOROS F.X. La Photopolymérisation en Odontologie : Données Actuelles. Thèse Chir Dent, Marseille, 99 p, 2008.
4. ARHEGAS L.R., CALDAS D.B., RACHED R., VIEIRA S., SOUZA E. Sorption and solubility of composites cured with quartz-tungsten halogen and Light-Emitting Diodes light curing units. *J Contemp Pract*, 9(2), 636-641, 2008.
5. ATTAR N., KORKMAZ Y. Effect of two light-emitting diodes (LED) and one halogen curing light on the microleakage of class V flowable composite restorations. *J Contemp Dent Pract*, 8(2): 1-8, 2007.
6. ATTIN T., BUCHALLA W., KIELBASSAAM, HELLWIG E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater*, 11: 359- 62, 1995
7. ARAVAMUDHAN K., FLOYD C., RAKOWSKI D., FLAIM G., DICKENS S.H., EICHMILLER F.C., FAN P.L. Light-emitting diode curing light irradiance and polymerization of resin-based composite. *JADA*, 137(2): 213-223, 2006.
8. ARIKAWA H., KANIE T. Effect of radiation light characteristics on surface hardness of paint-on resin fir shade modification. *Dent Mater*, 24(4): 636-641, 2005.
9. BAGGIO AGUIAR F.H., BRACEIRO A., LIMA D., AMBROSANO G., LOVADINO J.R. Effect of light curing modes and light modes and light curing time on the microhardness of a hybrid composite resin. *J Contemp Dent Pract*, 8(6): 1-8, 2005.
10. BAHARAV H., ABRAHAM D., CARDASH HS, HELFT M. Effect of exposure time on depth of polymerization of visible light-cured composite resin. *Oral Rehabil*, 15(2): 167-172, 1998.
11. BALA O., OLMEZ A., KALAYCI S. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. *J Oral Rehabil*, 32(2), 134-140, 2005.
12. BARGHI N., BERRY T., HATTON C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. *JADA*, 125(7): 992-6, 1994.

13. BAUSCH J.R., DE LANGE C., DAVIDSON C.L., PETERS A., DE GEE A.J. Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *J Dent Prosthet*, 48: 59-67, 1982.
14. BAYNE S.C., TAYLOR D.F. Dental materials. In: Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO, Sturdevant JR, editors. *The art and science of operative dentistry*. St Louis: CV Mosby; p. 207-87, 1995.
15. BESNAULT C., PRADELLE-PLASSE N., PICARD B., COLON P. Effect of LED versus halogen light cure polymerization on the curing characteristics of three composite resins. *J Am Dent*, 16(5): 323-8, 2003.
16. BLANKENAU R., KELSEY W.P., KUTSH V.K. Clinical applications of argon laser in restorative dentistry. *Laser in dentistry*, 217-30, 1995.
17. BOUILLAGUET S., CAILLOT G., FORCHELET J., CATTANI-LORENTE M., WATZHA J.C., KREJCI I. Thermal risks from LED and high-intensity QTH-curing units during polymerization of dental resins. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*, 72(2): 260-267, 2005.
18. BOUSCHLICHER M.R., RUEGGERBERG F.A. Effect of ramped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent*, 12(6): 328-39, 2000.
19. BOUSCHLICHER M.R., RUEGGERBERG F.A., BOYER D.B. Effect of stopped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent*, 12(1): 23-32, 2000.
20. Bowen R.L. Dental filling material comprising vinyl silane-treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. US Patent, 3066:112, 1962.
21. BRAGA R.R., FERRACANE J.L. Alternatives in polymerization contraction stress management. *Crit Rev Oral Biol Med*, 15(3): 114-118, 2004.
22. BRAGA R.R., FERRACANE J.L. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *J Dent Res*, 81(2): 114-118, 2002.
23. BRENNEISE C.V., BLANKENAU J.L. Response of associated oral soft tissues when exposed to argon laser during polymerization of dental resins. *Lasers Surg Med*, 20(4): 467-72, 1997.
24. BROWN W.S., DEWEY W.A., JACOBS M.R. Thermal properties of teeth. *J Dent Res*. 49: 752-757, 1970.

