

Année 2020

N° 3596

# **Collages : les lampes à photo-polymériser face aux nouveaux photo-amorceurs.**

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT  
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE-DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement par

**Maëlyss QUELLEUX**

Née le 17 décembre 1994

Le 14/01/2020 devant le jury ci-dessous :

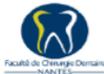
Président : Madame le Professeur Fabienne PEREZ

Assesseur : Monsieur le Docteur Gilles AMADOR DEL VALLE

Assesseur : Madame le Docteur Catherine RICHARD

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur François BODIC

**Collages : les lampes à photo-  
polymériser face aux  
nouveaux photo-amorceurs.**

<b>UNIVERSITE DE NANTES</b>	
<u>Président</u> <b>Pr LABOUX Olivier</b>	
	
<b>FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE</b>	
<u>Doyen</u> <b>Pr GIUMELLI Bernard</b>	
<u>Assesseurs</u> Dr RENAUDIN Stéphane Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre	
	
<b>PROFESSEURS DES UNIVERSITES PRATICIENS HOSPITALIERS DES C.S.E.R.D.</b>	
Mme ALLIOT-LICHT Brigitte	M. LESCLOUS Philippe
M. AMOURIQ Yves	Mme PEREZ Fabienne
M. BADRAN Zahi	M. SOUEIDAN Assem
M. GIUMELLI Bernard	M. WEISS Pierre
M. LE GUEHENNEC Laurent	
<b>PROFESSEURS DES UNIVERSITES</b>	
M. BOULER Jean-Michel	
<b>MAITRE DE CONFERENCES DES UNIVERSITES</b>	
Mme VINATIER Claire	
<b>PROFESSEURS EMERITES</b>	
M. BOHNE Wolf	M. JEAN Alain
<b>ENSEIGNANTS ASSOCIES</b>	
M. GUIHARD Pierre (Professeur Associé)	Mme LOLAH Aoula (Assistant Associé)
<b>MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES PRATICIENS HOSPITALIERS DES C.S.E.R.D.</b>	<b>ASSISTANTS HOSPITALIERS UNIVERSITAIRES DES C.S.E.R.D.</b>
M. AMADOR DEL VALLE Gilles	M. ALLIOT Charles
Mme ARMENGOL Valérie	M. AUBEUX Davy
Mme BLERY Pauline	Mme BARON Charlotte
M. BODIC François	Mme BEAURAIN-ASQUIER Mathilde
Mme CLOITRE Alexandra	M. BOUCHET Xavier
Mme DAJEAN-TRUTAUD Sylvie	M. FREUCHET Erwan
M. DENIS Frédéric	M. GUIAS Charles
Mme ENKEL Bénédicte	Mme HASCOET Emilie
M. GAUDIN Alexis	M. HIBON Charles
M. HOORNAERT Alain	M. HUGUET Grégoire
Mme HOUCHMAND-CUNY Madline	M. KERIBIN Pierre
Mme JORDANA Fabienne	M. OUVRARD Pierre
M. KIMAKHE Saïd	M. RETHORE Gildas
M. LE BARS Pierre	M. SARKISSIAN Louis-Emmanuel
Mme LOPEZ-CAZAUX Serena	M. SERISIER Samuel
M. NIVET Marc-Henri	
M. PRUD'HOMME Tony	
Mme RENARD Emmanuelle	
M. RENAUDIN Stéphane	
Mme ROY Elisabeth	
M. STRUILLLOU Xavier	
M. VERNER Christian	
<b>PRATICIENS HOSPITALIERS</b>	
Mme DUPAS Cécile (Praticien Hospitalier)	Mme QUINSAT Victoire (Praticien Hospitalier Attaché)
Mme LEROUXEL Emmanuelle (Praticien Hospitalier)	Mme RICHARD Catherine (Praticien Hospitalier Attaché)
	Mme HYON Isabelle (Praticien Hospitalier Contractuel)

Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.

