



HAL
open science

Polymérisation des résines composites en technique directe : état actuel des connaissances

Mélanie Daemers

► **To cite this version:**

Mélanie Daemers. Polymérisation des résines composites en technique directe : état actuel des connaissances. Chirurgie. 2021. dumas-03359634

HAL Id: dumas-03359634

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03359634v1>

Submitted on 30 Sep 2021

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.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

THESE

***POUR OBTENIR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE***

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

***Polymérisation des résines composites en technique directe : État
actuel des connaissances***

Présentée par

DAEMERS Mélanie

Né(e) le 31 janvier 1994

À Aix en Provence
(Bouches-du-Rhône)

Thèse soutenue le **21 janvier 2021**

Devant le jury composé de

Président : Professeur RUQUET Michel

Assesseurs : Professeur RASKIN Anne

Docteur TERRER Elodie

Docteur BLANCHET Isabelle

THESE

***POUR OBTENIR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE***

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

***Polymérisation des résines composites en technique directe : État
actuel des connaissances***

Présentée par

DAEMERS Mélanie

Né(e) le 31 janvier 1994

À Aix en Provence
(Bouches-du-Rhône)

Thèse soutenue le **21 janvier 2021**

Devant le jury composé de

Président : Professeur RUQUET Michel

Assesseurs : Professeur RASKIN Anne

Docteur TERRER Elodie

Docteur BLANCHET Isabelle

ADMINISTRATION

Mise à jour : sept. 2020

Doyens Honoraires

Professeur	Professeur	Raymond SANGIUOLO ⁺
		Henry ZATTARA
	Professeur	André SALVADORI
	Professeur	Jacques DEJOU

Doyen Assesseurs

Professeur	Bruno FOTI
Professeur	Michel RUQUET
Professeur	Anne RASKIN

Directeurs de Départements

Formation Initiale	Professeur	Michel RUQUET
Recherche	Professeur	Anne RASKIN
Formation Continue	Professeur	Frédéric BUKIET

Charges de missions

Relations Internationales	Professeur	Hervé TASSERY
Internat et Diplômes d'études spécialisées	Professeur	Virginie MONNET-CORTI
Affaires générales	Docteur	Patrick TAVITIAN

Responsable des Services Administratifs et Techniques

Madame	Katia LEONI
--------	-------------

LISTE DES ENSEIGNANTS

PROFESSEURS DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

BUKIET Frédéric (58-01)
FOTI Bruno (56-02)
LE GALL Michel (56-01)
MONNET-CORTI Virginie (57-01)
ORTHLIEB Jean-Daniel (58-01)
RASKIN Anne (58-01)
RUQUET Michel (58-01)
TARDIEU Corinne (56-01)
TARDIVO Delphine (56-02)
TASSERY Hervé (58-01)

PROFESSEUR DES UNIVERSITES

ABOUT Imad (65)

PROFESSEURS EMERITES

DEJOU Jacques
HUE Olivier

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

ABOUDHARAM Gérard (58-01)	LAN Romain (56-02)
BANDON Daniel (56-01)	LAURENT Michel (58-01)
BELLONI Didier (57-01)	LAURENT Patrick (57-01)
BOHAR Jacques (56-01)	MAILLE Gérald (58-01)
CAMOIN Ariane (56-01)	PHILIP-ALLIEZ Camille (56-01)
CAMPANA Fabrice (57-01)	POMMEL Ludovic (58-01)
CATHERINE Jean-Hugues (57-01)	PRECKEL Bernard-Éric (58-01)
GAUBERT Jacques (56-01)	RÉ Jean-Philippe (58-01)
GIRAUD Thomas (58-01)	ROCHE-POGGI Philippe (57-01)
GIRAUDEAU Anne (58-01)	STEPHAN Grégory (58-01)
GUIVARC'H Maud (58-01)	TAVITIAN Patrick (58-01)
JACQUOT Bruno (58-01)	TERRER Elodie (58-01)
LABORDE Gilles (58-01)	TOSELLO Alain (58-01)

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES ASSOCIES

BALLESTER Benoît (58-01)
BLANCHET Isabelle (56-01)
MENSE Chloé (58-01)
SILVESTRI Frédéric (58-01)

ASSISTANTS HOSPITALIERS ET UNIVERSITAIRES

AL AZAWI Hala ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	HAHN-GOLETTI Larissa ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
ANTEZACK Angeline ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾	LIOTARD Alicia ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
ARNIER Canelle ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	MANSUY Charlotte ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
BACHET-DORISON Damienne ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	MARTIN William ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾
CAMBON Isabelle ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	MATTERA Rémi ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾
CASAZZA Estelle ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	MELLOUL Sébastien ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾
CASTRO Romain ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾	PARFU Anne ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
DAVID Laura ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	PASCHEL Laura ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
DEVICTOR Alix ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾	PILLIOL Virginie ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
DODDS Mélina ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾	REPETTO Andréa ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
DRAUSSIN Thierry ⁽⁵⁶⁻⁰²⁾	ROMANET Yvan ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾
DUMAS Cathy ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾	SANTUNIONE Charlotte ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
HADJ-SAID Mehdi ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾	VINAÏ Michael ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾

ASSISTANTS DES UNIVERSITES ASSOCIES

GRINE Ghilès ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾
HOUVENAEGHEL Brice ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾

Intitulés des sections CNU :

- *56^{ème} section : Développement, croissance et prévention*
- *56-01 Odontologie pédiatrique et orthopédie dento-faciale*
- *56-02 : Prévention – Epidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale*
- *57^{ème} section : Chirurgie orale ; Parodontologie ; Biologie Orale*
- *57-01 : Chirurgie orale – Parodontologie – Biologie orale*
- *58^{ème} section : Réhabilitation orale*
- *58-01 : Dentisterie restauratrice – Endodontie – Prothèses – Fonction-Dysfonction – Imagerie – Biomatériaux*

L'auteur s'engage à respecter les droits des tiers, et notamment les droits de propriété intellectuelle. Dans l'hypothèse où la thèse comporterait des éléments protégés par un droit quelconque, l'auteur doit solliciter les autorisations nécessaires à leur utilisation, leur reproduction et leur représentation auprès du ou des titulaires des droits. L'auteur est responsable du contenu de sa thèse. Il garantit l'Université contre tout recours. Elle ne pourra en aucun cas être tenue responsable de l'atteinte aux droits d'un tiers

A Monsieur le Professeur Michel RUQUET,

Je vous remercie d'avoir accepté la présidence de cette thèse.

Votre enseignement et votre approche de la prothèse ont posé pour moi les bases d'une pratique éclairée et consciente.

Je vous suis reconnaissante pour la qualité de votre enseignement, votre pédagogie et votre disponibilité lors des vacances cliniques au pavillon.

Veillez trouver ici l'expression de ma gratitude et de mon respect.

A Madame le professeur Anne RASKIN,

Je vous remercie d'avoir accepté de diriger ce travail, et de la confiance que vous m'avez accordée pour le réaliser.

Votre sympathie, votre disponibilité et votre bienveillance font de vous une enseignante formidable. Vous avez su rendre nos études et notre apprentissage clinique plus agréable par votre humanité.

Je vous remercie pour ces moments de partage et d'enseignement à l'IGH.

Veillez recevoir ici le témoignage de ma profonde estime et de mon grand respect.

A Madame le docteur Elodie TERRER,

Je vous remercie de me faire l'honneur de siéger dans mon jury de thèse.

Je vous suis reconnaissante du savoir que vous nous avez transmis, de votre disponibilité, de votre gentillesse.

J'espère que cette thèse aura suscité votre intérêt, veuillez y trouver l'expression de ma sincère estime.

A Madame le docteur Isabelle BLANCHET,

Je suis honorée de votre présence en ce jour important et de la spontanéité avec laquelle vous avez accepté de faire partie de mon jury.

Je vous remercie pour votre gentillesse et votre sens de la pédagogie.

Cela a été un réel plaisir de travailler en clinique avec vous.

Soyez assurée de mon profond respect et de ma reconnaissance.

La polymérisation des résines en technique directe : État actuel des connaissances

Table des matières

1	Introduction.....	1
2	Les résines composites.....	1
2.1	Définition.....	2
2.2	Composition.....	2
2.2.1	La phase organique.....	2
2.2.1.1	La résine matricielle : monomère ou oligomère.....	2
2.2.1.2	Diluants ou contrôleurs de viscosité.....	3
2.2.1.3	Les agents de polymérisations.....	4
2.2.1.4	Les inhibiteurs de prises.....	4
2.2.1.5	Les pigments.....	4
2.2.2	La phase inorganique.....	5
2.2.2.1	Natures des charges.....	5
2.2.2.2	Forme des charges.....	6
2.2.2.3	Taille des charges.....	6
2.2.2.4	Pourcentage des charges.....	6
2.2.3	L'agent de couplage : Le silane.....	6
2.3	Classification.....	7
2.3.1	En fonction des charges.....	8
2.3.2	En fonction de la matrice organique.....	9
2.3.2.1	Conventionnelle.....	9
2.3.2.2	Ormocers.....	9
2.3.2.3	Bulk.....	10
2.3.2.4	Silorane.....	11
2.3.3	En fonction de la viscosité.....	12
2.3.4	En fonction de la polymérisation.....	13
3	Polymérisation des résines composites.....	13
3.1	Réaction de polymérisation.....	13
3.1.1	Étapes principales de la réaction de polymérisation.....	13
3.1.1.1	Initiation.....	14
3.1.1.2	Propagation.....	14
3.1.1.3	Terminaison.....	14
3.1.2	Les différentes catégories de réaction de polymérisation.....	15
3.1.2.1	Chémopolymérisation.....	15
3.1.2.2	Photopolymérisation.....	16
3.1.2.2.1	Étapes de la photopolymérisation.....	17
3.1.2.2.2	Les nouveaux photo-sensibilisateurs.....	18
3.1.2.2.3	Les avantages et les inconvénients de la photopolymérisation.....	19
3.1.2.3	La polymérisation duale.....	19
3.1.3	Polymérisation et degré de conversion.....	19
3.2	Lampes à polymériser.....	20
3.2.1	Famille de lampes à polymériser.....	20
3.2.1.1	Lampes halogènes ou QHT (quartz halogène tungstène).....	20
3.2.1.1.1	Constitution.....	21

3.2.1.1.2	Fonctionnement	22
3.2.1.1.3	Avantages et inconvénients.....	23
3.2.1.2	Lampe à arc plasma/xénon.....	23
3.2.1.2.1	Constitution	24
3.2.1.2.2	Fonctionnement	25
3.2.1.2.3	Avantages et inconvénients.....	26
3.2.1.3	Lampe laser Argon.....	26
3.2.1.3.1	Constitution	27
3.2.1.3.2	Fonctionnement	27
3.2.1.3.3	Avantages et inconvénients.....	28
3.2.1.4	LED.....	28
3.2.1.4.1	Constitution	29
3.2.1.4.2	Fonctionnement	29
3.2.1.4.3	Avantages	30
3.2.1.4.4	Lampe LED de 1 ^{ère} génération.....	31
3.2.1.4.5	Lampe LED de 2 ^{ème} génération	31
3.2.1.4.6	Lampe LED de 3 ^{ème} génération	32
3.2.2	<i>Cahier des charges d'un générateur de photopolymérisation</i>	35
3.2.3	<i>Risques des lampes à photopolymériser</i>	35
3.2.3.1	Risques d'élévation de la température	35
3.2.3.2	Risques de la lumière bleue.....	35
3.2.3.3	Risques liés aux lampes à bas prix.....	36
3.2.4	<i>Maintenance des lampes à photopolymériser</i>	36
3.2.5	<i>Facteurs influençant la polymérisation concernant l'utilisation des lampes</i>	37
3.2.5.1	Temps d'irradiation	37
3.2.5.2	Distance et diamètre de la pointe de la lampe.....	37
3.2.5.3	Technique	38
3.2.5.4	Irradiance et émission spectrale.....	39
3.2.5.5	Mode de polymérisation de la lampe.....	40
3.3	Autres facteurs influençant la polymérisation	41
3.3.1	<i>Types de RC</i>	41
3.3.2	<i>Lumière scialytique et aide optique</i>	42
3.3.3	<i>Chaleur dégagée par la lampe</i>	42
3.3.4	<i>Phénomène de contraction de prise</i>	42
4	<i>Application clinique de la polymérisation</i>	43
5	<i>Conclusion</i>	47

Acronymes :

RC : Résine composite

CQ : Camphorquinone

1 Introduction

Dans les années 60, un nouveau matériau de restauration dentaire fait son apparition : les résines composites (RC). Du fait de l'augmentation de la demande esthétique ainsi que de la préservation tissulaire, le composite dentaire a très vite pris le monopole au sein de la pratique dentaire comme matériau d'obturation.

Au départ chémopolymérisable, le RC connaît un développement rapide et dans les années 70, la photopolymérisation est pour la première fois utilisée. Ce procédé de polymérisation repose sur l'émission de photons permettant de lancer puis d'accompagner la réaction de polymérisation.

Les techniques s'étant développées, les fabricants proposent une grande diversité de matériau ayant chacun ses recommandations en matière de polymérisation.

L'évolution des RC au fil des années a été accompagnée par une amélioration considérable des lampes à photopolymériser. Aujourd'hui, les lampes LED sont les plus utilisées au sein des cabinets.

Pour évaluer la qualité de la polymérisation de nombreux facteurs liés au praticien, au matériau utilisé et au patient traité doivent être pris en compte.

L'objectif de ce travail réside dans la réalisation d'une synthèse des données actuelles de la polymérisation des RC en technique directe.

Dans un premier temps, la composition ainsi que la classification des RC seront détaillées, puis nous verrons dans un deuxième temps le mécanisme des réactions de polymérisation. Les différentes sources lumineuses utilisées actuellement ainsi que les facteurs influençant la polymérisation seront décrits. Dans une troisième partie, nous verrons les différents procédés de polymérisation en fonction des RC utilisées.

2 Les résines composites

Les premiers matériaux de restauration dentaire esthétique tels que les résines époxy ont rapidement laissé apparaître une faiblesse sur le plan mécanique.

En effet, on a pu observer une adhérence faible aux tissus dentaires, une contraction importante de polymérisation ainsi qu'une dilatation thermique importante.

Afin de palier à ces déficits majeurs, les premiers matériaux de restauration dentaire esthétique ont dû être modifiés donnant en conséquence naissance au RC et à la dentisterie adhésive.

2.1 Définition

Le terme « composite » est employé pour signifier que le matériau est composé d'au moins de deux constituants dont les qualités se complètent et qui lui permettent d'acquérir des propriétés supplémentaires que chaque élément seul ne possède pas. (1)

Les RC à usage dentaire sont composées de 3 éléments :

- La phase organique
- La phase inorganique
- L'agent de couplage

Chacun de ces éléments joue un rôle primordial et complémentaire.

2.2 Composition

2.2.1 La phase organique

25% à 50% du volume de la RC est représenté par la phase organique ou matrice résineuse. Elle est constituée par la résine, par les abaisseurs de viscosité, par le système de polymérisation et par divers additifs. (2)

2.2.1.1 La résine matricielle : monomère ou oligomère

Le composant chimiquement actif de la RC est la résine matricielle. C'est au sein de celle-ci que se passe la réaction de polymérisation.

La matrice résineuse est à l'origine de la consistance visco-élastique du matériau avant polymérisation et elle permet donc sa manipulation clinique.

Elle assure également la cohésion de l'ensemble des constituants après polymérisation.(1)

Ce sont tous des monomères « R - di méthacrylates » (à l'exception du silorane, 3M ESPE), rendant ainsi toutes les RC compatibles entre elles et avec les adhésifs.(3)

Initialement, il s'agit d'une réaction d'addition engendrant la conversion d'un monomère fluide en un polymère rigide. Cette possibilité de passer d'une masse plastique à un solide rigide permet l'utilisation de ce matériau pour la restauration en technique directe. (2)

La polymérisation initie la formation d'un réseau tridimensionnel dans lequel les charges sont dispersées et fixées. Suite à la faible flexibilité du polymère en formation, seule une partie des monomères est convertie en polymères. La viscosité, la rétraction de prise, l'absorption d'eau et les propriétés mécaniques du composite sont fortement influencés par la sélection des monomères. (4)

La résine matricielle de la RC constitue le maillon faible : rétraction de prise, coefficient d'expansion thermique trop élevé, propriétés mécaniques réduites.