25. CAMPREGHER U.B., SAMUEL S.M., BORGES FORTES C.B, CORREA MEDINA A.D, COLLARES F.M., OGLIARI F.A. Effectiveness of second-generation light-emitting diode (LED) light curing units. *J Contemp Pract*, 8(2): 35-42, 2007.
26. CATTANI-LORENTE M., BOUILLAGUET S., GODIN C., MEYER J.M., PAYOT P., FORCHELET J., Caractérisation de trois sources lumineuses. *Rev Mens Suisse Odontostomatol*, 133: 1165-70, 2003.
27. CAUGHMAN W.F., RUEGGERBERG F.A., MOSS L. In vitro intrapulpal temperature rise with a variety of lights sources. *IADR, Abstract 0509*, 2002.
28. CERNAVIN I., PUGATSCHEW A., De BAUER N., TYAS M.J. Laser applications in dentistry: a review of the literature. *Austr Dent J*, 39(1): 28-32, 1994.
29. CHEEKHOOREE K.S. Photopolymérisation des résines composites directes: « étude prospective des lampes à photopolymériser dans les cabinets dentaires du département de l'Hérault ». Thèse Chir Dent, Montpellier, 206 p, 2005.
30. CONDON J.R., FERRACANE J.L. In vitro wear composite with varied cure, filler level, and filler treatment. *J Dent Res*, 76(7): 1405-11, 1996.
31. CORRER A.B., COELHO SINHORETI M.A., CORRER-SOBRINHO L., TANGO R.N., CONSANI S., SCHNEIDER L.F.J. Effect of exposure time vs. irradiance on Knoop hardness of dental composite. *Mater Res*, 9(3): 275-280, 2006.
32. DAVIDSON C.L., DE GEE A.J., FEILZER A.J. The competition between the composite – dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res*, 63: 1396-9, 1984.
33. DAVIDSON C.L., FEILZER A.J. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer based restoratives. *J Dent*, 25: 435-40, 1997.
34. DAVISON D.F., SUZUKI M., Prescription pour une bonne utilisation des composites à haute teneur en charges sur les dents postérieures. *J Cam Dent Assoc*, 65: 256-60, 1999.
35. DEDERICH D.N. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strickes tissue ?. *J Am Assoc*, 124(2): 57-61, 1993.
36. DELLA BONA A., ROSA A., CECCHETTI D. Influence of shade and irradiation time on the hardness of composites resins. *Braz Dent J*, 18(3): 231-234, 2007.

37. DISCACCIATI J.A.C., NEVES A.D., LAMBERT OREFICE R., GARCIA SANTOS PIMENTA F.J., SANDER H.H. Effect of light intensity and irradiation time on the polymerization process of dental composite resin. *Mat Res*, 7(2), Abstract, 2004.
38. DUNN W.J., BUSH A.C. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *JADA*, 133(3): 335-341, 2002
39. DURET F., PELISSIER B., CREVASSOL B. Mise au point sur la lampe à photopolymérisation ultra-rapide plasmatisque : bilan après 6 ans et mode d'emploi. *Information Dentaire*, 44 : 3547-3558, 1999.
40. ELDIWANY M., FRIEDL K.H., POWERS J.M. Color stability of light-cured and post-cured composites. *J Am Dent*, 8(4): 179-181, 1995.
41. EL EJAZI A.A. The effect of temperature and light intensity on the polymerization shrinkage of light-cured composite filling materials. *J Contemp Dent Pract*, 7(3): 12-21, 2006.
42. EL-MOWAFY O., EL-BADRAWY W., LEWIS D., SHOKATI B., KERMALLI J., SOLIMAN O., EMCIOIU A., ZAWI R., RAJWAMI F. Intensity of quartz-tungsten-halogen light-curing units in private practise in Toronto. *J Am Dent Assoc*, 136(6): 766-773, 2005.
43. ERNST C.P., BRAND N., FROMMATOR U., RIPPIN G., WILLERSHAUSEN B. Reduction of polymerization shrinkage stress and marginal microleakage using soft-start polymerization. *J Esthet Restor Dent*, 15(2): 93-103, 2003.
44. FEILZER A.J., DE GEE A.J., DAVIDSON C.L. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res*, 66(11): 1636-9, 1987.
45. FEILZER A.J., DE GEE A.J., DAVIDSON C.L. Curing contraction of composite and glass- ionomer cements. *J Prosthet Dent*, 59: 297-300, 1990.
46. FERRACANE J.L. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater*, 21: 36-42, 2005.
47. FLEMING M.G., MAILLET W.A. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc*, 65(8): 447-50, 1999.
48. FOWLER CS., SWARTZ ML., MOORE BK. Efficacy testing of visible light-curing units. *Oper Dent*, 19(2): 47-52, 1994.