*Remerciements,*

**A Madame le Professeur Fabienne PEREZ**

Professeur des Universités.

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires.

Docteur de l'université de Toulouse 3.

Habilitée à Diriger les Recherches.

Chef du Département d'Odontologie Conservatrice – Endodontie.

Chef du Service d'Odontologie Conservatrice et Pédiatrique.

- NANTES -

*Pour avoir accepté de présider ce jury,  
Pour la qualité et la rigueur de vos enseignements,  
Veuillez trouver le témoignage de ma sincère gratitude et de mon profond respect.*

**A Monsieur le Docteur François BODIC**

Maître de Conférences des Universités.

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires.

Docteur de l'université de Nantes.

Département de Prothèses.

- NANTES -

*Pour avoir accepté de diriger cette thèse,  
Pour m'avoir formée lors de mon cursus universitaire et clinique,  
Veuillez trouver le témoignage de ma sincère gratitude et de mon profond respect.*

**A Monsieur le Docteur Gilles AMADOR DEL VALLE**

Maître de Conférences des Universités.

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires.

Docteur de l'Université de Nantes.

Habilité à Diriger les Recherches.

Chef du Département de Prévention – Epidémiologie – Economie de la Santé – Odontologie  
Légale.

- NANTES -

*Pour avoir accepté de siéger dans ce jury,  
Pour m'avoir formée lors de mon cursus universitaire,  
Pour votre implication dans la réalisation de mon T.E.R.,  
Veuillez trouver le témoignage de ma sincère gratitude et de mon profond respect.*

**A Madame le Docteur Catherine RICHARD,**

Praticien Hospitalier Attaché.

Docteur en Chirurgie Dentaire.

Département d'Odontologie Conservatrice - Endodontie.

- NANTES -

*Pour avoir accepté de siéger dans ce jury,  
Pour m'avoir formée lors de mon cursus clinique,  
Veuillez trouver le témoignage de ma sincère gratitude et de mon profond respect.*

## Sommaire.

Introduction. ....	10
1. Les systèmes adhésifs et résines de collage. ....	11
1.1. Les systèmes adhésifs.....	11
1.1.1. Définitions. ....	11
1.1.2. Composition des systèmes adhésifs. ....	12
1.1.3. Évolutions des adhésifs.....	15
1.1.4. Classification.....	18
1.2. Les résines de collages.....	19
1.2.1. Définition.....	19
1.2.2. Composition. ....	20
1.2.3. Classifications. ....	25
2. La photo-polymérisation. ....	27
2.1. Polymérisation.....	27
2.1.1. Généralités. ....	27
2.1.2. Chémo-polymérisation. ....	28
2.1.3. Photo-polymérisation.....	29
2.2. Les photo-amorceurs.....	30
2.2.1. La camphorquinone.....	31
2.2.2. La phényl-propane-dione.....	32
2.2.3. APO.....	33
2.2.4. BAPO.....	34
2.2.5. Ge-1 ; Ge-2 et Ge-3.....	34
2.2.6. CQ-APO.....	36
3. Les lampes à photo-polymériser. ....	37
3.1. Les sources lumineuses. ....	38
3.1.1. Les lampes halogènes. ....	38
3.1.2. Les lampes xénon-plasma.....	39
3.1.3. Les lampes laser à l'argon.....	40
3.1.4. Les lampes LED. ....	40
3.2. Le guide optique.....	42
3.2.1. Les fibres liquides. ....	43
3.2.2. Les fibres souples.....	43
3.2.3. Les fibres rigides.....	43
3.2.4. Les monofibres. ....	44
3.2.5. Les multifibres. ....	44