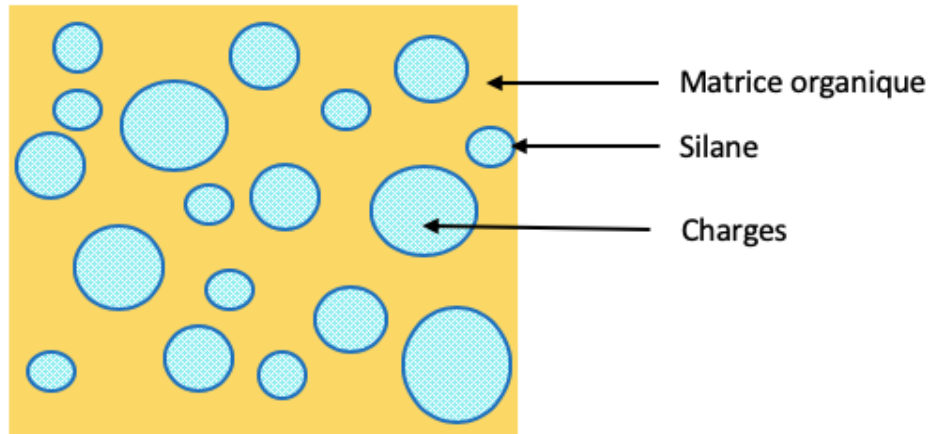


Figure 1 : Représentation schématique d'une résine composite dentaire.(2)

Le monomère historique di-méthacrylates est le bis-GMA, mise au point par Bowen en 1962. C'est un monomère à haut poids moléculaire. Cela a pour conséquence de diminuer le phénomène de rétraction de prise mais en fait également un matériau très visqueux. Des dérivés ont été créés afin de diminuer cette viscosité et son hydrophilie : bis-MA, bis-EMA, bis-PMA. (5)

En 1974, sont apparus les monomères d'UDMA (uréthane di-méthacrylates), de plus faible masse molaire, de moindre viscosité, mais la rétraction de prise est plus importante. (1)

2.2.1.2 Diluants ou contrôleurs de viscosité

Les monomères de Bis-GMA et de UDMA sont des liquides avec un poids moléculaire élevé, ce qui les rend très visqueux. L'ajout d'une grande quantité de charges provoque la formation d'un matériau de consistance trop épaisse pour l'usage clinique. Par conséquent, pour palier à ce problème, des monomères de faible viscosité sont ajoutés :

- méthacrylate de méthyle (MMA) ;
- éthylène glycol diméthacrylate (EGDMA) ;
- diéthylène glycol diméthacrylate (DEGMA) ;
- triéthylène glycol diméthacrylate (TEGDMA) : Le TEGDMA est le diluant le plus utilisé.

Le diluant influence les propriétés physiques du matériau. La résine est plus flexible, moins cassante, cependant il induit une augmentation de la rétraction de prise, une diminution de la résistance à l'abrasion. Il présente également des inconvénients sur le plan de la biocompatibilité. (4)

2.2.1.3 Les agents de polymérisations

Le passage de monomère à polymère va être initié par la transformation des initiateurs ou amorceurs en radicaux libres. Cette transformation va être permise grâce à des activateurs ou catalyseurs.

Dans la partie II, nous verrons de manière plus détaillée leur rôle dans le processus de polymérisation.

2.2.1.4 Les inhibiteurs de prises

Les matériaux composites doivent pouvoir être conservés sans qu'il y ait de polymérisation spontanée. Les inhibiteurs de prise se caractérisent par une forte réactivité avec les radicaux libres. Si des radicaux libres sont formés comme, par exemple, lors de l'exposition du composite à la lumière ambiante pendant la manipulation, l'inhibiteur réagit prioritairement avec les radicaux libres, empêchant un début de polymérisation. Ce n'est qu'après consommation de tout l'inhibiteur que les radicaux libres induisent la polymérisation.

Les principaux inhibiteurs de polymérisation sont des dérivés des phénols :

- Le butyl-hydroxy-toluène ou BHT (2,6-di-tert-butyl-4-méthyle phénol) ;
- Le 4-méthoxyphénol (MEHQ).

Étant donné le pouvoir inhibiteur des phénols sur les résines diméthacryliques, l'utilisation des ciments à base d'eugénol comme fond de cavité est contre-indiquée avec les composites. (2)

Particularité : l'oxygène

L'oxygène est un puissant inhibiteur de polymérisation des RC. C'est la raison pour laquelle la couche superficielle de la RC n'est jamais polymérisée lorsqu'elle est en contact avec l'oxygène. C'est également grâce à cette inhibition que l'on peut travailler par incréments lors de la mise en œuvre de la RC.(6) Cette partie superficielle peut être polymérisée en recouvrant, préalablement à la polymérisation, la RC d'une couche de glycérine. Si ce n'est pas le cas, cette couche superficielle disparaîtra lors du polissage de la restauration. (5)

2.2.1.5 Les pigments

Ils permettent de modifier la couleur de la RC. Ce sont essentiellement des oxydes de métaux (Fe₂O₃, FeOOH...). Ils doivent être stable dans le temps.(7)

La matrice résineuse comporte également des opacifiants (TiO₂, Al₂O₃...) afin d'ajuster la transmission optique des restaurations. (8)

2.2.2 La phase inorganique

Les charges constituent la partie inerte.

Réduire la proportion de résine est l'objectif principal de l'incorporation des charges. La résine constituant le maillon faible du matériau.

Les charges inorganiques améliorent les propriétés des RC. Les propriétés mécaniques, physiques et la rétraction de prise ont été perfectionnées par l'augmentation du pourcentage de charges. A l'inverse l'état de surface, l'esthétique et la résistance à l'usure sont quant à eux améliorés par la diminution de la dimension des charges.

D'un point de vue clinique, la viscosité et la facilité de manipulation pourront, grâce aux charges, être modulées selon les indications et les demandes du praticien. (4)

Les RC contiennent une grande diversité de charges qui varient par leurs compositions, taille, forme et pourcentage.

2.2.2.1 Natures des charges

- Minérales

Les charges minérales sont formées de silice et de verres de métaux lourds. La silice se présente sous forme cristalline (quartz) ou non cristalline.

Le quartz a l'avantage d'être stable chimiquement mais il n'est pas radio-opaque, sa structure cristalline lui confère des arêtes vives. Il est par conséquent très dur et difficile à polir. En revanche, il se silanise plus facilement que le verre et est, de ce fait, plus résistant à l'érosion et plus stable pour la teinte.

Les verres de métaux lourds (silicate de verre de baryum, de strontium, verre de dioxyde de zirconium) ont pour objectif de rendre le matériau radio-opaque, ce qui permet de le visualiser sur les radiographies

- Organo-minérales

Le noyau minéral des charges est enrobé de matrice résineuse polymérisée. Les micro-charges sont utilisées sous cette forme ainsi que les charges OrMoCers. Il s'agit de macro monomères composés d'un noyau en silice inorganique greffé de groupements multifonctionnels de méthacrylate.

- Organiques

On trouve dans la RC des charges uniquement organiques constituées de triméthylolpropane triméthacrylate. (5)

2.2.2.2 Forme des charges

Les formes des charges ont été diversifiées afin de remplir le maximum d'espace. Les formes varient en fonction du mode de fabrication. Elles peuvent être de forme arrondie, sphériques ou anguleuses.

2.2.2.3 Taille des charges

La taille des charges varie de 5nm à 50 µm. On distingue :

- macro-charges : grosses particules de verre ou de quartz
- micro-charges ≈ 0,04 µm (silice, SiO₂)
- nano-charges ≈ 5-100nm
- hybrides

2.2.2.4 Pourcentage des charges

La proportion de charges peut être exprimée en pourcentage massique (% poids) ou en pourcentage volumique (% vol). Les propriétés du composite notamment les propriétés mécaniques sont améliorées par l'augmentation du pourcentage de charges liées à la matrice. (9)

2.2.3 L'agent de couplage : Le silane.

Le silane est un agent de couplage organo-minéral entre les charges et la phase organique. Ils vont se lier aux charges par leurs groupements silanols par formation de liaisons siloxanes (-Si-O-Si-) et à la résine par les groupements méthacryliques. C'est la condition fondamentale pour qu'il y ait une union entre la phase organique et les charges. (5)

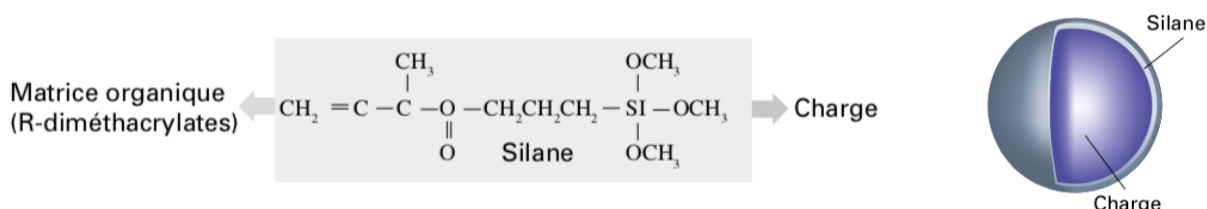


Figure 2: Silane. (5)

Le vieillissement prématuré et rapide de la RC peut être causé par l'hydrolyse des liaisons établies entre les charges et la matrice, entraînant la décohésion des phases organique et minérale. (10)

2.3 Classification

Il existe actuellement plus de 200 RC commercialisées pour les restaurations en technique directe. Bien que les caractéristiques de base soient les mêmes, elles n'en demeurent pas moins différentes et ne possèdent pas toutes les mêmes propriétés. Elles peuvent cependant être regroupées en fonction de certaines de leurs spécificités.

Quatre critères de classification sont ainsi utilisés pour classer les RC :

- Les charges
- La matrice organique
- La viscosité
- Le mode de polymérisation

2.3.1 En fonction des charges

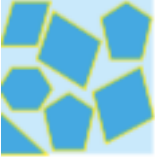
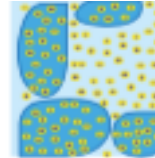
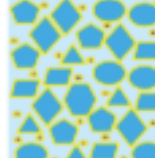
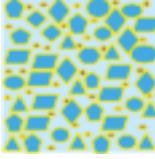
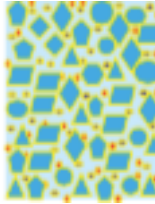
Famille	Historique	Taux de charges	Distribution des charges	Intérêts	Inconvénients
Macrochargées 	Apparition dans les années 60 (chémopolymérisable) Aujourd'hui obsolète	Entre 70 et 80% en masse	15 à 40 μm	Bonne propriété mécanique	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Mauvais état de surface ◆ Difficile à polir
Microchargées 	Apparition dans les années 70 Aujourd'hui obsolète	Entre 35 et 70% en masse	Silice 0,04 μm Prépolymères de 10 à 50 μm	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Bon état de surface ◆ Résistant à l'usure ◆ Bonne propriété optique 	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Propriété mécanique insuffisante ◆ Retrait de polymérisation élevé
Hybrides 	Apparition dans les années 80	Jusqu'à 90% en masse	Silice 0,04 μm Charge de verre de 1 à 10 μm	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Bonnes propriétés mécaniques ◆ Bonnes propriétés optiques 	Propriété esthétique moindre → est utilisé en substitut dentinaire
Microhybrides 	Fin des années 90	Jusqu'à 80% en masse	Silice 0,04 μm Charge de verre < 1 μm	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Bonnes propriétés mécaniques ◆ Esthétique ◆ Bonne aptitude au polissage ◆ Composites universels 	
Microhybrides nanochargées 	Début des années 2000	Jusqu'à 80% en masse	Silice 0,04 μm Charge de verre de <0,4 μm Charges nanométriques 4 à 20 nm	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Bonnes propriétés physiques et mécaniques ◆ Bonne aptitude au polissage ◆ Excellent état de surface ◆ Très bonnes propriétés optiques 	
Nanochargées	2013	Jusqu'à 80% en masse	Charges de silices et de zircones de 0,005 à 0,01 μm	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Excellentes propriétés optiques ◆ Excellente aptitude au polissage ◆ Excellent état de surface ◆ Bonnes propriétés physiques et mécaniques ◆ Faible solubilité 	

Tableau 1: Classification des RC en fonction des charges (11)(12)(1)

2.3.2 En fonction de la matrice organique

2.3.2.1 Conventionnelle

Depuis la création des RC, la résine de la matrice organique est basée sur des monomères de diméthacrylates de hauts poids moléculaires tels que le Bis-GMA. Par ailleurs, comme les charges et la matrice organique n'adhèrent pas entre elles, les charges sont salinisées pour assurer une cohésion de ces deux phases.(5)

Actuellement, cette catégorie regroupe la majorité des RC que l'on peut qualifier de conventionnelles.

Au début des années 2000, des modifications de la matrice organique ont été réalisées et trois familles supplémentaires de RC ont vu le jour : les ormocers, les siloxanes et les bulk.

2.3.2.2 Ormocers

Alors que les composites conventionnels sont formés d'une matrice purement organique, celle des matériaux à base d'Ormocers est basée sur un réseau inorganique.(13)

Le noyau est essentiellement constitué d'atomes de silicium associés à des charges inorganiques silanisées. Aux chaînes polysiloxanes constituées par l'enchaînement du silicium et de l'oxygène sont associées d'autres chaînes qui réagissent pendant la polymérisation. Ainsi, la matrice Ormocer contient déjà un polymère avant même la polymérisation. (13,14)

L'infrastructure à base de dioxydes de silicium (SiO_2) des Ormocers est très semblable à celle des céramiques, et c'est de cette structure commune que les Ormocers tirent leur nom.(4)

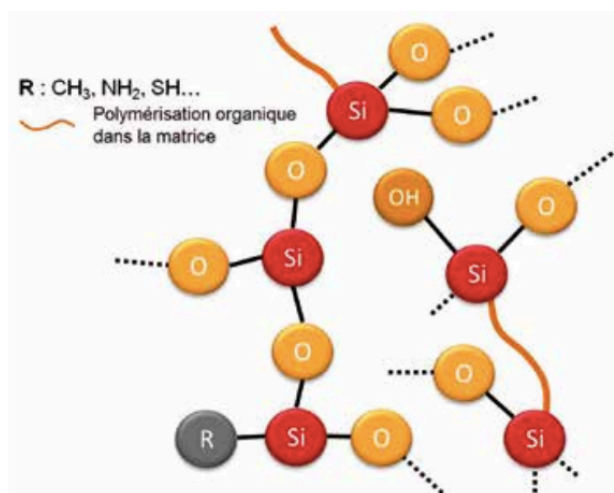


Figure 3: Schématisation de la matrice sol-gel d'un Ormocer.(13)

Leurs indications cliniques sont les mêmes que pour les composites traditionnels. (13)

Ce matériau possède de nombreux avantages :

- Esthétisme amélioré.
- Plusieurs viscosités et modes de placement possibles (fluide/condensable).
- Très bonne biocompatibilité grâce à l'abondance des sites de polymérisation.
- Résistance élevée à l'abrasion.
- Réduction du retrait de polymérisation.
- Diminution de la rugosité de surface.
- Protection contre les lésions carieuses.
- Permet de surmonter les inquiétudes concernant les composites à base de précurseurs de bisphénol A, qui est un perturbateur endocrinien cytotoxique mimant les effets des œstrogènes (15)

Les Ormocers allient les propriétés des silicones, la dureté des polymères et la stabilité thermique des céramiques.(13)

Il présente tout de même des inconvénients :

- Ses propriétés mécaniques sont inférieures à celle des RC conventionnelles.
- La dégradation par hydrolyse de la matrice est supérieure à celle des conventionnelles.(16)

2.3.2.3 Bulk

Afin d'augmenter la profondeur de polymérisation, les RC Bulk sont apparues sur le marché en 2003. Elles ont été modifiées afin de permettre une obturation « en masse » par des incréments d'épaisseur inférieure ou égale à 4-5 mm au niveau postérieur.

Les principales caractéristiques qui permettent cette augmentation de profondeur de polymérisation sont :

- Une translucidité accrue.
- Des photo-initiateur spécifique.
- Des modulateurs de stress. (17)

Elles restent néanmoins des RC conventionnelles quant à la composition de la résine de la matrice organique et/ou de leurs charges, à l'exception des ormocers bulk.(11)

Il existe deux familles de Bulk-fill :

- Les RC Bulk sans recouvrement (modelable) ; elles ont une haute viscosité et sont destinées à l'obturation complète de la cavité.
- Les RC Bulk avec recouvrement (fluide) ; elles ont une viscosité fluide et nécessitent un recouvrement de surface, et sont utilisées comme substituts dentinaires (18)

Les RC Bulk à faible viscosité ont obtenu de meilleurs résultats en matière d'efficacité de polymérisation que les Bulks à haute viscosité.(19)

Les Bulks-fill présentent de nombreux avantages :

- Gain de temps avec une technique d'obturation plus rapides que la stratification.
- La manipulation est simplifiée.
- Moins d'imperfections au niveau de l'interface entre les incréments de composites.
- Pas de choix chronophage de la teinte.
- Logistique moins complexe. (20)

Cependant, les RC Bulk présentent de nombreux inconvénients :

- Elles sont très opérateurs dépendants, selon, la technique de mise en œuvre, l'expérience du praticien, l'utilisation de digue ou non et la coopération du patient les résultats ne seront pas les mêmes.
- Les RC Bulk n'ont pas tous de faible contrainte de retrait.
- Profondeur de polymérisation insuffisante lors de temps d'exposition courts avec une lampe de polymérisation de faible puissance.
- Sensibilité plus élevée à la dégradation.
- Réalisation plus difficile du contact proximal.
- Leurs limites esthétiques les restreignent à une utilisation postérieure uniquement. (20,21)

Les études portant sur leurs comportements dans le temps restent limitées, il est impossible d'avoir une vision certifiée à long terme actuellement.

2.3.2.4 Silorane

Le silorane est composé de deux molécules : le siloxane, qui forme le matériau hydrophobe, et l'oxirane, qui permet la polymérisation. Ils ont une forme particulière en anneaux, contrairement aux monomères classiques qui se présentent sous forme de chaînes.