49. FRIEDL K.H., SCHMALZ G., HILLER K.A., MARKL A. Marginal adaptation of class V restorations with and without "Softstart-polymerization". *Oper Dent*, 25(1): 26-32, 2000.
50. GOLDBERG M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: a review. *Clin Oral investing*, 12(1):1-8, 2007.
51. GOODIS H.E., WHITE J.M., ANDREWS J., WATANABE L.G. Measurement of temperature generated by visible-light-cure lamps in an in vitro model. *Dent Mater*, 5(4): 230-4, 1989.
52. HANNING M., FRIEDRICHS C. Comparative in vivo and in vitro investigation of interfacial bond variability. *Oper Dent*, 26(1): 3-11, 2001.
53. HARRINHGTON L., WILSON H.J. Determination of radiation energy emitted by light activation units. *J Oral Rehabil*, 22: 377-385, 1995.
54. HARRIS D.M., PICK R.M., Laser Physics. *Lasers in Dentistry*, 27-38, 1995.
55. HANSEN E.K., FRIEDRICHS C. Comparative in vivo and in vitro investigation of interfacial bond variability. *Oper Dent*, 26(1): 3-11, 2001.
56. ILIE N., FELTEN K., TRIXNER R., KUNZELMAN K.H. Shrinkage behaviour of a resin-based composite irradiated with modern curing units. *Dent Mater*, 21(5): 483-9, 2005.
57. JANDA R., ROULET J., LATTA M., RAMINSKY M., RÜTTERMANN S. Effect of exponential polymerization on color stability of resin-based filling materials. *Dent Mater*, 23(6): 696-704, 2007.
58. KANCA J., SUH B.I. Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *American Journal of Dentistry*, 12(3): 107-12, 1999.
59. KENNEDY J. Light curing device power control system. In: Edited by Office Up, vol. 5.233.283. USA; 1991.
60. KENNEDY J. Portable LED photocuring device. In: United States Patent. Vol.5.420.768. USA; 1993.
61. KENNEDY J., KAVSER R. Portable Light Emitting Apparatus with a Semiconductor Emitter Array. In: United States Patent. vol. 5.634.711. USA; 1994.
62. KINOMOTO Y., TORII M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations. *J dent*, 26(2): 165-71, 1998.