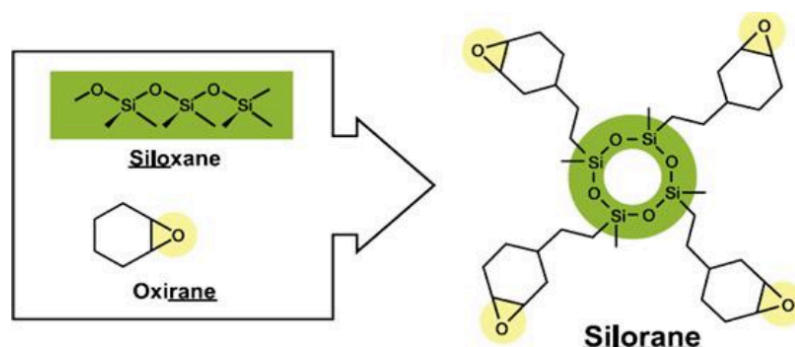


Figure 4: Structure du Silorane.(22)

Selon le fabricant, le processus de polymérisation entraîne un taux de rétraction de moins de 1 %. Il a été conçu principalement pour les secteurs postérieurs.(23,24)

Ce matériau étant basé sur une chimie de la phase organique différente des méthacrylates, il possède son propre système d'adhésif et ne peut utiliser un adhésif conventionnel. (11)

Le Silorane est encore récent et très peu de composites à base de Silorane ont vu le jour. Jusqu'à récemment, le seul sur le marché était le Filtek Silorane de 3M et la plupart des études sur le Silorane se basent donc sur ce dernier ou ses prédécesseurs.

Avantages :

- Réduction de la traction de polymérisation par rapport aux RC conventionnelles.
- Faible solubilité.
- Bonne résistance à la flexion et à la fracture.
- Bonne résistance à l'abrasion et à l'usure.(25)(26)

Inconvénients :

- Propriétés mécaniques et physiques inférieures à celles des microhybrides nanochargées.
- Nécessite l'utilisation d'un adhésif spécifique. (27)
- Faible Résistance à la compression.
- Faible solidité.(28)

Les restaurations réalisées avec des composites à faible retrait de polymérisation, tels que le silorane, l'Ormocer et le type de remplissage en vrac ont montré des performances cliniques similaires aux restaurations réalisées avec des RC conventionnels.(29)

2.3.3 En fonction de la viscosité

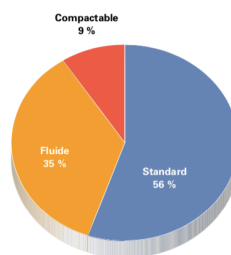


Figure 5: Famille des résines composites classées en fonction de la viscosité.(11)

Il existe trois modes de viscosité :

- *Les fluides (flow)* : Matériaux plus élastiques mais avec un plus haut taux de rétraction de prise. Ils sont utilisés pour les petites cavités et les joints viscoélastiques.
- *Compactables* : L'objectif est d'obtenir un matériau proche de l'amalgame en termes de mise en œuvre (à compacter, couche épaisse).
- *Standard*

2.3.4 En fonction de la polymérisation

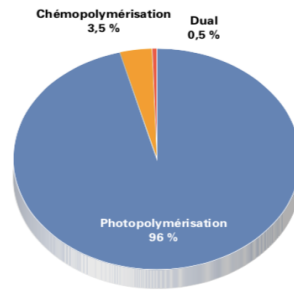


Figure 6: Famille des RC classées en fonction du mode de polymérisation.(11)

Il existe trois modes de polymérisation :

- Photo-polymérisable.
- Chémo-polymérisable.
- Dual.

3 Polymérisation des résines composites

3.1 Réaction de polymérisation

3.1.1 *Étapes principales de la réaction de polymérisation*

La réaction de prise d'une résine composite entraîne la transformation d'un matériau à l'état pâteux (monomères) en un matériau dur (polymère).(5)

Il s'agit d'une polymérisation par croissance de chaînes de type radicalaire. C'est à dire que le monomère qui se fixe sur la chaîne devient lui-même réactif permettant la fixation d'autres monomères (30) pour donner une molécule de haut poids moléculaire appelée polymère.

Le mécanisme de la polymérisation peut se décomposer en trois étapes : initiation, propagation et terminaison

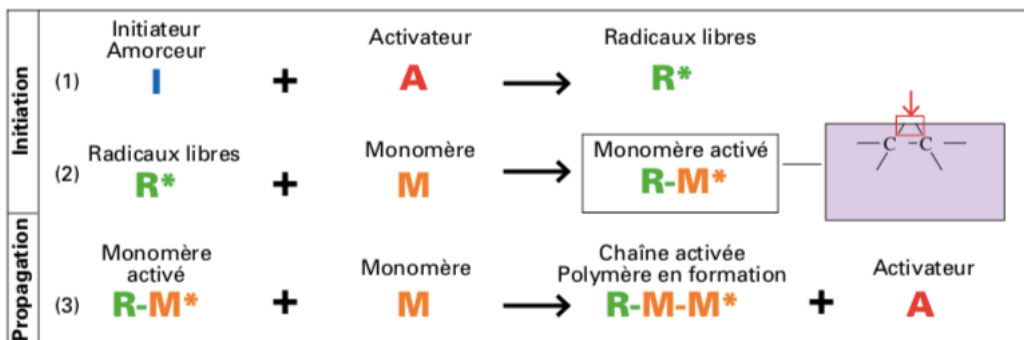


Figure 7: Étapes principales de la réaction de polymérisation.(5)

3.1.1.1 Initiation

Cette étape permet la production de radicaux libres.

Sous l'effet d'un activateur, un initiateur produit des molécules excitées. Ces molécules sont des radicaux libres ayant un électron de leur enveloppe extérieure cherchant activement un autre électron pour partager son orbite, et former ainsi une liaison covalente stable. (31)

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 pour une activation chimique. (32)

Ce sont le nombre de radicaux libres formés, la vitesse à laquelle ils se forment et la vitesse à laquelle ils sont annihilés qui contrôlent la réaction de polymérisation ultérieure. Ainsi, des facteurs tels que le dosage des composants, la température et la quantité d'énergie radiante exposée sont sous le contrôle du clinicien et influenceront tous de manière significative la vitesse à laquelle le processus de polymérisation se déroulera.(31)

3.1.1.2 Propagation

Le premier monomère transformé en radical libre cherche ensuite d'autres espèces monomères riches en électrons, avec lesquelles il réagit pour former des liaisons covalentes, et crée également par la suite une nouvelle extrémité radicale pour chaque unité monomère qui est jointe.

De cette manière, la chaîne polymère s'allonge, en ajoutant par covalence une par une des unités monomères. Au fur et à mesure que le processus se poursuit, le taux de consommation de monomères augmente de manière drastique, ce qui entraîne une très forte augmentation du taux du processus global de polymérisation, appelée "auto-accélération". Avec l'incorporation croissante du monomère dans le réseau de polymères en expansion, la viscosité du système de résine augmente, et le taux de diffusion des extrémités des radicaux en expansion est fortement réduit, ce qui entraîne une baisse générale du taux de polymérisation, ainsi que l'épuisement du monomère disponible n'ayant pas réagi. (31)

3.1.1.3 Terminaison

Cette phase correspond à l'arrêt de la croissance des chaînes par la rencontre du polymère via son radical libre avec un autre radical libre ou encore avec une molécule d'eugénol (*l'utilisation de ciment à base d'eugénol comme protecteur pulpaire est donc à proscrire lors de la réalisation de résines composites*), d'hydroquinone ou d'oxygène. Ce phénomène peut

diminuer l'initiation et donc induire un retard de polymérisation ou, augmenter la terminaison. Ainsi, on assistera à une diminution du degré de polymérisation.

La terminaison correspond surtout à l'impossibilité des monomères résiduels à se lier du fait de la rigidification du système polymère qui se met en place.

Il est important de noter que la réaction de polymérisation n'est jamais complète. Il reste donc des radicaux libres et des monomères non activés pouvant être libérés.(33) Cela permet la fixation de couches de résine supplémentaires. Une fois la stratification terminée, il est nécessaire de polir la surface du composite pour éliminer la fine couche présentant des propriétés moindres.

3.1.2 Les différentes catégories de réaction de polymérisation

3.1.2.1 Chémopolymérisation

Le principe est qu'un électron de l'azote (N) se fixe sur le peroxyde (de benzoyle) créant un radical libre (R*).

Il s'agit d'une réaction d'oxydo-réduction.

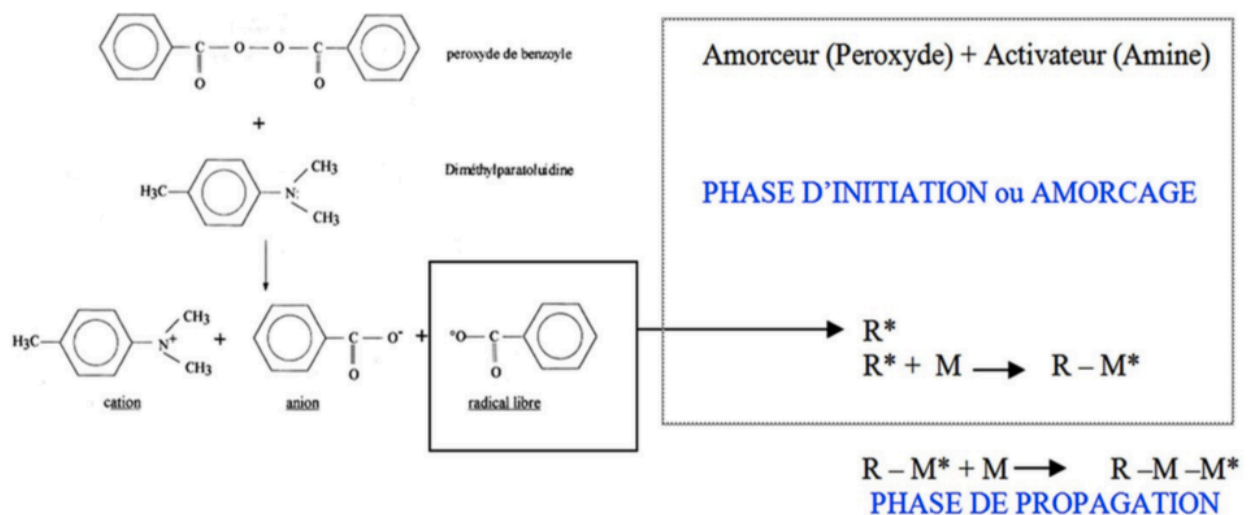


Figure 8 : Réaction de chémopolymérisation (10)

Les RC chémopolymérisables se présentent sous la forme de deux pâtes, l'une contenant l'initiateur et l'autre l'activateur.

Les principaux amorceurs de la chémopolymérisation sont des peroxydes.

Le peroxyde de benzoyle, initiateur classique, sous l'action de la chaleur ou de certains produits chimiques (activateurs, accélérateurs, catalyseurs) génère des radicaux libres, ce qui va initier la polymérisation. Dans les composites, le catalyseur chimique est généralement une amine tertiaire aromatique telle que la paratoluidine.

Le peroxyde de benzoyle se décompose de manière lente et progressive entraînant un allongement du temps de prise puisque la concentration en initiateur diminue. Cependant, sa décomposition va également provoquer des changements de teinte de la résine. En effet, les amines qui n'ont pas réagi avec le peroxyde de benzoyle vont s'oxyder et brunir. Ces amines constituent environ 2% des composites chémo-polymérisants contre moins de 0,1 % pour les composites photopolymérisants.

La conservation du peroxyde de benzoyle peut être améliorée en maintenant les produits au frais et dans l'obscurité.

Avantages :

- Pas de source lumineuse
- Génère moins de chaleur
- Moins coûteux
- Contraintes de rétraction plus faibles
- Plus fluide

Inconvénients :

- Temps de travail court et temps de prise long
- Moins performant
- Rugosité de surface plus importante
- Risque de discoloration intrinsèque (4)

3.1.2.2 Photopolymérisation

L'initiateur est, dans ce cas, photosensible. Ce sont des photons qui servent d'activateur.

La photopolymérisation date des années 70. Initialement, la lumière émise était dans le domaine de l'ultraviolet ce qui correspond à une longueur d'onde de 10 à 400 nm. L'initiateur était essentiellement du benzoin méthyléther dont le pic d'absorption était de 365nm. (34) La lumière UV présentant de nombreux inconvénients, comme un risque pour la peau et la cornée, et des défauts d'efficacité (mauvaise pénétration à travers l'émail et la dentine...), elle a été remplacée par de la lumière visible.(4)

Actuellement, le photo-initiateur le plus utilisé est une amine non aromatique (par exemple : N,N-diméthylaminoéthyl-méthacrylate (DMAEMA)). Il ne permet pas une réaction de prise assez rapide. C'est la raison pour laquelle, un photo-sensibilisateur lui est ajouté.(5)

Le photo-sensibilisateur principal est la comphoroquinone (CQ) dont le pic d'absorption est de 468nm (35). Elle absorbe dans le domaine des UV dans la région du spectre qui correspond à des longueurs d'ondes de 200-300nm mais, également dans le domaine du visible qui

correspond au domaine du bleu ce qui équivaut à des longueurs d'ondes de 400-500nm, d'où sa couleur jaune (36).

3.1.2.2.1 Étapes de la photopolymérisation

1. Phase d'initiation (lente) : Les photons d'une lumière d'une longueur d'onde d'environ 450nm (lumière bleue) vont être absorbés par un photo-sensibilisateur (la CQ en général). Le photo-sensibilisateur activé va réagir avec un photo-initiateur, le DMAEMA ce qui va entraîner le transfert d'un atome d'hydrogène du photo-initiateur jusqu'à l'oxygène du photo-sensibilisateur. La molécule de méthacrylate présente alors un radical libre pouvant réagir avec les monomères environnants, en ouvrant leur double liaison C=C .(32)

2. Phase de propagation (rapide) : les monomères, après ouverture de leur double liaison, s'additionnent pour former de longues chaînes de polymères. La consistance du matériau évolue et on obtient en conséquence deux phases :
 - *La gélification* : passage d'un état de liquide visqueux à celui d'un gel élastique. La mobilité des radicaux libres est limitée, mais les monomères étant plus petit, peuvent se déplacer et créer des nouveaux sites d'initiation. Nous observons une auto-accélération, le taux de polymérisation augmente rapidement.(37)

 - *La vitrification* : passage d'un état caoutchouteux à celui de verre. La mobilité des monomères est limitée, nous assistons à une auto-décélération, le taux de polymérisation diminue. Ceci explique que le degré de conversion ne peut atteindre 100%, même dans de parfaites conditions de polymérisation.

3. Phase de terminaison : En l'absence de radicaux libres disponibles, la réaction s'arrête.

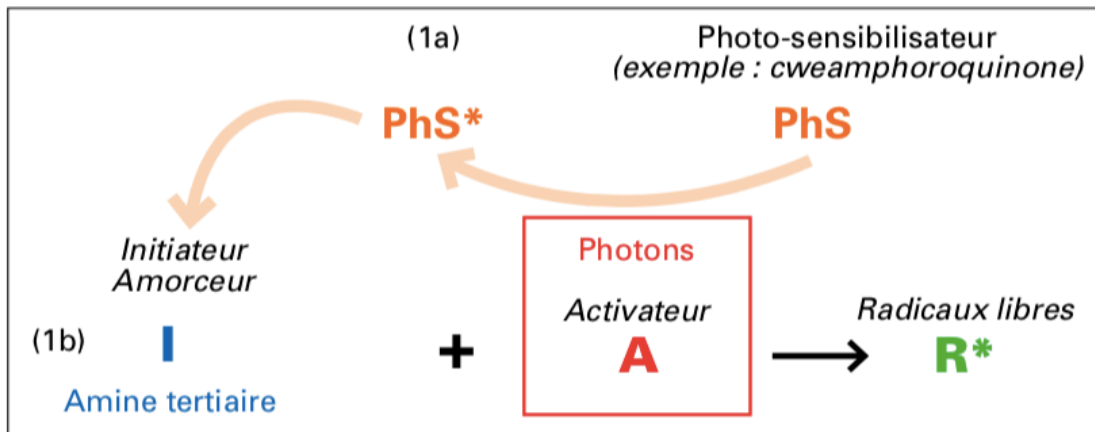


Figure 9 : Étape supplémentaire de la photopolymérisation(5)

3.1.2.2.2 Les nouveaux photo-sensibilisateurs

Jusqu'à il y a quelques années, on se servait exclusivement de la CQ. Toutefois, par l'augmentation des techniques d'éclaircissement dentaire, d'autres photo-sensibilisateurs sont utilisés aujourd'hui :

- Le phénylpropanedione (PPD)
- La Lucirin TPO
- L'Ivocérin
- MAPO
- BAPO

Ces photo-sensibilisateurs sont moins colorés que la CQ et permettent ainsi une utilisation dans le cadre des restaurations esthétiques sur des dents éclaircies. (38)(39)

Ils sont utilisés seuls sans l'intervention nécessaire d'une amine. Cependant, sachant que leurs pics d'excitation se situent dans le domaine du violet (390-425nm), une problématique surgit. En effet, vu qu'ils sont très peu excités par les lumières bleues, ils ne peuvent uniquement être employés seuls ou en étant associés à la CQ (qui est alors en plus faible concentration) .(40)

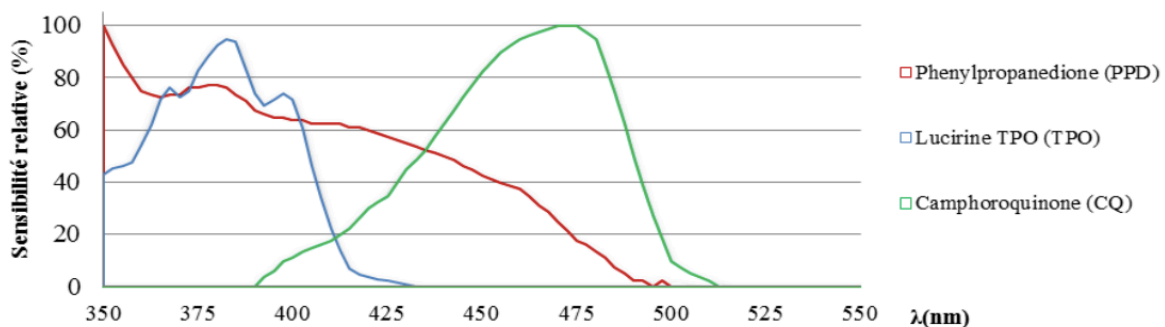


Figure 10: Spectres d'absorptions des différents photo-sensibilisateurs.(41)

3.1.2.2.3 Les avantages et les inconvénients de la photopolymérisation.

Avantages :

- Plus grande solidité/résistance
- Homogénéité remarquable
- Temps de travail long
- Meilleur rendu esthétique
- Polymérisation plus rapide par rapport à la chimopolymérisation.