63. KURACHI C., TUBOY A.M., MAGALHAES D.V., BAGNATO VS. Hardness evaluation of dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater*, 17(4): 309-315, 2001.
64. LABELLA R., LAMBRECHTS P., VAN MEERBEEK B., VANHERLE G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater*, 15(2): 128-37, 1999.
65. LALANI L., FOLEY T.F., VOTH R., BANTING D., MAMANDRAS A. Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength. *Angle Ortho*, 70(1): 28-33, 2000.
66. LEHMANN N. La photopolymérisation, facteur de succès de la restauration composite, *Journal de la Société Odontologique de Paris*, n°7, p 12-13, 2007.
67. LEONARD D.L., CHARLTON D.G, ROBERT H.W., COHEN ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent*, 14(5): 286-95, 2002.
68. LEPRINCE J., LELOUP G., VREVEN J., WEISS P., RASKIN A. Polymères et résines composites. *EMC, Médecine buccale*, 28-210-U-10, 2010.
69. LOHBAUER U., RAHIOTIS C., KRAMER N., PETSCHERT N., ELIADES G. The effect of different light-curing units on fatigue behaviour and degree of conversion of a resin composite. *Dent Mater*, 21(7): 608-615, 2005.
70. LU H., STANSBURY J.W., BOWMAN C.N. Impact of curing protocol on conversion and shrinkage stress. *J Dent Res*, 84(9): 822-826, 2005.
71. LUTZ F., KREJICI I., OLDENBURG T.R. Elimination of polymerization stresses at the margins posterior composite resin restorations: a new restorative-technique. *Quintessence Int*, 17(12): 777-84, 1986.
72. LYNCH C., RAY N., HAGAN L., BUCKE F. The effect of different exposure routines on surface microhardness of light-activated resin composite. *Quintessence Int*, 34: 468-72, 2003.
73. Mc DERMOTT K. Flashlight for covert applications. USA: Edited by Office Up. Vol 5: 420-768; 1991.
74. MARTIN A.A., SOARES L.E.S. , LIPORONI P.C.S. The effect of soft start polymerization by second generation LEDs on the degree of resin composite. *Oper Dent*, 32(2); 160-5, 2007.
75. MAIMAN T.H. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*, 187(4736): 493-4, 1960.

76. MEHL A., HICKEL R., KUNZELMANN K.H. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without soft start-polymerization. *J Dent*, 25(3): 321-30, 1997.
77. MENIGA A., TARLE Z., RISTIC M., SUTALO J., PICHLER G. Pulsed blue laser curing of hybrid composite resins. *Biomater*, 18(20): 1349-54, 1997.
78. MILLS R.W. Blue Light emitting diodes : another method of light-curing ? *Br Dent J*, 178:169, 1995.
79. MILLS R.W., UHL A., BLACKWELL G.B., JANDT K.D. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomater*, 23(14): 2955-2963, 2002.
80. MILLS R.W., UHL A., JANDT K.D. 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*, 193: 459-63, 2002.
81. MIYAZAKI M., HATTORI T., ICHIISCHI Y., KONDO M., ONOSE H., MOORE K.B. Effect of light exposure on fracture toughness and flexure strength of light-cured composites. *Dent Mater*, 12(6): 328-32, 1996.
82. MONTE ALTO R.V., GUIMARAES J.G.A., POSKUS L.T., DA SILVA EM. Depth of cure of dental composites submitted do different light-curing modes. *J Appl Oral Sci*, 74(2): 71-76, 2006.
83. MOUSSALY C., CAZIER S. Quelle lampe à photopolymériser? *Information Dentaire*. 90(39):2337-42, 2008.
84. MUSANJE L., DARVELL B.W. Polymerization of resin composite restorative materials : exposure reciprocity. *Dent Mater*, 19: 531-41, 2003.
85. NOE J.C., DENEHY G.E., BOYER D.B. Effects of polymerization techniques on uniformity of cure of large-diameter, photo-initiated composite resin restorations. *J Am Dent Assoc*, 133: 605-9, 1986.
86. NEUMANN M.G., SCHMITT C., FERREIRA G., CORREA I. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dent Mater*, 22(6): 576-584, 2006.
87. NITTA K. Effect of light guide tip diameter of LED-light curing unit on polymerization of light-cured composites. *Dent Mater*, 21(3): 217-223, 2005.