Inconvénients :

- La polymérisation adéquate dépend de la propagation de la lumière au sein des matériaux
- Source de contraintes sur les parois cavitaires(32)

3.1.2.3 La polymérisation duale

La polymérisation duale est une réaction à la fois de chimopolymérisation et de photopolymérisation.

Elle est initiée par le mélange de deux composants présentant l'avantage d'obtenir une réaction de polymérisation dans des zones profondes ou inaccessible aux photons. L'excitation des photo-initiateurs par insolation du matériau permettra d'accélérer la réaction. En conséquence, on peut contrôler le temps de travail et donc réduire ce dernier. L'apport de lumière permet de poursuivre la polymérisation. (42)

Les composites duaux sont utilisés le plus souvent pour les reconstitutions coronno-radiculaires car la polymérisation chimique permet d'obtenir une polymérisation dans les zones inaccessibles aux photons. (43)

On les utilise aussi en tant que substitut dentinaire dans les reconstitutions en technique directe des secteurs postérieurs.(44)

3.1.3 Polymérisation et degré de conversion

Le degré de conversion est le principal critère pour définir la qualité de la réaction de polymérisation.(45). Il est défini par le nombre de monomère ayant réagi par rapport au nombre de monomère initial, c'est à dire le pourcentage de doubles liaisons $[C=C]$ qui se convertissent en $[C-C]$.(46)

Le degré de conversion est fonction du mode polymérisation, il est plus important avec la photopolymérisation qu'avec la chimopolymérisation.(10) Cependant, le degré de conversion d'un composite dual est supérieur ou égal à celui d'un composite chimopolymérisable.(47)(48)

Il dépend :

- De la nature de la matrice et des charges
- De la taille des charges
- De la teinte du composite
- De la puissance de la source lumineuse
- Du temps d'irradiation(10)

Comme les propriétés des polymères dépendent de la conversion, il faut également reconnaître que la conversion dans un échantillon de polymère n'est pas nécessairement uniforme.

Le degré de conversion n'est jamais de 100%. En effet, du fait de l'augmentation de la viscosité, certains monomères n'ont pas pu se lier aux chaînes. Son taux varie de 35 à 77% (37). Il augmente légèrement dans les 24h après la polymérisation.(49)

Une conversion complète dans des conditions de durcissement ambiantes donnerait un polymère caoutchouteux plutôt que vitreux. (50)

Plus ce taux est important, meilleures sont les propriétés mécaniques et physiques du matériau. (51)

Il peut être évalué par la spectroscopie infrarouge ou par des tests de micro dureté.

3.2 Lampes à polymériser

3.2.1 *Famille de lampes à polymériser*

3.2.1.1 *Lampes halogènes ou QHT (quartz halogène tungstène)*

Lampes halogènes ou QHT ont été le dispositif de choix jusqu'au début des années 2000. (52) Elles ont été les premiers dispositifs de photopolymérisation à la lumière visible à être commercialisés.



Figure 11 : Exemple d'ampoule à halogène dans son réflecteur



Figure 12: Exemple d'une lampe à halogène (Demetron LC Kerr)

3.2.1.1.1 Constitution

Les composants d'une lampe à halogène doivent présenter :

- Un haut point de fusion, afin de se rapprocher de la lumière blanche
- Un bas ratio de vaporisation

Elle se compose d'une ampoule de quartz pouvant résister à une température de 250-350°C et à une pression de 20 bars. Sa forme cylindrique augmente cette résistance. En son centre, se trouve un filament de tungstène, un matériel très réfractaire dont la température de fusion est de 3383°C. Ce filament est en général positionné transversalement à l'axe 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.

Un réflecteur dit « par focus » se trouve autour de l'ampoule. Il absorbe une partie de la chaleur et il permet de gérer l'orientation de la lumière émise vers l'entrée de la fibre.

Devant ce réflecteur est placée une glace permettant de respecter l'alignement du montage optique.

Cette lampe est constituée d'un gaz de remplissage. Ce gaz est un mélange d'un gaz inerte (argon, xénon, krypton) et d'un gaz halogène. Le gaz halogène limite la sublimation du tungstène par régénération.

Ce gaz de remplissage diatomique est la différence essentielle entre une ampoule à incandescence et une ampoule dite halogène.(53)

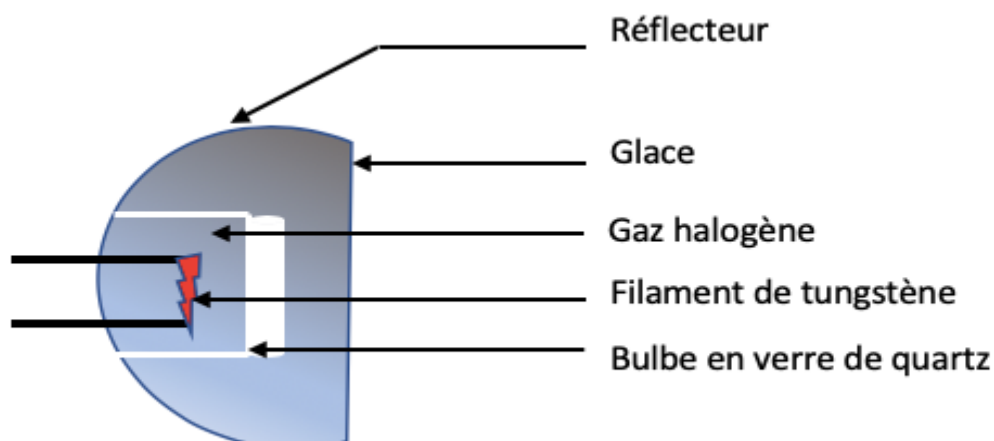


Figure 13: Représentation schématique d'une lampe à halogène.

3.2.1.1.2 Fonctionnement

La lampe à halogène fonctionne comme une ampoule à incandescence classique.

Quand le courant électrique traverse le filament de tungstène, ce dernier devient incandescent, c'est à dire que de la lumière va être émise. Il s'agit d'une lumière blanche à large spectre 300 à 1000 nm.(54)

Afin d'augmenter la durée de vie de la lampe, un cycle tungstène-halogène intervient. Il a un rôle de régénérateur. Il permet au tungstène de revenir sur le filament après s'être évaporé.

Les 3 étapes du cycle tungstène-halogène :

- Étapes 1 : les molécules du gaz halogène sont présentes à l'intérieur de l'ampoule et côtoient des atomes de tungstène provenant de la sublimation du filament.
- Étapes 2 : à bonne distance du filament, là où la température est plus basse, un atome de tungstène se combine à des atomes du gaz halogène. Il se forme une grosse molécule, qui doit rester en mouvement.
- Étapes 3 : lorsque la molécule arrive à proximité du filament, elle est soumise à une température élevée. Elle se décompose alors en molécules de dihalogène et en un atome de tungstène, qui se redéposera sur le filament. Les molécules de dihalogène peuvent à nouveau rencontrer un atome de tungstène sublimé ; un nouveau cycle recommencera.(55)(53)

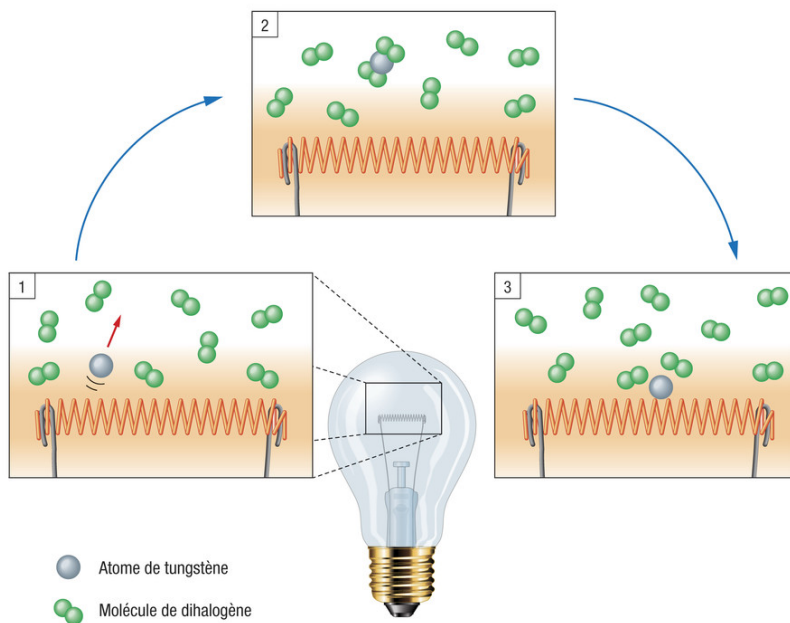


Figure 14: Cycle tungstène-halogène(55)

La durée de vie d'un filament n'est pas indéfinie. En effet le tungstène se redépose en un point différent de celui d'où il vient, ce qui laisse apparaître au bout d'un certain temps une série de points fragiles sur le filament, sources de rupture potentielles.(56,57) Ce sont des zones plus chaudes avec une résistance électrique plus importante, et moins apte à recevoir un nouveau dépôt de tungstène.

Notamment au niveau des connexions électriques, des « zones froides » réagissent avec les molécules de dihalogène et fragilisent là aussi l'ampoule.

La manière d'utilisation de la lampe dans notre métier et le fait que les ampoules sont confinées au centre des lampes amènent à une usure prématurée. Il est donc préférable, en chirurgie dentaire, de changer les ampoules halogènes tous les six mois.(53)

Ces lampes émettant un large spectre (300nm à 1000nm), il est alors nécessaire de filtrer cette lumière afin d'obtenir une longueur d'onde spécifique. Ceci va augmenter de manière significative la température. Son rendement s'en trouve diminué car une très grande partie de l'énergie va être émise sous forme de chaleur et que très peu sous forme de lumière. De ce fait, la lampe à halogène nécessite un ventilateur souvent très bruyant .(58)

3.2.1.1.3 Avantages et inconvénients

Avantages :

- Possibilité de polymériser tous les matériaux actuels du fait du large spectre
- Faible coût
- Possibilité de choisir parmi les divers systèmes destinés à contrôler la cinétique de polymérisation.(4)

Inconvénients :

- Peu ergonomique et encombrante
- Perte d'irradiante du fait de la courte vie de l'ampoule (50 à 100h)(59)
- Exige une maintenance fréquente
- Faible puissance radiante ce qui nécessite un temps d'exposition long (30 à 60s pour polymériser un incrément de 2mm)(35)

Elles ont été peu à peu abandonnées au profit des lampes LED.

3.2.1.2 *Lampe à arc plasma/xénon*

On estime que 99% de la matière de l'univers est sous la forme d'un plasma.

Cet état de plasma est constitué en quantité égale d'une très forte concentration d'ions positifs et négatifs assurant la neutralité parfaite ; c'est un gaz complètement ionisée.

Le plasma, appelé quatrième état de la matière, succède aux états solides, liquides et gazeux. (53)

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



Figure 16: Exemple ampoule plasma *Figure 15 : Exemple lampe plasma (Apollo 95E)*

3.2.1.2.1 Constitution

Une ampoule plasma est constituée de deux électrodes en tungstène une anode et une cathode placées à très faible distance l'une de l'autre. Elles sont situées dans un corps de lampe en céramique ou en verre remplie de gaz à haute pression (Xénon). Ce corps de lampe est entouré d'un réflecteur permettant d'orienter la lumière et de filtrer des rayons chauffants (pré-absorption).

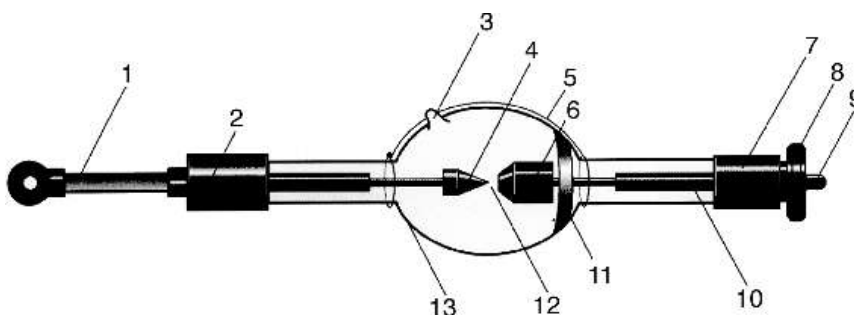


Figure 17: Constitution d'une lampe plasma(53)

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

3.2.1.2.2 Fonctionnement

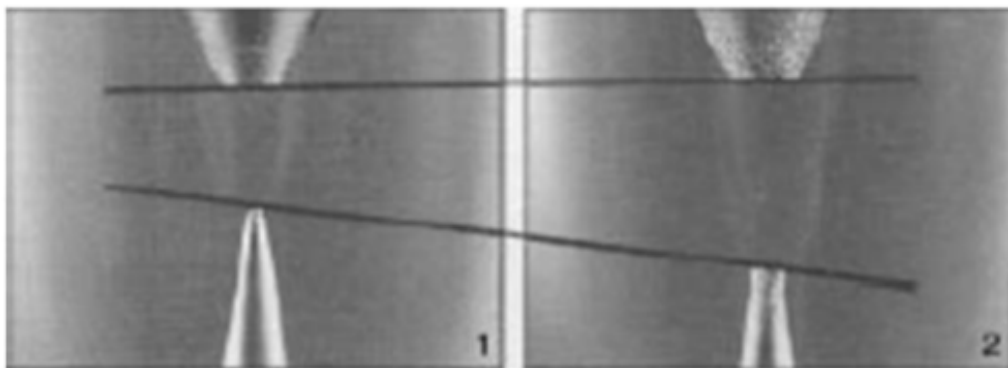
L'application d'un haut voltage va engendrer la formation d'un arc électrique entre les deux électrodes. La cathode émet des électrons qui vont migrer à travers l'arc pour venir frapper l'anode permettant l'ionisation du gaz. Ce gaz ionisé devient conducteur et va produire une grande quantité de radiations électromagnétiques à large spectre. Cette lumière va passer par un long tube contenant un liquide « filtrant » la lumière infrarouge, UV et diminuant la chaleur émise. (31)

Le cycle d'allumage d'une lampe plasma se décompose en 3 phases :

- L'amorçage : Une décharge électrique de 15000 à 20000 volts pendant 50 nanosecondes est appliquée entre les deux électrodes, la formation de l'arc électrique.
- Survoltage : pour maintenir cet arc, on applique une tension de 170 V durant 300 millisecondes.
- Maintien : enfin, on applique un courant continu (tension entre 12 et 16 V) entre les deux électrodes afin d'assurer son régime de fonctionnement. (53)

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.

Lors de l'amorçage, du fait des électrons prélevés sur l'anode, cette dernière se détériore, augmentant ainsi l'espace entre les deux électrodes. 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.



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

Figure 18: Détérioration des électrodes en fonction du nombre d'heures de fonctionnement.(53)

La durée de vie de ce type de lampe est d'environ 50 000 amorçages ce qui revient à 24-36 mois d'utilisation.

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 CQ. Cette longueur d'onde se situe aux alentours de 470 nm.(60)

3.2.1.2.3 Avantages et inconvénients

Avantage :

- Durée de polymérisation réduite (10 sec)

Inconvénients :

- Coûteuses
- Maintenance onéreuse
- Bruyantes et encombrantes
- Rétraction de prise courte et brutale(4)
- Faible degré de conversion des RC (61)

3.2.1.3 Lampe laser Argon



Figure 19: lampe à polymériser laser argon(31)

Les lampes laser Argon ont été développées à la même époque que les lampes à arc plasma. La lumière laser est monochromatique, unidirectionnelle et ordonnée à la différence de la lumière ordinaire. (62)

3.2.1.3.1 Constitution

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

Le résonateur optique (oscillateur) est constitué de deux miroirs qui doivent être parallèles entre eux et perpendiculaires aux rayonnements émis pour permettre l'émission de lumière. Un des miroirs est partiellement transparent afin de permettre la sortie du rayonnement engendré. C'est une cavité linéaire.

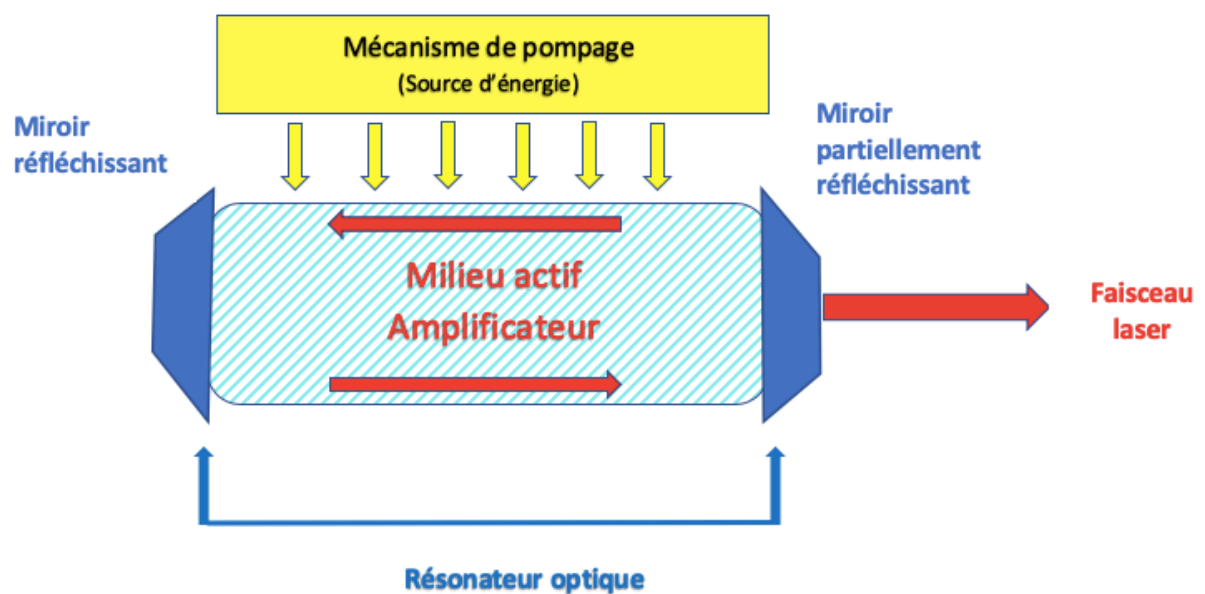


Figure 20: Schéma simplifié d'un laser

Dans le cas du laser argon, ce dernier est composé d'argon sous forme gazeuse au sein de l'oscillateur contenant également une anode et une cathode capables d'induire un arc électrique.(63)

3.2.1.3.2 Fonctionnement

Le fonctionnement du laser argon repose sur le principe de délivrance d'une haute énergie électrique à des atomes.

Cela va exciter les atomes d'argon qui vont abandonner leur orbite de basse énergie vers une orbite de haute énergie.

Lors de la désexcitation des électrons, il y a émission de photons de même longueur d'onde, ici dans le domaine du bleu. (64)

Les photons ainsi émis sont piégés au sein de l'oscillateur qui fonctionne comme une caisse de résonance lumineuse. Le photon va ainsi réaliser des allers-retours jusqu'à entrer en collision avec un atome d'argon excité. Cette collision va entraîner la désexcitation de l'atome d'argon avec l'émission d'un photon identique au photon incident qui pourra à son tour effectuer la même opération. La sortie du faisceau de l'oscillateur est rendue possible grâce au fait qu'un des miroirs est semi-transparent. Le faisceau est ensuite amplifié et transmis par fibre optique jusqu'à la zone d'intérêt. (65)

Le spectre d'émission est étroit et correspond à celui de la CQ. (35)

3.2.1.3.3 Avantages et inconvénients

Avantages :

- L'absence de filtre, car la lumière émise est monochromatique.(66)
- Pas de perte d'efficacité lorsqu'on les éloigne du matériau à photopolymériser.
- Bonne profondeur de polymérisation.
- Un temps d'irradiation nettement inférieur à celui des lampes QTH traditionnelles permettant d'obtenir des restaurations composites avec des propriétés mécaniques identiques.(67)

Inconvénients :

- Encombrants, lourds et chers.
- Augmentation de la température pulpaire.
- Augmentation de la température de la pièce.
- Risques de lésions tissulaire graves.(31)
- Forte consommation énergétique.
- Délai de 30 sec entre l'allumage et première émission.(68)

Ces inconvénients expliquent leur abandon progressif.

3.2.1.4 LED

Actuellement, les lampes LED sont les lampes de choix et les plus utilisées en dentisterie.

Elles reposent sur la technologie des diodes électroluminescence. (35)

Les diodes électroluminescentes (LED), sont des composants électroniques apparus en 1962 capables de transformer l'énergie électrique en énergie lumineuse.(69)

3.2.1.4.1 Constitution

Une LED est constituée d'un dôme en époxy qui est muni d'un bord plat du côté de la cathode. Ainsi, l'utilisateur est en mesure de distinguer l'anode de la cathode lorsque l'identification de la longueur des pattes de la LED n'est plus possible. Ce dôme a deux rôles, d'une part, de protéger la puce semi-conductrice (jonction pn) de l'environnement extérieur, et d'autre part, de servir de lentille optique permettant l'extraction de la lumière émise et de déterminer l'angle d'émission lumineuse.(70)

La puce est constituée par deux moitiés de semi-conducteur reliées entre eux par une jonction, l'une des moitiés possède des charges positives et l'autre des charges négatives.

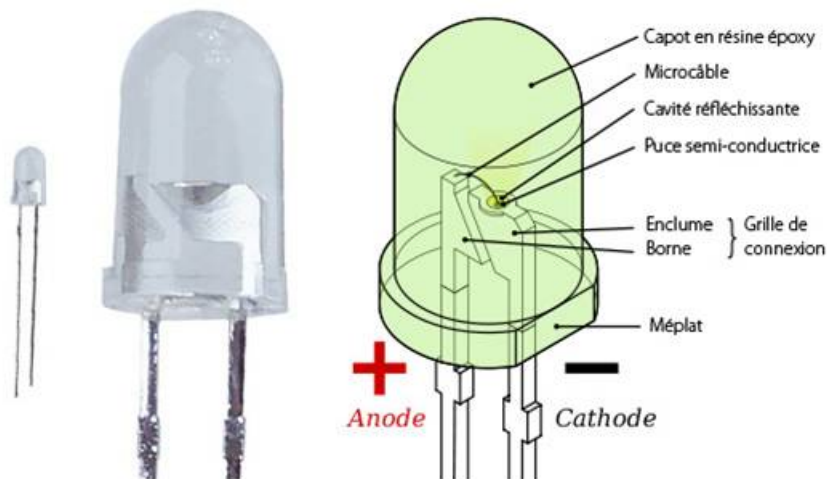


Figure 21: Représentation d'une LED(71)

3.2.1.4.2 Fonctionnement

Une diode électroluminescente fonctionne sur le principe d'une jonction pn.

Une LED est composée d'un matériau semi-conducteur cristallin, transparent, à dopage variable capable d'émettre des photons lorsqu'on lui applique un courant électrique.

Le dopage différentiel du semi-conducteur permet la création de deux zones :

- Couche de conduction (p) : elle est constituée essentiellement de charges positives (les trous) et sera dopée afin de devenir acceptative d'électron.
- Couche de valence (n) : constituée essentiellement de charges négatives (électrons) qui sera dopée de manière à devenir donneuse d'électron.

Ces deux zones déterminent la jonction pn qui est une zone de recombinaison qui donne lieu au phénomène de luminescence.

Lorsqu'une tension électrique (+) est appliquée à la couche p-dopée et à la couche n-dopée, les porteurs de charge se dirigent les uns vers les autres. Au passage de pn, cela aboutit à une recombinaison (réunification de particules de charge opposée pour former une entité neutre). Il en résulte l'émission d'un photon, dont la nature dépend des caractéristiques des matériaux constituant la jonction. Ainsi, une LED émet à une longueur d'onde précise en fonction de la nature du semi-conducteur et des dopants utilisés. (69,70)

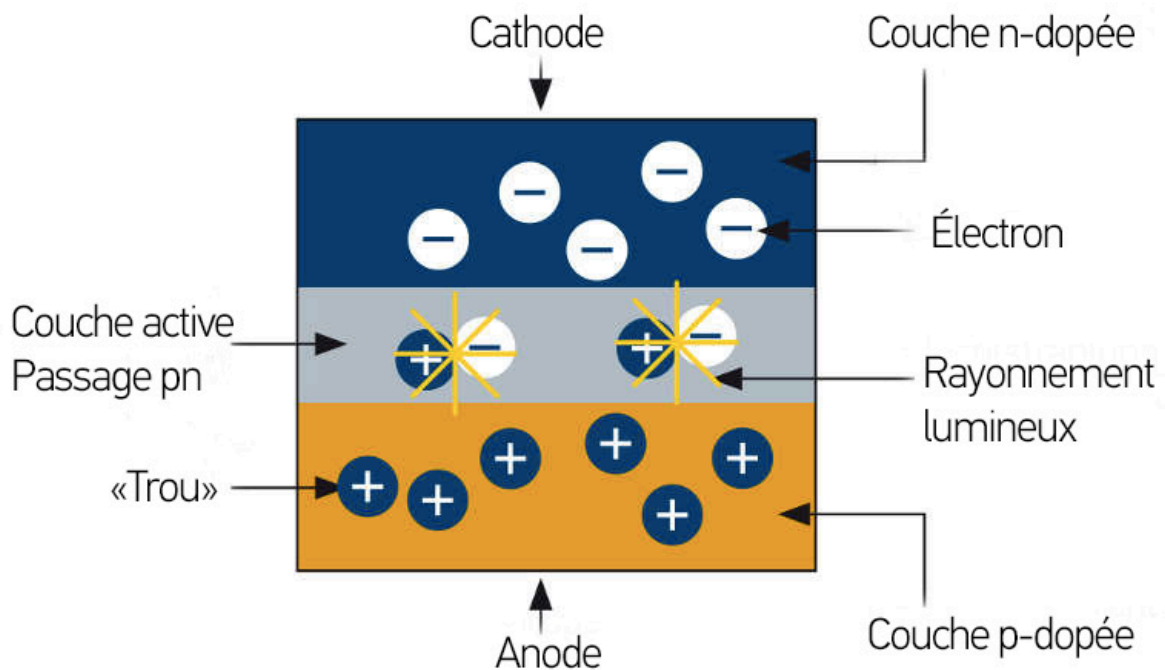


Figure 22: Représentation schématique de la puce d'une LED(72)

3.2.1.4.3 Avantages

- Requière peu de puissance
- Fonctionnent sur batterie
- Faible dégagement thermique, le système ne nécessite donc pas de dispositif de refroidissement par ventilateur
- Faible encombrement et ergonomique
- Peuvent durer des milliers d'heures (31)
- Énergie de rayonnement visible avec un spectre complémentaire à celui de la CQ
- Un spectre étroit ne nécessitant pas l'utilisation de filtres (40)

3.2.1.4.4 Lampe LED de 1^{ère} génération



Figure 23: Exemple de lampe de 1^{ère} génération (lampe GC-e-Light)

Les lampes LED de 1^{ère} génération ont été introduites sur le marché en 2000 (73) et elles étaient composées d'un assemblage de 8 à 64 LED de faible puissance.

Ces lampes délivrent un spectre plus étroit que les lampes halogènes, ce qui les rend inefficaces sur les photoinitiateurs autres que la CQ.(74)

De plus, leur puissance reste plus faible que celle des lampes à halogènes. Afin de permettre la polymérisation, le temps d'exposition doit être allongé par rapport aux lampes à halogènes.(73)

Par ailleurs, ces lampes ont souffert de problèmes de batteries. Elles utilisaient des cellules Nickel-Cadmium (NiCad).(74)

3.2.1.4.5 Lampe LED de 2^{ème} génération



Figure 24: Exemple de lampe de 2nd génération (L.E Demetron II)

Les lampes LED de 2^{ème} génération font leur apparition en 2002.
Ces lampes sont constituées de diodes plus petites et plus puissantes.(31,73)

L'augmentation de la puissance du rayonnement émis et le design constituent les évolutions majeures des lampes à photopolymériser LED de seconde génération. Elles permettent d'effectuer une polymérisation efficace des composites avec des durées plus réduites.

Cependant, le spectre de ces lampes reste centré sur la CQ et n'est pas adapté aux autres photoinitiateurs.(74)

Les batteries sont améliorées en utilisant l'énergie Nickel- Hydrure Métallique (NiMH).

3.2.1.4.6 Lampe LED de 3^{ème} génération



Figure 25: Exemple de lampe de 3^{ème} génération (la Valo Cordless)

Elles font leur apparition en 2004. (73)

L'évolution principale est qu'elles permettent d'activer d'autres photo-initiateurs que la CQ. Pour cela, les fabricants utilisent plusieurs diodes ayant des longueurs d'onde d'émissions différentes. Leur spectre large va de 380 à 510 nm.(75)

Elles possèdent en général des batteries au lithium.

Afin de diminuer les effets du stress de contraction de polymérisation et de diminuer l'échauffement, des dispositifs avec des modes de départ progressif ou des modes pulsées en complément du mode standard ont été mis en place.(35)

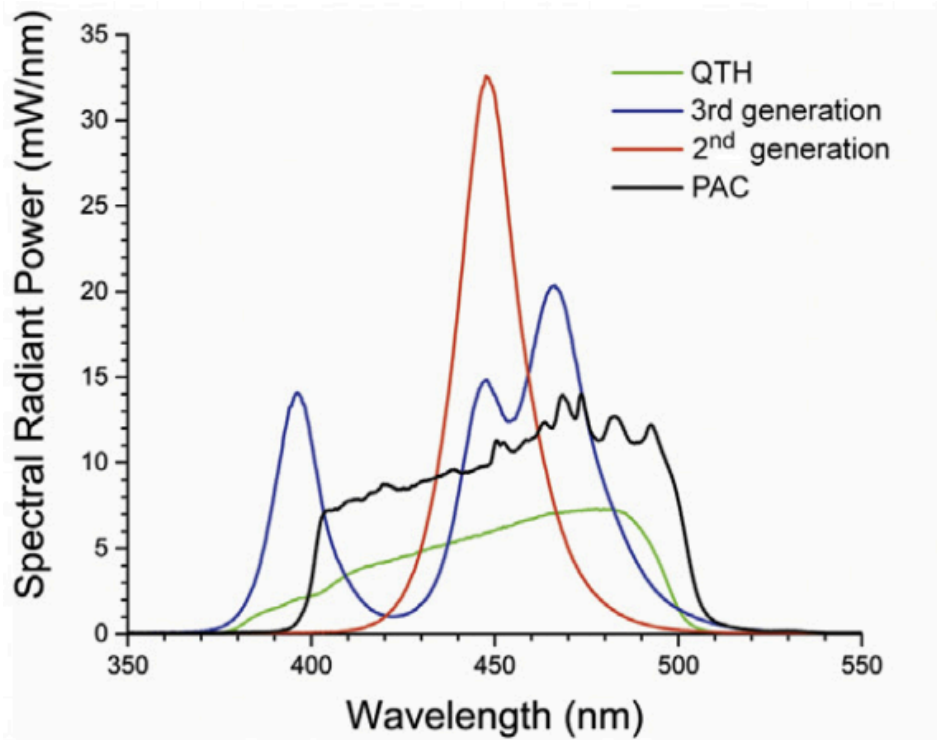


Figure 26: Spectres des lampes LED de 2ème et 3ème génération, PAC et QTH. (64)

Lampes	Avantages	Inconvénients
Halogène	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Large spectre ◆ Faible coût ◆ Différents programmes 	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Encombrante ◆ Faible durée de vie ◆ Maintenance fréquente ◆ Faible puissance ◆ Temps d'exposition plus long
Arc plasma	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Durée de polymérisation courte 	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Coûteuse ◆ Maintenance onéreuse ◆ Bruyante/encombrante ◆ Faible degré de conversion
Laser	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Lumière monochromatique ◆ Bonne profondeur de polymérisation ◆ Temps d'irradiation court 	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Encombrante/ bruyante ◆ Onéreuse ◆ Augmentation de la température pulpaire ◆ Risque de lésion tissulaire ◆ Forte consommation énergétique
LED 1^{ère} génération	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Faible dégagement thermique ◆ Fonctionnement sur batterie ◆ Requièrè peu de puissance ◆ Ergonomique ◆ Longue durée de vie ◆ Coût 	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Spectre très étroit ◆ Faible puissance ◆ Problèmes de batterie
LED 2^{ème} génération	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Mêmes avantages que la génération précédente ◆ Augmentation de la puissance ◆ Batteries améliorées 	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Spectre étroit centré sur la CQ
LED 3^{ème} génération	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Mêmes avantages que la génération précédente ◆ Large spectre ◆ Différents programmes 	

Tableau 2: Avantages et Inconvénients des différentes lampes à photopolymériser.

3.2.2 Cahier des charges d'un générateur de photopolymérisation

Un générateur de photopolymérisation doit répondre à des impératifs de sécurité, de performance et de confort d'utilisation, il doit :

- Produire un spectre adapté à l'amorçage de la polymérisation de tous les matériaux photopolymérisables proposés sur le marché.
- Être le plus silencieux possible.
- Être fiable et durable.
- Être maniable et ergonomique.
- Présenter une flexibilité d'emploi.
- Ne pas induire de lésion du complexe pulpaire ou des tissus mous. (76)

3.2.3 Risques des lampes à photopolymériser

3.2.3.1 Risques d'élévation de la température

Une lampe à polymériser de grande puissance mal utilisée peut brûler les tissus mous. Les brûlures ainsi créées ressemblent à des ulcérations et ne sont donc pas nécessairement attribuées à la polymérisation. Il est donc important de s'assurer que la lampe n'est pas dirigée sur les lèvres, la langue ou d'autres tissus intra-buccaux, et qu'elle n'entre pas en contact avec ces structures.

Actuellement, nous ne disposons d'aucune méthode permettant d'évaluer la hausse intra-buccale de la température causée par l'utilisation de la lampe à polymériser. De plus, nous ne pouvons nous fier aux patients pour indiquer l'excès de chaleur du fait de l'anesthésie. (77)

Il est donc important de bien choisir la lampe, le programme et le temps d'exposition.