88. OBICI A.C., COELHO SINHORETI M.A., SOBRINHO L.C., De GOES M.F., CONSANI S. Evaluation of depth of cure and Knopp hardness in a dental composite photo-activated using different method. *Braz Dent J*, 21(3): 199-203, 2004.
89. OPDAM N.J., ROETERS F.J., FEILZER A.J., VERONSCHOT E.H. Marginal integrity and postoperative sensibility in class 2 resin composite restoration in vivo. *J Dent*, 26(7): 555-62, 1998.
90. OZTURK B., OZTURK A.N., USUMEZ A., USUMEZ S., OZER F. Temperature rise during adhesive and resin composite polymerization with various light curing sources. *Oper Dent*, 29(3): 325-32, 2004.
91. PARK S.H., KIM S.S., CHO Y.S., LEE S.Y., NOH B.D. Comparison of linear polymerization shrinkage and microhardness between QTH-cured & LED-cured composites. *Oper Dent*, 30(4): 461-7, 2005.
92. PASHLEY D.H. Clinical considerations of microleakage. *J Endodont*, 16 (2): 70-77, 1990.
93. PEARSON G.J., LONGMAN C.M. Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible light-curing system. *J Oral Rehabil*, 16(1): 57-61, 1989.
94. PELISSIER B. Influence du mode d'irradiation lumineuse sur le degré de polymérisation des biomatériaux composites et dérivés. Thèse Doctorat d'Université, Montpellier, 1-128, Mars 2002.
95. PELISSIER B., CASTANY E., CROUAN M., MAURAT V., DURET F. Évolution des lampes à photopolymériser : troisième génération des lampes à LED et applications cliniques. EMC, Stomatologie/Odontologie, 22-020-A-09, 2009.
96. PELISSIER B., CASTANY E., DURET F. Les lampes à LED de deuxième génération : évolution de la photopolymérisation. *Le Point*, 196: 12-22, 2006.
97. PELISSIER B., CHAZEL J.C., CASTANY E., DURET F. Lampes à photopolymériser. Encyclopédie Médico-Chirurgicale (EMC), Stomatologie/ Odontologie, 22-020-A-05, p.11, 2003.
98. PELISSIER B., DURET F. Embouts des lampes à photopolymériser. Encyclopédie Médico-Chirurgicale (EMC), 22-020-A-06 (Stomatologie): 1-13, 2007.

99. PELISSIER B., TRAMINI P., CASTANY E., DURET F. Restauration cosmétique directe par stratification et polymérisation rapide plasmatique : approche clinique. *Le Chirurgien Dentiste de France*, 971(972): 25-32, 2000.
100. PEUTZFELD A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*, 105: 97-116, 1997.
101. PIRES-de-SOUZA F.C.P., GARCI L., HAMIDA H.M., CASEMIRO L. Color stability of composites subjected to accelerated aging after curing using either a halogen or a light emitting diode source. *Braz Dent J*, 18(2), 119-23, 2007.
102. PORKO C. Pulpal temperature change with visible light-curing units. *Oper Dent*, 26: 181-5, 2001.
103. POTHO M., SCHEININ A. Microscopic observations on living dental pulp. *Acta Odontol Scan*, 16:303-327, 1958.
104. PRADELLE-PLASSE N., BESNAULT C., SOUAD N., COLON P. Influence of new light curing units and bonding agents on the microleakage of class V composite resin restorations. *J Am Dent*, 16(6): 409-13, 2003.
105. RAHIOTIS C., KAKBOURA A., LOUKIDIS M., VOUGIOUKLAKIS G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci*, 112(1): 89-94, 2004.
106. RAPTIS C.N., POWERS J., FAN J.L., YU R. Staining of composite resins by cigarette smoke. *J Oral Rehabil*, 9(4): 367-371, 1982.
107. RAWLS H.R., ESQUIVEL-UPSHAW J. Restorative resins. In: Anusavice KJ, editor. *Phillips's science of dental materials*. St. Louis: WB Saunders; p. 399-441, 2003.
108. REES J.S., JACOBSEN P.H. The polymerization shrinkage of composite resins. *Dent Mater*, 5: 41-4, 1989.
109. ROIG CAYON M., GIOVANNI H., VELEZ E. Rapport de recherché sur la hausse de température produite par la lampe de photopolymérisation. www.itena-clinical.com/image/etudes/EtudeLpesLED.pdf.
110. RUEGGEBERG F.A. Contemporary issues in photocuring. *Compend Cont Educ Dent*, 20(25): 4-15, 1999.
111. RUEGGEBERG F.A., CAUGHMAN W.F., CURTIS J.W.Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent*, 19(1): 26-32, 1994.