Quand le temps d'exposition est prolongé, il est conseillé de refroidir la zone au jet d'air ou d'attendre au moins 2 secondes avant la prochaine exposition. (78)

3.2.3.2 Risques de la lumière bleue

En raison de la lumière bleue (+/- 468nm), les lampes à photopolymériser comportent un risque oculaire. En effet, cette exposition chronique favorise le développement de maladies oculaires et de dégénérescence(64) comme la cataracte ou encore la dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA).

Pour une polymérisation efficace, celle-ci doit se faire sous contrôle visuel direct. Le fait de fermer les yeux ou de détourner le regard ne constitue donc pas un moyen de protection acceptable.(79) Les chirurgiens-dentistes doivent pas conséquent utiliser des protections oculaire orange et garantir la sécurité oculaire de l'assistante et du patient.

Il a été démontré que si le chirurgien-dentiste ne porte pas de protection oculaire et qu'il regarde la lumière bleue juste une seconde, il pourrait dépasser l'exposition journalière maximale recommandée en seulement 7 cycles de photopolymérisation.(80)



Figure 27: Exemple de protection oculaire.

3.2.3.3 Risques liés aux lampes à bas prix

Ces lampes ne font pas systématiquement l'objet de tests fiables.

Il a été démontré que la plupart comportent une faible homogénéité du faisceau, qu'elles entraînent de très petites empreintes optiques sur des cibles et, qu'elles ne maintiennent des niveaux d'irradiance corrects que très rarement au fur et à mesure des utilisations. (35)(81)

3.2.4 Maintenance des lampes à photopolymériser

Avec le temps, les performances des lampes peuvent être affectées :

- Avec l'usure des composants
- De l'autoclavage
- Des dommages de la fibre optique
- L'épuisement de la batterie (31,81)

Il est donc nécessaire de :

- Contrôler le niveau d'irradiance des lampes, car très souvent les chirurgiens-dentistes ne se rendent pas compte de cette baisse de rendement. Il faut donc utiliser de manière régulière des radiomètres. Ces mesures doivent se faire toujours avec le même radiomètre, dans la même position et les mêmes conditions pour mesurer de manière fiable.
- Utiliser la lampe que si la fenêtre de sortie est propre et non endommagée, et vérifier que le guide de lumière ne comporte pas de fibres cassées.
- Utiliser des étuis de protection afin, de ne pas toucher le composite non polymériser avec le bout de la lampe et d'éviter le risque de contamination croisée. Toutefois, attention à contrôler le rendement lumineux avec ces étuis en place.

- Empêcher les liquides de pénétrer. Il ne faut donc pas immerger les composants du système dans l'eau ou des solutions désinfectantes. Il est nécessaire d'utiliser un capuchon de protection si le guide de lumière est retiré pour l'autoclave.
- Suivre le protocole du fabricant concernant la désinfection de la lampe et de la base des chargeurs de batterie. Il est important d'éviter les produits de nettoyage inflammables, corrosifs ou abrasifs. (54)12/01/2021 21:09:00

3.2.5 Facteurs influençant la polymérisation concernant l'utilisation des lampes.

3.2.5.1 Temps d'irradiation

La limite entre la résine durcie et la résine non durcie est appelée profondeur de polymérisation et elle est souvent atteinte à une profondeur de 2 mm pour un matériau composite en résine conventionnel, et entre 4 et 6 mm pour un composite de remplissage en vrac si la pointe de la lumière est maintenue près de la surface du composite en résine. En cas d'accès compromis et de teintes de résine plus sombres ou plus opaques, la profondeur de polymérisation sera moindre, à moins que des temps d'exposition plus longs ne soient utilisés.

Un fabricant peut recommander des temps d'exposition à la lumière différents pour polymériser efficacement différentes nuances et types de leurs propres composites en résine en utilisant la même lumière de polymérisation.

Il n'existe pas de véritable réciprocité entre la durée d'exposition et l'irradiation. Toutefois, il est possible de compenser quelque peu une irradiation plus en prolongeant le temps d'exposition, mais cela doit être fait conformément aux instructions d'utilisation du fabricant de la résine. (64)

3.2.5.2 Distance et diamètre de la pointe de la lampe

« L'intensité de la lumière sortant de l'embout diminue de manière inversement proportionnelle au carré de la distance entre la dent et l'extrémité de l'embout » n'est plus d'actualité.

En effet, on considère actuellement que lorsque la distance embout-matériau est inférieure à 6 mm, l'intensité ne diminue pas de manière significative, contrairement à ce que dicte la loi du carré de la distance citée précédemment. (2)

Cependant, il faut évidemment s'efforcer de se rapprocher pour éviter toute perte de puissance inutile. Ainsi, le praticien doit positionner l'embout lumineux aussi près que possible (sans le toucher) de la surface du composite de résine en cours de durcissement.(82)

Le fait que les cavités SISTA de site 2 sont souvent le siège de reprise de carie pourrait être expliqué par le fait que le fond de la cavité se situe loin de la source lumineuse. Pour pallier ce problème, dans les cavités proximales profondes, il a été conseillé d'augmenter le temps d'insolation. (83)

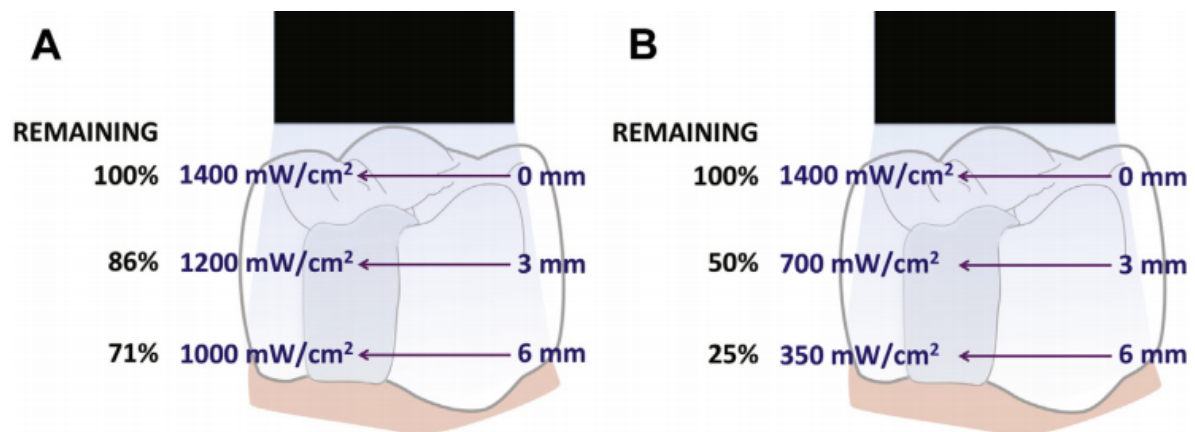


Figure 28: Effet de la distance entre la pointe de la lumière sur l'irradiation.(64)

Selon la conception optique, deux lampes (A et B) peuvent délivrer un rayonnement similaire à la pointe de la lumière mais délivrer une irradiance très différente à une distance de 6 mm.(64)

En effet, comme la puissance est exprimée par unité de surface (mW/cm²), celle-ci diminue proportionnellement à l'augmentation du diamètre de l'embout. (2) Le diamètre de la pointe lumineuse peut donc avoir un impact significatif sur la quantité de lumière et d'énergie fournie à la restauration. Il est donc nécessaire d'utiliser une lampe à polymériser couvrant entièrement la surface de la restauration. Sinon, il faudra procéder à des expositions multiples, séquentielles et chevauchantes pour s'assurer que tous les zones du matériel de restauration reçoivent des quantités adéquates de lumière.(64,84)

Afin d'obtenir une polymérisation correcte dans la plupart des situations, le diamètre idéal de l'embout est de 10 mm. (66)

3.2.5.3 Technique

Si l'opérateur n'est pas attentif, la position de la pointe de la lumière sur la dent peut produire des ombres indésirables qui ont un effet négatif sur la quantité d'énergie reçue par la restauration et la polymérisation de la résine.

La lampe doit être positionnée près et perpendiculaire à la restauration. Il a été démontré qu'une lampe positionnée à 45° par rapport à la surface de la restauration entrainera une perte d'énergie de 56%.(85)

Une formation pratique individualisée sur comment utiliser une lampe à polymériser, comment positionner correctement le patient, comment améliorer l'accès à la restauration et comment veiller à ce que le guide de lumière soit positionné de manière optimale, en utilisant un simulateur comme le système marc avec retour d'information sur l'irradiance et l'énergie délivrée a fait ses preuves pour l'amélioration des pratiques. (64)

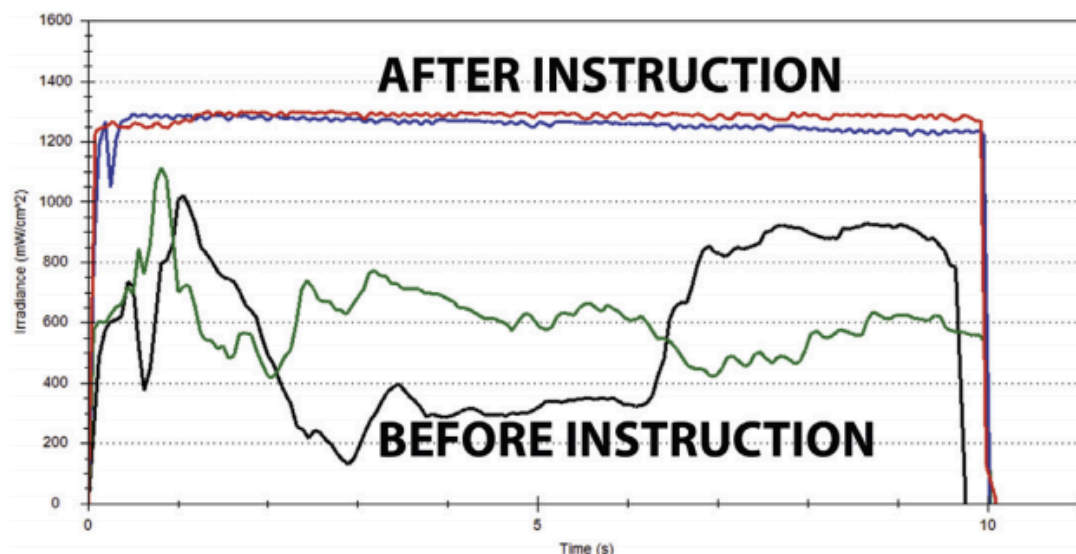


Figure 29: Image de l'irradiance délivrée par 2 opérateurs sur un endroit spécifique pendant 10 secondes dans le simulateur de patient MARC.(64)

3.2.5.4 Irradiance et émission spectrale

Actuellement, il est recommandé que les lampes LED neuves délivrent au minimum une irradiance de 1000 mW/cm² et qu'elles soient utilisées pendant 10 sec.(54)

Néanmoins, il a été prouvé que l'irradiance n'est pas un faisceau homogène. En effet, elle n'est pas la même sur toute la surface de l'embout. Il existe des zones de forte et de faible irradiance.

En effet, il a été démontré que pour une lampe LED présentant une irradiance moyenne de 1129 mW/cm², on pouvait retrouver à la surface de l'embout des irradiances allant de 4500 à moins de 100 mW/cm².(86)

Il en est de même au niveau de l'émission de certaines lampes LED irradiant à la fois dans le bleu et violet, l'émission spectrale ne peut pas être uniformément distribuée au niveau de l'embout. (87)

Pour pallier ces inhomogénéités, certains auteurs préconisent de réaliser des petits mouvements circulaires au-dessus de la cavité durant l'irradiation (74) en augmentant le temps d'irradiation, ce qui peut causer une augmentation de la température.

Afin d'obtenir une polymérisation optimale, il est important de connaître les photo-initiateurs présent dans les composites que l'on utilise et de connaître les spectres d'émissions des lampes que nous utilisons. Les lampes de 3ème génération sont à privilégier si le composite contient d'autres photoinitiateurs que la CQ.

3.2.5.5 Mode de polymérisation de la lampe

Selon certains auteurs, la chémo-polymérisation donnerait une rétraction de prise moins brutale que la photopolymérisation car la polymérisation chimique débute de manière progressive. (88)

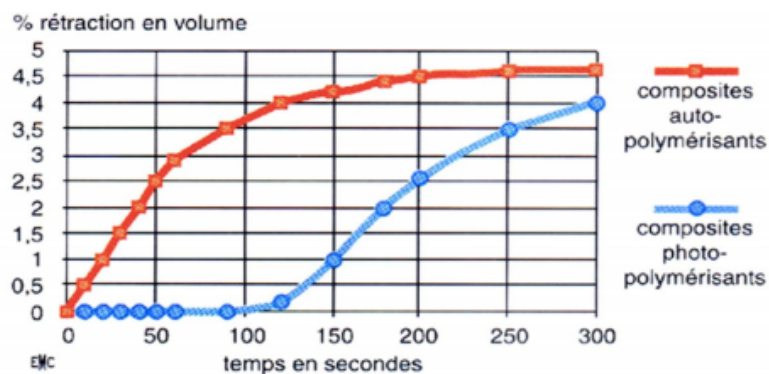


Figure 30: Cinétiques de polymérisation des composites chémo et photopolymérisables.(10)

Cette cinétique de polymérisation dépend, quel que soit le type de polymérisation, du mode de polymérisation, du type de lampe, de la distance entre le composite et la source et, du type de composites.(10)

Pour se rapprocher de cette vitesse de polymérisation progressive, le mode Soft-start a été ajouté aux lampes LED et halogènes. (4) Ce mode permet de retarder le point de gélification et donc de diminuer la durée du stress. (37)

Le mode soft-polymérisation est utilisé préférentiellement pour les restaurations juxtapulpaire, pour les adhésifs ou pour les restaurations dont le facteur C est important.

Différents modes soft-start :

- Ramping : Durant les premières secondes, on observe une augmentation graduelle de l'intensité lumineuse, puis le reste du temps un palier pleine puissance.
- Step cure : On observe des paliers d'intensités croissantes.
- Pulse : Émission intermittente de lumière. (4,89)

Actuellement, pour la stratification des RC, nous utilisons le mode pleine puissance (standard). Il permet de diminuer le temps de polymérisation et de travail.

Il existe un autre mode, le mode Pulse, similaire au mode soft-start. Cependant, un intervalle de temps sans irradiation est inclus entre les phases d'irradiations.(89)

3.3 Autres facteurs influençant la polymérisation

3.3.1 *Types de RC*

Le matériau de restauration affecte la profondeur de polymérisation. Lorsque la lumière vient frapper le composite, elle est réfléchi, diffractée et absorbée, limitant ainsi la pénétration de la lumière. Le durcissement de la couche superficielle du composite n'est absolument pas un indicateur de la polymérisation dans les couches les plus profondes.

- La taille des particules : les particules de petites dimensions (0,01 à 1 μm) augmentent la dispersion de la lumière, transmettent donc moins bien la lumière.
- La teinte : la lumière peut être absorbée par les pigments plutôt que par les photoinitiateurs. Les teintes plus foncées atténuent fortement la transmission de la lumière. Donc plus la teinte est claire, plus la profondeur de polymérisation est grande.
- La température du composite : la polymérisation sera retardée si le composite est à basse température. Il convient donc de sortir les composites du réfrigérateur, 1 heure au moins avant leur utilisation. (4,35) L'augmentation de la température de polymérisation entraîne une baisse de la viscosité du matériau. Il en résulte une plus grande mobilité des molécules de monomères dans la matrice de résine du RBC et une plus grande formation de radicaux libres.(52)
- L'épaisseur : Afin d'obtenir une dureté homogène, il est important de façonner le composite en utilisant la technique de stratification en respectant une épaisseur de 2mm.(90)
- La porosité : Lorsqu'elle est présente aux interfaces, la porosité est liée à l'adhérence du composite à la préparation de la cavité. Plus un composite est collant, plus il est susceptible d'adhérer à l'instrument de mise en place, de mal s'adapter à la préparation ou à l'incrément de composite de résine préalablement placé, et de former un vide. Les vides sont importants dans la mesure où ils peuvent dégrader les propriétés mécaniques et esthétiques des restaurations en résine composite.(50)

3.3.2 Lumière scialytique et aide optique

Lors de la mise en place du composite, il faut faire attention que la lumière des scialytiques et des aides optiques n'initient pas la polymérisation.

Si la RC commence à durcir avant que le dentiste n'ait terminé l'insertion et la manipulation du matériau, cela peut affecter les caractéristiques de la manipulation, annuler l'opération et l'adaptation à la préparation de la cavité.

La norme dentaire ISO actuelle implique l'exposition des RC à une source de lumière de 8000lux.(50)

Pour pallier ce problème, les scialytiques haut de gamme possèdent un mode d'éclairage orangé, dépourvue de lumière bleue.

Quant aux microscopes et aux loupes, ils possèdent la plupart du temps un filtre orangé afin de sécuriser la manipulation des résines photopolymérisables.(35)

3.3.3 Chaleur dégagée par la lampe

Cette chaleur peut augmenter la vitesse de polymérisation. Cela concerne essentiellement les lampes à halogènes et plasma.(90) C'est la raison pour laquelle les lampes LED de 3^{ème} génération sont à privilégier.

3.3.4 Phénomène de contraction de prise

Le phénomène de contraction de prise des matériaux à base de résine a été lié à plusieurs conséquences cliniques indésirables, telles que la propagation des fissures de l'émail, la déformation des cuspidés, les écarts marginaux et internes et la diminution de la force d'adhérence. (91)

Lors de leur polymérisation, les RC se rétractent. En effet, il y a une diminution de la distance intermoléculaire, qui engendre une contraction de prise.

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.(32)

Pour diminuer ce phénomène :

- Comme nous l'avons vu précédemment, l'apport successif de petites quantités de composites c'est à dire la stratification ou l'apport incrémentiel.
- Diminuer le facteur C (nombre de parois collées sur le nombre de parois libres). Plus le facteur C est élevé, plus les contraintes aux interfaces dent-matériau sont importantes.(92) (93) Diminuer le volume de chaque couche de RC est donc nécessaire.
- Comme vu précédemment, une polymérisation lente, progressive, exponentielle ou par étapes est moins néfaste au niveau de l'interface dent/restauration qu'une

polymérisation à pleine puissance. Pour le même degré de conversion, il semblerait que la rétraction de prise soit plus faible.

- L'utilisation de RC Bulk permet une meilleure adaptation aux parois de la cavité et une réduction de la contrainte de retrait grâce à son module d'élasticité plus faible.(91)

4 Application clinique de la polymérisation

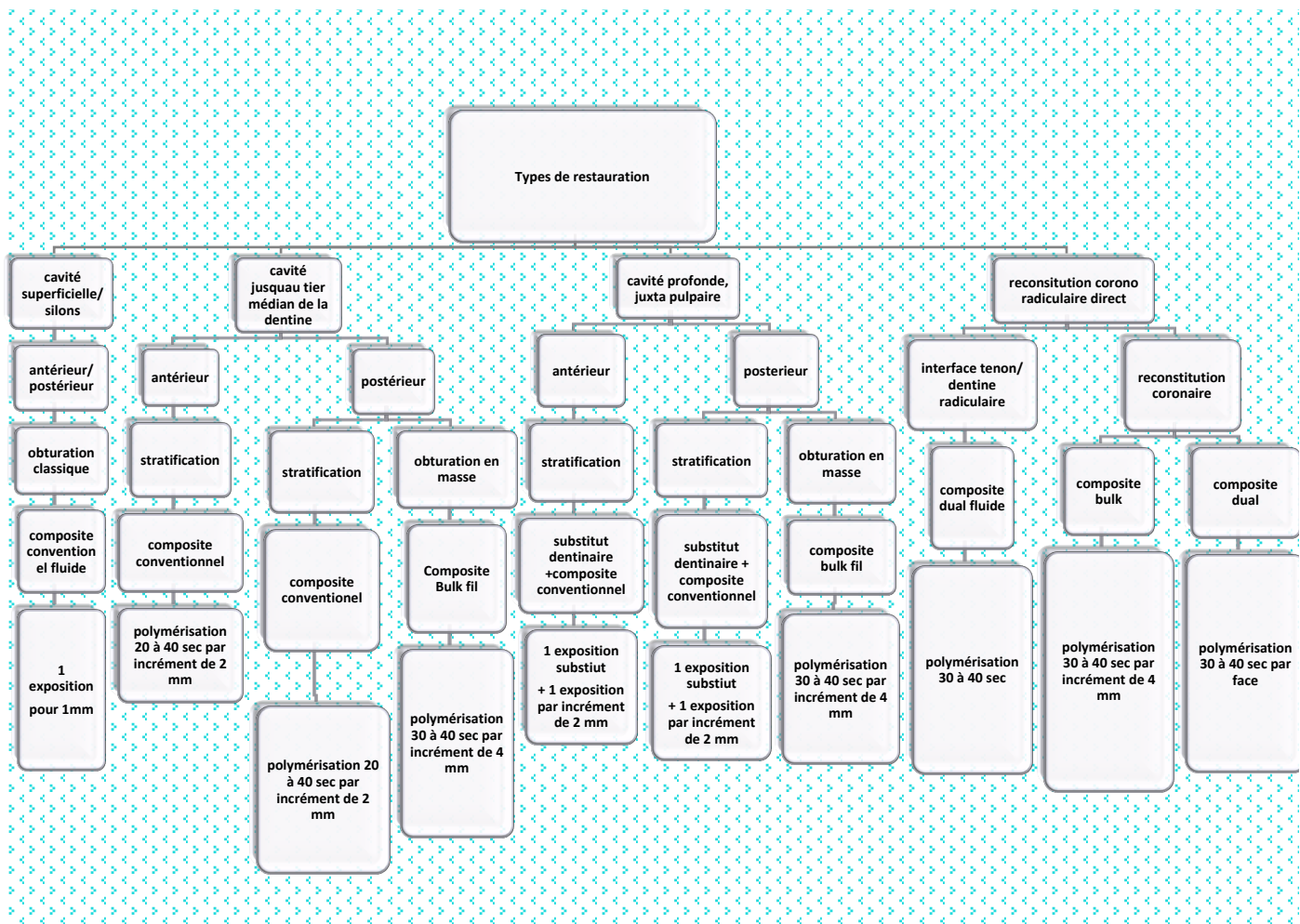


Figure 31: Arbre décisionnel du mode de polymérisation en fonction du type de restauration dentaire

Le mode de polymérisation dépend essentiellement du choix de la famille des RC utilisés. Ce choix est dépendant de nombreux critères. Les critères principaux sont :

- Le type de restauration
- La profondeur de la cavité
- La localisation esthétique ou non.

- Le mode d'obturation, c'est à dire une obturation en masse ou une obturation par stratification.

La profondeur de cavité a un impact dans cette prise de décision.

En effet, pour une cavité superficielle, des sillons, puits ou encore des fissures, le matériau de choix sera une RC conventionnelle fluide dans la mesure où les contraintes mécaniques sont considérablement réduites avec un petit volume de matériau.

Ces RC sont faciles à mettre en place du fait de leur conditionnement en seringue et ils ont une très bonne capacité d'étalement en nappe permettant une obturation homogène de la cavité. (42)

Concernant les cavités moyennes inférieur ou égal à 4 mm, allant jusqu'au tiers médian de la dentine ; un critère se rajoute : la localisation.

En effet, selon la localisation esthétique ou non, le choix du mode d'obturation ne sera pas le même.

Au niveau antérieur, la stratification esthétique, consistant en une superposition de différentes masses de RC aux propriétés optiques différentes, est le mode d'obturation de choix. Le rendu esthétique de la dent est ainsi optimisé grâce à la spécificité de chaque type de RC utilisée.

Au niveau postérieur, à la stratification s'ajoute une autre manière d'obturer : l'obturation en masse qui, comme son nom l'indique consiste à l'application d'une seule masse de résine composite pouvant aller jusqu'à 4mm. Cette technique entraîne une augmentation de la profondeur de polymérisation.

Ainsi, les RC conventionnelles sont utilisées pour la technique de stratification et les composites Bulk fill pour la technique d'obturation en masse.

Les RC fluides conventionnelles, les RC Bulk fill fluides ainsi que les RC chémopolymérisable peuvent servir de substitut dentinaire dans le cas de cavité profonde intéressant le tiers interne de la dentine.

Un substitut dentinaire est un matériau placé entre le fond de la cavité et la restauration coronaire qui vient sceller les tubulis et protéger le complexe pulpaire. (94)

Ils seront recouverts préférentiellement d'une RC nano hybride conventionnelles. (3)

En fonction de tous ces éléments le protocole de polymérisation ne sera pas le même.

Concernant les RC conventionnelles fluides, il faudra une exposition à la lumière de 20 à 40 secondes pour chaque incrément de 1mm, alors que pour les RC conventionnelles, il est nécessaire de polymériser 20 à 40 secondes selon les recommandations du fabricant et la lampe utilisée, chaque incrément de 2mm lors de la stratification.

Concernant les composites Bulk, une exposition de 30 à 40 secondes permet de polymériser une épaisseur de 4mm de résine.

D'autres critères décisionnels sont à prendre en compte :

Chez le sujet âgé ayant des dents très caractérisées, sur les dents temporaires du fait de la facilité de mise en œuvre par rapport aux RC conventionnelles (95) et lorsque l'hygiène n'est pas optimale, les produits bulk fill seront préconisés.

Lors de restaurations proximales, les RC nano hybrides seront les matériaux de choix.

Les RC en technique directe sont aussi utilisées pour les reconstitutions corono radiculaires par tenon fibré.

Concernant l'interface tenon et dentine radiculaire, l'utilisation d'une RC duale fluide est essentielle du fait de la faible pénétration du rayon lumineux au niveau canalaire.

Cependant, la partie coronaire peut être restaurée par plusieurs types de RC. Les matériaux de choix sont les RC à prise duale ou encore les RC permettant l'obturation en masse.





Restaurations	Types de composites	Protocoles
Scellement des sillons  (96)	Composite fluide nano-hybride	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Nettoyage de la dent ◆ Mordançage de l'émail ◆ Rinçage/séchage ◆ Application de la RC ◆ Photopolymérisation 20 à 40 sec ◆ Polissage
Cavité de classe IV  (97)	Composite universel nano-hybride → Opaque pour la dentine → Translucide pour l'émail	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Mordançage ◆ Rinçage/séchage ◆ Application de l'adhésif ◆ Photopolymérisation 20 sec ◆ Reconstitution du mur palatin ◆ photopolymérisation 20 sec ◆ Reconstitution du noyau dentinaire ◆ Photopolymérisation 20 sec à 40 sec ◆ Reconstitution face vestibulaire ◆ Photopolymérisation 20 à 40 sec ◆ Polissage
Cavité de classe II juxta pulpaire  (98)	RC Bulk Fill fluide (substitu dentinaire) + Composite universel nano-hybride	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Mordançage ◆ Rinçage/séchage ◆ Application de l'adhésif ◆ Photopolymérisation 20 sec ◆ Reconstitution du mur proximal en composite conventionnel ◆ Photopolymérisation 20 à 40 sec ◆ Mise en place RC bulk Fill fluide ◆ Photopolymérisation 20 à 40 sec ◆ Mise en place du composite conventionnel par incrément ◆ Photopolymérisation de chaque incrément ◆ Polissage
Cavité de classe I de 4mm  (99)	RC Bulk fill	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Mordançage ◆ Rinçage/séchage ◆ Mise en place de l'adhésif ◆ Photopolymérisation 20 sec ◆ Mise en place du composite d'obturation en masse ◆ Photopolymérisation 20 à 40 sec ◆ Finition/polissage

Tableau 3: Exemples d'applications cliniques

5 Conclusion

Ce travail nous a permis de démontrer que la photopolymérisation fait partie des grandes innovations bouleversant la pratique de l'odontologie.

L'utilisation des lampes à photopolymériser est devenue un geste quotidien au sein des cabinets dentaires. Des lampes à halogènes de faibles puissances aux lampes LED de 3^{ème} génération à large spectre utilisées de nos jours, ces sources lumineuses induisant la polymérisation ont évolué au cours de ces dernières années.

Cependant, la mise en place d'une restauration polymérisable doit respecter des protocoles et des recommandations stricts afin d'éviter tout échec à court, moyen ou à long terme. Ces dernières permettent de diminuer les phénomènes de contraction de prise pouvant aboutir à des risques de fractures, fissures, reprises carieuses et discolorations marginales.

La réussite du procédé de polymérisation est opérateur dépendant. En effet, le praticien doit être formé sur les mécanismes de polymérisation ainsi que sur la technique. Il doit connaître le spectre d'émission de sa lampe et vérifier la compatibilité avec les RC qu'ils utilisent.

Néanmoins, concernant le temps de photopolymérisation, il n'existe pas de véritable consensus dans la littérature. Les recommandations du fabricant doivent être suivies - même si ces dernières se limitent à l'intensité initiale de la source lumineuse et à la durée de polymérisation – la durée est une indication minimale qu'il ne faut pas hésiter à augmenter. Il est également essentiel que le praticien contrôle régulièrement les performances de sa lampe à l'aide d'un radiomètre adapté.

Malgré toutes ces évolutions et le respect de toutes ces recommandations, le phénomène de contraction de prise demeure encore un défi majeur, inhérent au matériau de restauration et pour lequel la technique de polymérisation n'est pas le seul facteur de résolution.

Liste des figures :

Figure 1 : Représentation schématique d'une résine composite dentaire.(2)	3
Figure 2: Silane. (5)	6
Figure 3: Schématisation de la matrice sol-gel d'un Ormocer.(13).....	9
Figure 4: Structure du Silorane.(22).....	11
Figure 5: Famille des résines composites classées en fonction de la viscosité.(11)	12
Figure 6: Famille des RC classées en fonction du mode de polymérisation.(11)	13
Figure 7: Étapes principales de la réaction de polymérisation.(5).....	13
Figure 8 : Réaction de chémo-polymérisation (10).....	15
Figure 9 : Étape supplémentaire de la photopolymérisation(5)	18
Figure 10: Spectres d'absorptions des différents photo-sensibilisateurs.(41)	18
Figure 11 : Exemple d'ampoule à halogène dans son réflecteur	20
Figure 12: Exemple d'une lampe à halogène (Demetron LC Kerr)	20
Figure 13: Représentation schématique d'une lampe à halogène.	21
Figure 14: Cycle tungstène-halogène(55)	22
Figure 15 : Exemple lampe plasma (Apollo 95E).....	24
Figure 16: Exemple ampoule plasma.....	24
Figure 17: Constitution d'une lampe plasma(53)	24
Figure 18: Détérioration des électrodes en fonction du nombre d'heures de fonctionnement.(53).....	25
Figure 19: lampe à polymériser laser argon(31)	26
Figure 20: Schéma simplifié d'un laser	27
Figure 21: Représentation d'une LED(71)	29
Figure 22: Représentation schématique de la puce d'une LED(72)	30
Figure 23: Exemple de lampe de 1 ^{ère} génération (lampe GC-e-Light)	31
Figure 24: Exemple de lampe de 2 nd génération (L.E Demetron II).....	31
Figure 25: Exemple de lampe de 3 ^{ème} génération (la Valo Cordless)	32
Figure 26: Spectres des lampes LED de 2 ^{ème} et 3 ^{ème} génération, PAC et QTH. (64)	33
Figure 27: Exemple de protection oculaire.....	36
Figure 28: Effet de la distance entre la pointe de la lumière sur l'irradiation.(64)	38
Figure 29: Image de l'irradiance délivrée par 2 opérateurs sur un endroit spécifique pendant 10 secondes dans le simulateur de patient MARC.(64)	39
Figure 30: Cinétiques de polymérisation des composites chémo et photopolymérisables.(10)	40
Figure 31: Arbre décisionnel du mode de polymérisation en fonction du type de restauration dentaire.....	43
Tableau 1: Classification des RC en fonction des charges (11)(12)(1)	8
Tableau 2: Avantages et Inconvénients des différentes lampes à photopolymériser.....	34
Tableau 3: Exemples d'applications cliniques.....	46

Bibliographie :

1. Mortier E. Les résines composites utilisées en méthode directe...en toute simplicité. *Biomatériaux Clin.* oct 2019;4(2):60-9.
2. Leprince J, Leloup G, Vreven J, Weiss P, Raskin A. Polymères et résines composites. EMC - Dent Print Ed. 2010;28:10.
3. Porot M. Les résines composites d'obturation en masse: les « "bulk-fill" ». 2019;61.
4. Vreven, J, Raskin A, Sabbagh J, Vermeersch G, Leloup G. Résines composites. EM-Consulte. 2005;23-065-E-10.
5. Giraud T, Raskin A, Ramel C. Des polymères particuliers : les résines composites. *Biomatériaux Clin.* 2018;3:2-12.
6. Truffier-Boutry D, Place E, Devaux J, Leloup G. Interfacial layer characterization in dental composite. *J Oral Rehabil.* 2003;30(1):74-7.
7. Eichelberger A. Détermination des coefficients d'absorption de la lumière des couleurs dentines par une résine composite - Signum ceramis® - et une céramique dentaire - HeraCeram Press® : comparaison de deux méthodes d'évaluation [Internet]. UHP - Université Henri Poincaré; 2010 [cité 13 avr 2020]. Disponible sur: <https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01739083>
8. Lee Y-K. Opalescence of human teeth and dental esthetic restorative materials. *Dent Mater J.* 2016;35(6):845-54.
9. Sabbagh J, Ryelandt L, Bachérius L, Biebuyck J-J, Vreven J, Lambrechts P, et al. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehabil.* 2004;31(11):1090-101.
10. Raskin A. Les résines composites. Société Francoph Biomateriaux Dent. 2009;37.
11. Giraud T, Raskin A. Partie 2 - Classification. *Biomatériaux Clin.* 2019;4:10-28.
12. Balthazard R. La porosité des résines composites utilisées en odontologie : étude de son origine et évaluation de son influence sur différentes propriétés. Université de Lorraine 2015[cité 12 avr 2020]. Disponible sur : <https://hal.univ-lorraine.fr/tel-01754474>.
13. Canceill T, Garnier S, Monsarrat P, Nasr K, Joniot S. Qu'est-ce qu'un Ormocer ? *J Biomateriaux Dent.* 2 oct 2017;2:14-6.
14. Kalra S, Singh A, Gupta M, Chadha V. Ormocer: An aesthetic direct restorative material; An in vitro study comparing the marginal sealing ability of organically modified ceramics and a hybrid composite using an ormocer-based bonding agent and a conventional fifth-generation bonding agent. *Contemp Clin Dent.* 2012;3(1):48-53.
15. Rajeev V, Arunachalam R, Nayar S, Arunima PR, Ganapathy S, Vedam V. "Ormocer an innovative technology": A replacement for conventional cements and veneer? A comparative in vitro analysis. *Eur J Dent.* janv 2017;11(1):58-63.
16. Klauer E, Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical and hydrolytic degradation of an Ormocer®-based Bis-GMA-free resin composite. *Clin Oral Investig.* 2019;23(5):2113-21.
17. Manhart J, Hickel R. Bulk-fill-composites. Modern application technique of direct composites for posterior teeth. *Swiss Dent J.* 2014;124(1):19-37.
18. Raskin A, Brulat N, Aboudharam G, Jacquot B. Les résines composites Bulk-Fill ou restaurations postérieures « Fast track ». *Rev odont Stomat* 2018;47(1):30-47.
19. Reis AF, Vestphal M, Amaral RC do, Rodrigues JA, Roulet J-F, Roscoe MG. Efficiency of polymerization of bulk-fill composite resins: a systematic review. *Braz Oral Res.* 28 août 2017;31(suppl 1).