112. RUEGGEBERG F.A., CAUGHMAN W.F., CURTIS J.W. Jr., DAVIS H.C. Factor affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent*, 6 (2): 91-5, 1993.
113. RUEGGEBERG F.A., ERGLE J.W., METTENBURG D.J. Polymerization depths of contemporary light-curing units using micro hardness. *J Esthet Dent*, 12: 340-9, 2000.
114. RUEGGEBERG F.A., JORDAN D.M. Effect of light tip distance on polymerization of resin composite. *Int J Prosthodont*, 6: 364-70, 1993.
115. RUEGGEBERG F.A., TWIGGS S.W., CAUGHMAN W.F., KHAJOTIA S. Lifetime intensity profiles of 11 light-curing units (abstract 2897). *J Dent Res*, 75: 380, 1996.
116. RÜTTERMANN S., SERVOS A., RAAB W.H., JANDA R. In vitro effect of light emitting diode light polymerization on the color stability of three resin-based restorative materials. *Acta Odontol Scand*, 66(1): 43-9, 2008.
117. SAKAGUCHI R.L., BERGE H.X. Effect of light intensity on polymerization contraction of posterior composite. *J Dent Res*, 76 (Spec Iss): 74, 1997.
118. SHIGETAKA T., TAKAKO Y., TOSHIYUKI W., KOSEI M., MASAMI M., AKIRA S. Effect of LED curing unit on mechanical properties of light activated composite resins. *J Adhes Dent*, 21(3): 207-215, 2003.
119. STHAL F., ASHWORTH S.H., JANDT K.D., MILLS R.W. Light emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. *Biomater*, 21(13): 1379-85, 2000.
120. STRYDOM C. Curing lights: the effects of clinical factors on intensity and polymerization. *SADJ*, 57: 181-186, 2002.
121. STRYDOM C. Dental curing lights maintenance of visible light curing units. *SADJ*, 57: 227-233, 2002.
122. TANOUE N., ATSUTA M., MATSUMURA H. Properties of a new photo-activated composite polymerized with three different laboratory photo-curing units. *J Oral Rehabil*, 30: 832-6, 2003.
123. TJAN A.H., BERGH B.H., LINDER C. Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations. *J Prosthet Dent*, 67(1): 62-6, 1992.
124. TRUJILLO M., STANSBURY J.W., Thermal effects on composite photopolymerisation monitored by real-time NIR. (Abstract 0819). *J Dent Res*, 82, 2003.

125. TURBINO M.L., RODE K.W., KAWANO Y. Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization. *Oper Dent*, 32(6): 571-8, 2007.
126. UHL A., MICHAELIS C., MILLS R.W., JANDT K.D. The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. *Dent Mater*, 20(1): 21-8, 2004.
127. UHL A., MILLS R.W., RZANNY A.E., JANDT K.D. Time dependance of composite shrinkage using halogen and LED light curing. *Dent Mater*, 21(3): 278-85, 2005.
128. UHL A., VOLPEL A., SIGUSCH B. Influence of heat from light curing units and dental composite polymerization on cells in vitro. *J Dent*, 34(4): 298-306, 2005.
129. VARGAS M.A., COBB D.S., SCHMIT J.L. Polymerization of composite resins: argon laser vs. conventional light. *Oper Dent*, 23(2): 87-93, 1998.
130. VAN NOORT R. Resin composites and polyacid modified resin composites. In: Van Noort R, editor. *Introduction to dental materials*. St. Louis: CV Mosby; p. 96-123, 2002.
131. VREVEN J., RASKIN A., SABBAGH J., VERMEERSCH G., LELOUP G. Résine composites. *Encycl Méd Chir (Elsevier SAS, Paris), Odontologie*, 23-065-E-10 :1-21, 2005.
132. WATTS DC, CASH AJ. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible light-cured materials: methods development. *Dent Mater*, 7: 281-7, 1991.
133. WILSON J., HAWKES J.F.B. *Laser principles and Application*. International Series in Optoelectronics, Prentice Hall, 1987.
134. YAP A.U. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Oper Dent*, 25: 113-20, 2000.
135. YAP A.U., SAW T.Y., CAO T. Composite cure and pulp-cell cytotoxicity associated with LED curing lights. *Oper Dent*, 29(1): 92-9, 2004.
136. YAP A.U., SENEVIRATNE C. Influence of light energy intensity on effectiveness of composite cure. *Oper Dent*, 26: 260-6, 2001.
137. YAP A.U., WANG HB, SLOW KS, GAN LM. Polymerization shrinkage of visible- light cured composites. *Oper Dent*, 25: 98-103, 2000.