20. Manhart J, Hickel R. Composites «Bulk Fill» Nouvelle technique d'utilisation des composites dans les régions latéral. *Swiss Dent J.* 2014;124(1):29-37.
21. Pascal J-B. Le point sur les résines composites de placement en masse [Internet] [exercice]. Université Toulouse III - Paul Sabatier; 2016 [cité 16 avr 2020]. Disponible sur: <http://thesesante.ups-tlse.fr/1592/>
22. Themes UFO. 9. Restorative Materials—Composites and Polymers [Internet]. Pocket Dentistry. 2015 [cité 16 avr 2020]. Disponible sur: <https://pocketdentistry.com/9-restorative-materials-composites-and-polymers/>
23. Maghaireh G, Taha N, Alzraikat H. The Silorane-based Resin Composites: A Review. *Oper Dent.* 1 janv 2017;42:E24-34.
24. Ruschel VC, Baratieri, LN, Monteiro Júnior S, Andrada, M. Silorane Adhesive System: A Case Report | jcda. *J Can Dent Assoc.* 2014;80:e4.
25. Nuttall CS, Vandewalle KS, Casey JA, Sabey KA. Bond strength of silorane- and methacrylate-based composites to resin-modified glass ionomers. *Gen Dent.* déc 2013;61(7):73-8.
26. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschrift Zahnmed Rev Mens Suisse Odonto-Stomatol Riv Mens Svizzera Odontol E Stomatol.* 2010;120(11):972-86.
27. Marchesi G, Breschi L, Antonioli F, Di Lenarda R, Ferracane J, Cadenaro M. Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems. *Dent Mater.* 1 oct 2010;26(10):947-53.
28. Lien W, Vandewalle KS. Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* avr 2010;26(4):337-44.
29. Kruly P de C, Giannini M, Pascotto RC, Tokubo LM, Suga USG, Marques A de CR, et al. Meta-analysis of the clinical behavior of posterior direct resin restorations: Low polymerization shrinkage resin in comparison to methacrylate composite resin. Makarov D, éditeur. *PLOS ONE.* 21 févr 2018;13(2):e0191942.
30. Weiss P. Syllabus d'odontologie préventive et conservatrice. Tome 1. Nantes : Université de Nantes, 1999. [cité 18 mai 2020].
31. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res.* 28 août 2017;31(suppl 1).
32. Chaumont P-E. La photopolymérisation des résines composites: données actuelles [Internet]. 2012 [cité 18 mai 2020]. Disponible sur: http://docnum.univ-lorraine.fr/public/BUPHA_TD_2012_CHAUMONT_PIERRE-EMMANUEL.pdf
33. Van Landuyt KL, Nawrot T, Geebelen B, De Munck J, Snauwaert J, Yoshihara K, et al. How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dent Mater.* 1 août 2011;27(8):723-47.
34. Palin W, Leprince J, Hadis M. Shining a light on high volume photocurable materials. *Dent Mater.* 2018;34(5):695-710.
35. Chevalier V, Perard M. La photopolymérisation. *Biomatériaux Clin.* 2019;4(2):32-41.
36. Jakubiak J, Allonas X, Fouassier JP, Sionkowska A, Andrzejewska E, Linden LÅ, et al. Camphorquinone—amines photoinitiating systems for the initiation of free radical polymerization. *Polymer.* 1 août 2003;44:5219-26.
37. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* févr 2013;29(2):139-56.
38. Albuquerque PPAC, Moreira ADL, Moraes RR, Cavalcante LM, Schneider LFJ. Color

- stability, conversion, water sorption and solubility of dental composites formulated with different photoinitiator systems. *J Dent.* août 2013;41 Suppl 3:e67-72.
39. Arikawa H, Takahashi H, Kanie T, Ban S. Effect of various visible light photoinitiators on the polymerization and color of light-activated resins. *Dent Mater J.* juill 2009;28(4):454-60.
 40. Neumann MG, Schmitt CC, Ferreira GC, Corrêa IC. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* juin 2006;22(6):576-84.
 41. Pelissier B. Quelles sont les caractéristiques demandées à votre lampe à photopolymériser ? [Internet]. 2015; D.U a réunion. [cité 10 juin 2020] Disponible sur: <http://websitesreunion-sante.com/03-Actualites/2015-008%20-%20Actualit%C3%A9s%20Cabinet%20Dentaire%20-%20B.%20P%C3%A9lissier%20-%20D.U.%20La%20R%C3%A9union%20-%20lampe%20photo%20poly.pdf>
 42. Jager S. Les résines composites fluides: données actuelles [Internet]. [UNIVERSITE HENRI POINCARÉ – NANCY 1]; 2011 [cité 10 juin 2020]. Disponible sur: http://docnum.univ-lorraine.fr/public/SCDPHA_TD_2011_JAGER_STEPHANIE.pdf
 43. Bataillon-Linez P, Linez M, Deveaux E. Les RMIPP à tenon fibré : quand, pourquoi, comment ? *Rev Odont Stomat.* 2010;(39):187-209.
 44. Weisrock G, Koubi S, Tassery H. Thérapeutiques de la dent pulpée : Les résines composite en technique directe : étapes clés. *Réal Clin.* 15 déc 2013;4:291-298.
 45. Asmusen E, Peutzfeldt A. Densité d'énergie, densité de puissance et mode de polymérisation : Influence sur les propriétés sélectionnées de résines composites photopolymérisables. *Rev Odontostomatol* 2006;35(3):147-159.
 46. Nomoto R, Asada M, McCabe JF, Hirano S. Light exposure required for optimum conversion of light activated resin systems. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* déc 2006;22(12):1135-42.
 47. Ding H, Meng X, Luo X. Hardness gradients of dual-polymerized flowable composite resins in simulated root canals. *J Prosthet Dent.* nov 2014;112(5):1231-7.
 48. Yoshida K, Meng X. Microhardness of dual-polymerizing resin cements and foundation composite resins for luting fiber-reinforced posts. *J Prosthet Dent.* juin 2014;111(6):505-11.
 49. de Jong LCG, Opdam NJM, Bronkhorst EM, Roeters JJM, Wolke JGC, Geitenbeek B. The effectiveness of different polymerization protocols for class II composite resin restorations. *J Dent.* juin 2007;35(6):513-20.
 50. Ferracane J, Hilton T, Stansbury J, Watts D, Silikas N, Ilie N, et al. Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part II—Technique sensitivity (handling, polymerization, dimensional changes). *Dent Mater.* 1 sept 2017;33.
 51. Kaisarly D, Gezawi ME. Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites: a literature review. *Odontology.* sept 2016;104(3):257-70.
 52. AlShaafi MM. Factors affecting polymerization of resin-based composites: A literature review. *Saudi Dent J.* avr 2017;29(2):48-58.
 53. Pelissier B, Chazel J, Castany E, Duret F. Lampes à photopolymériser. *Encycl Med Chir Stomatol.* 2003;22-020-A-05:11.
 54. Shortall AC, Price RB, MacKenzie L, Burke FJT. Guidelines for the selection, use, and maintenance of LED light-curing units – Part II. *Br Dent J.* nov 2016;221(9):551-4.
 55. Boisclair G. Physique de la lumière. 2016.
 56. Fowler CS, Swartz ML, Moore BK. Efficacy testing of visible-light-curing units. *Oper*

Dent. avr 1994;19(2):47-52.

57. Baharav H, Abraham D, Cardash HS, Helft M. Effect of exposure time on the depth of polymerization of a visible light-cured composite resin. *J Oral Rehabil.* mars 1988;15(2):167-72.

58. Santini A, Watterson C, Miletic V. Temperature rise within the pulp chamber during composite resin polymerisation using three different light sources. *Open Dent J.* 5 déc 2008;2:137-41.

59. Shortall A, Harrington E. Guidelines for the selection, use, and maintenance of visible light activation units. *Br Dent J.* 23 nov 1996;181(10):383-7.

60. Yoon TH, Lee Y-K, Lim B-S, Kim C-W. Degree of polymerization of resin composite by different light sources. *J Oral Rehabil.* 1 déc 2002;29:1165-73.

61. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* sept 2000;16(5):330-6.

62. al GR et, Collectif. Utilisation des lasers en endodontie - Editions CdP: Principes physiques et protocoles opératoires. Initiatives Sante; 2015. 499 p.

63. Gross AJ, Herrmann TRW. History of lasers. *World J Urol.* juin 2007;25(3):217-20.

64. Price RBT. Light Curing in Dentistry. *Dent Clin North Am.* 2017;61(4):751-78.

65. DOUHAY Jean-Raphaël. Le risque oculaire lors de la photopolymérisation en chirurgie dentaire [Internet]. Université du droit et de la santé de lille; 2016 [cité 1 sept 2020].

Disponible sur: <https://pepite-depot.univ-lille2.fr/nuxeo/site/esupversions/d741b4ba-b0e9-4797-8779-15d315ee465f>

66. Mahn E. Light Polymerization Inside Dentistry. *Dent* [Internet]. 2011 [cité 26 mars 2020];7. Disponible sur: <https://www.aegisdentalnetwork.com/id/2011/02/light-polymerization-many-different-technologies-available-several-guidelines-to-follow-to-ensure-an-effective-curing-process>

67. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of Composite Resin Using the Argon Laser. *J Can Dent Assoc* 1999 65447-50.

68. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G. Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* janv 2001;119(1):30-5.

69. Massol L. Les LED pour l'éclairage, Fonctionnement et performance. 2^e éd. Dunod; 2015. (Technique et ingénierie).

70. Pousset N. Caractérisation du rendu des couleurs des nouvelles sources : les diodes électroluminescentes (LED) [Internet] [phdthesis]. Conservatoire national des arts et métiers; 2009 [cité 27 mars 2020]. Disponible sur: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00452845>

71. Fonctionnement d'une ampoule LED [Internet]. [cité 27 mars 2020]. Disponible sur: <https://universal-led.com/infos-led/principe>.

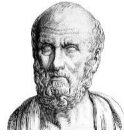
72. Projecteurs LED - Fonctionnement & réglage [Internet]. HELLA. [cité 27 mars 2020]. Disponible sur: <https://www.hella.com/techworld/fr/Technique/Eclairage/Projecteurs-LED-833/>

73. Pélissier B, Jacquot B, Palin W, Shortall A. Three generations of LED lights and clinical implications for optimizing their use. 1: From past to present. *Dent Update.* 1 déc 2011;38:660-2, 664.

74. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring--a review. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* janv 2011;27(1):39-52.

75. Pelissier B, Bertrand C, Apap M. Comment optimiser l'utilisation des lampes L.E.D ? *Chir Dent Fr.* 2013;(15).
76. Lehmann N, Besnaults C, Le Goff S, Degrange M. Les lampes à photopolymériser: halogènes ou diodes électroluminescentes. *Réal Clin.* 2000;11(3):365-76.
77. Spranley TJ, Winkler M, Dagate J, Oncale D, Strother E. Curing light burns. *Gen Dent.* août 2012;60(4):e210-214.
78. Onisor I, Asmussen E, Krejci I. Temperature rise during photo-polymerization for onlay luting. *Am J Dent.* août 2011;24(4):250-6.
79. Federlin M, Price R. Improving light-curing instruction in dental school. *J Dent Educ.* juin 2013;77(6):764-72.
80. Labrie D, Moe J, Price RBT, Young ME, Felix CM. Evaluation of ocular hazards from 4 types of curing lights. *J Can Dent Assoc.* 2011;77:b116.
81. AlShaafi MM, Harlow JE, Price HL, Rueggeberg FA, Labrie D, AlQahtani MQ, et al. Emission Characteristics and Effect of Battery Drain in « Budget » Curing Lights. *Oper Dent.* août 2016;41(4):397-408.
82. Roulet J-F, Price R. Light Curing - Guidelines for Practitioners A Consensus Statement from the 2014 Symposium on Light Curing in Dentistry Held at Dalhousie University, Halifax, Canada. *J Adhes Dent.* 1 août 2014;16:303-4.
83. Xu X, Sandras DA, Burgess JO. Shear bond strength with increasing light-guide distance from dentin. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* 2006;18(1):19-27; discussion 28.
84. Nitta K. Effect of light guide tip diameter of LED-light curing unit on polymerization of light-cured composites. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* mars 2005;21(3):217-23.
85. Price RBT, McLeod ME, Felix CM. Quantifying light energy delivered to a Class I restoration. *J Can Dent Assoc.* 2010;76:a23.
86. Price RB, Labrie D, Whalen JM, Felix CM. Effect of distance on irradiance and beam homogeneity from 4 light-emitting diode curing units. *J Can Dent Assoc.* 2011;77:b9.
87. Price RBT, Labrie D, Rueggeberg FA, Felix CM. Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* déc 2010;22(6):363-77.
88. Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci.* oct 1995;103(5):322-6.
89. Pelissier B, Tramini P, Chazel C. La photopolymérisation LED de seconde génération : Embouts et modes d'irradiation lumineuse. In: *Chir Dent Fr* 2005;1213:85-97.
90. Linger mickael. Le point sur les systèmes de photopolymérisation. Université de Nantes;2008 [cité 3 nov 2020].
91. Soares CJ, Faria-E-Silva AL, Rodrigues M de P, Vilela ABF, Pfeifer CS, Tantbirojn D, et al. Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements – What do we need to know? *Braz Oral Res.* 28 août 2017;31(suppl 1).
92. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* nov 1987;66(11):1636-9.
93. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* janv 2005;21(1):36-42.
94. Larrieu RB. Substitut dentinaire: existe-t-il un matériau biomimétique? [Internet]. 2018 [cité 3 nov 2020]. Disponible sur: <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01823838>

95. Sabbagh J, Fahd J-C, Hajj M, Nahas P. les composites en monocouche ou bulk-fill Partie 2 -Propriétés physico-mécaniques et applications cliniques. *Biomatériaux Clin.* 19 mars 2017;2(1).
96. Comment réussir les scellements de sillons ? – L'Information Dentaire [Internet]. [cité 6 déc 2020]. Disponible sur: <https://www.information-dentaire.fr/formations/comment-reussir-les-scellements-de-sillons%E2%80%89/>
97. Bernard C. Composite antérieur : la clé palatine, l'indispensable outil de simplification de la stratification [Internet]. L'Information Dentaire. [cité 6 déc 2020]. Disponible sur: <https://www.information-dentaire.fr/formations/composite-anterieur-la-cle-palatine-l-indispensable-outil-de-simplification-de-la-stratification/>
98. Liebenberg DW. Retour à la technique «sandwich» utilisant le ciment de verre ionomère modifié à la résine. 2005;71(10):5.
99. Dentisterie a minima et cavités tunnelliées [Internet]. LEFILDENTAIRE magazine dentaire. 2013 [cité 6 déc 2020]. Disponible sur: <https://www.lefildentaire.com/articles/clinique/esthetique/dentisterie-a-minima-et-cavites-tunnellisees/>



SERMENT MEDICAL

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples, devant l'effigie d'HIPPOCRATE.

Je promets et je jure, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine Dentaire.

Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'humanité.

J'informerai mes patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des connaissances pour forcer les consciences.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leur père.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses.

Que je sois déshonoré et méprisé de mes confrères si j'y manque.

DAEMERS Mélanie – Polymérisation des résines composites en technique directe : État actuel des connaissances

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix –Marseille Université : 2021

Rubrique de classement : BIOMATERIAUX

Résumé :

De nos jours, les résines composites sont les matériaux d'obturation de choix au sein des cabinets dentaires. Du fait de l'augmentation de la demande esthétique ainsi que de la préservation tissulaire, ces biomatériaux se sont fortement développés au fil des années. Cette évolution s'est accompagnée de celle des lampes à photopolymériser afin de lutter contre les phénomènes délétères liés à la polymérisation. Actuellement les lampes LED de troisième génération sont les plus utilisées au sein des cabinets.

La réussite du procédé de polymérisation est opérateur dépendant et doit respecter des protocoles et des recommandations stricts afin d'éviter tout effet indésirable possible.

Malgré toutes ces évolutions et le respect de toutes ces recommandations, le phénomène de contraction de prise demeure encore un défi majeur, inhérent au matériau de restauration et pour lequel la technique de polymérisation n'est pas le seul facteur de résolution.

Mots clés :

Résines composites – Polymérisation – Lampe – Photoinitiateurs – Restauration adhésive directe – Contraction de polymérisation.

DAEMERS Mélanie – Polymerization of composite resins in direct technique: Current state of knowledge

Abstract:

Today, composite resins are the filling materials of choice in dental offices. Due to the increase in aesthetic demand as well as tissue preservation, these biomaterials have developed strongly over the years. This progress has been accompanied by the development of photopolymerization lamps in order to fight against the deleterious phenomena linked to polymerization. Currently, third-generation LED lamps are the most widely used in the practice.

The success of the polymerization process is operator-dependent and must follow strict protocols and recommendations to avoid any possible adverse effects.

Despite all these developments and recommendations, the phenomenon of setting contraction remains a major challenge, which is inherent in the restorative material and for which the polymerization technique is not the only factor in resolving the issue.

Key words :

Composite resins - Polymerization - Lamp - Photoinitiators - Direct adhesive restoration - Polymerization shrinkage.