138. YAZICI A.R., KUGEL G., GUL G. The Knoop hardness of a composite resin polymerized with different curing lights and different modes. *J Contemp Dent Pract*, 8(2): 52-59, 2007.
139. YAZICI A.R., MUFTU A., KUGEL G. Temperature rise produced by different light-curing units through dentin. *J Contem Dent Pract*, 8(7): 21-28, 2007.
140. YAZICI A.R., MUFTU A., KUGEL G., PERRY R. Comparison of temperatures changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. *Oper Dent*, 31(2): 261-5, 2006.
141. YOON T.H., LEE Y.K., LIM B.S., KIM C.W. Degree oh polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil*, 29(12): 1165-73, 2002.
142. ZACH L., COHEN G. Pulp reponse to externally applied heat. *Oral Surg*, 19: 515-530, 1965.
143. YAZICI A.R., CELIK C., DAYANGAC B., OZGUNALTAY G. The effects of curing units and staining solutions on the color stability of resin composites. *Oper Dent*, 32(8): 616-622, 2007.

Jury : Président : J.P.LOUIS – Professeur des Universités
Juges : E.MORTIER - Maître de Conférence des Universités
J.M.MARTRETTE – Maître de Conférence des Universités
Y.SIMON – Ancien Assistant Hospitalier Universitaire

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

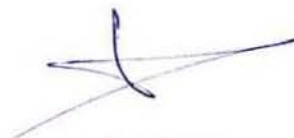
Présentée par: **Monsieur CHAUMONT Pierre-Emmanuel**

né(e) à: **EPINAL (Vosges)**

le **21 juin 1982**

et ayant pour titre : « **La photopolymérisation des résines composites : données actuelles** ».

Le Président du jury,



J.P. LOUIS

Le Doyen
de la Faculté d'Odontologie



J.M. MARTRETTE

Autorise à soutenir et imprimer la thèse 3959

NANCY, le 26.04.2012

L'Administrateur Provisoire de l'Université de Lorraine



J-P. FINANCE

CHAUMONT Pierre-Emmanuel – LA PHOTOPOLYMERISATION DES RESINES COMPOSITES : DONNEES ACTUELLES

Nancy 2012 : 103f. : 47 ill.

Th. Chir-Dent : Nancy-1 : 2012

Mots-clés :

Résines composites

Photopolymérisation

Contraction-Contraintes

Lampes

CHAUMONT Pierre-Emmanuel – LA PHOTOPOLYMERISATION DES RESINES COMPOSITES : DONNEES ACTUELLES

Nancy 2012 : 103f. : 47 ill.

Th. Chir-Dent : Nancy-1 : 2012

Devant l'apparition régulière de nouveaux produits de restauration à base de résine et devant la volonté de gain de temps clinique souhaité par les praticiens ainsi que la nécessité de lutter contre les phénomènes délétères inhérents aux matériaux eux-mêmes, des avancées technologiques sont proposées par les fabricants dans le domaine de la photopolymérisation.

Ce travail fait le point sur la polymérisation des résines composites et fait la synthèse sur l'évolution technique et les avantages et inconvénients des différentes lampes présentes sur le marché commercial.

Membre du jury :

Pr. LOUIS Jean-Paul

Dr. MORTIER Éric

Dr. MARTRETTE Jean-Marc

Dr. SIMON Yorick

Professeur des Universités

Maître de Conférences des Universités

Maître de Conférences des Universités

Docteur en Chirurgie Dentaire

Président

Directeur

Juge

Juge

Adresse de l'auteur :

Pierre CHAUMONT
7 Rue de la Villa des Saules
70160 CONTREGLISE