3.2.6.	Différentes lampes à polymériser commercialisées en 2019.....	45
3.3.	Les conditions d'utilisation des systèmes de collage. ....	53
3.3.1.	Le champ opératoire.....	53
3.3.2.	Nettoyage de la cavité. ....	53
3.3.3.	Application du système de collage. ....	55
3.3.4.	Application de la résine composite. ....	56
3.3.5.	Photo-polymérisation. ....	56
	Conclusion.....	57
	Bibliographie. ....	58

## Introduction.

Depuis le siècle dernier, les pratiques de la dentisterie ont considérablement évoluées. Les collages sont notamment une innovation majeure de la deuxième partie du XX<sup>e</sup> siècle. Ils permettent le développement de nouveaux concepts tels que le gradient thérapeutique et offrent une alternative thérapeutique aux amalgames. Ils font partie intégrante de la pratique quotidienne en omnipratique. Les protocoles ont évolué au fur et à mesure des innovations. Cependant de nombreux paramètres influencent la qualité du collage et donc le pronostic des restaurations. Un des paramètres, bien souvent oublié, est celui du choix de la lampe à photo-polymériser.

Les matériaux adhésifs disponibles sur le marché sont divers et variés dans leur composition. De ces différences de composition découlent des différences d'utilisation. La polymérisation de ces systèmes de collage a, elle aussi, évolué ; elle est passée d'une polymérisation uniquement chimique à une polymérisation physique nécessitant l'utilisation de lampe à photo-polymériser et de photo-amorceurs.

Historiquement, la camphorquinone est le photo-amorceur le plus utilisé. Cependant, de par sa teinte jaunâtre, d'autres photo-amorceurs ont été développés. Actuellement, de nombreuses résines composites sont composées de plusieurs photo-amorceurs. La composition des matériaux de collage reste obscure et n'est pas publiée par les fabricants. Nous pouvons alors nous demander si les lampes à photo-polymériser sont en adéquation avec les photo-amorceurs développés. Sommes-nous, praticiens, capables de faire un choix éclairé face à la multitude de système de collage et de lampe à photo-polymériser ? Cela impacte directement la qualité de polymérisation des matériaux. Cette thèse a pour objectif d'établir un bilan des données de la littérature à propos des photo-amorceurs actuellement utilisés et des lampes à photo-polymériser mises sur le marché. Ce bilan mettra en évidence l'influence des lampes à photo-polymériser sur la photo-polymérisation et plus largement sur les matériaux de collage.

Dans un premier temps, nous détaillerons les matériaux adhésifs (les systèmes de collage puis les résines de collage). Cela permettra de comprendre leur fonctionnement et de nous emmener, dans un second temps, à développer les mécanismes de la photo-polymérisation. Enfin, les lampes à photo-polymériser seront analysées afin d'énoncer les critères à prendre en compte lors du choix de celle-ci.

# 1. Les systèmes adhésifs et résines de collage.

## 1.1. Les systèmes adhésifs.

### 1.1.1. Définitions.

Les **systèmes adhésifs** se définissent comme des biomatériaux qui « contribuent à former un lien idéalement adhérent et étanche entre les tissus dentaires calcifiés et des biomatériaux de restauration ou d'assemblage » - Degrange.

**L'adhésion** « est l'ensemble des interactions physico-chimiques spécifiques qui contribuent à lier intimement deux corps ».

**L'adhérence** est « la force (ou l'énergie) nécessaire à la séparation de ces mêmes corps ».

L'adhésion doit répondre à des obligations telles que :

- s'opposer aux contraintes de polymérisation lors de la mise en place de la restauration
- garantir une mise en fonction immédiate
- répondre aux sollicitations mécaniques de la restauration dans le temps.

Elle varie en fonction des tissus dentaires résiduels, de la géométrie de la restauration et de sa rétention.

L'adhésion à une surface dentaire met en jeu 3 types d'interaction :

- **Adhésion physique** : due aux liaisons moléculaires - ou forces de Van der Waals. Ces liaisons sont dégradées par l'infiltration d'eau à l'interface dent-restauration. L'adhésion physique dépend de la mouillabilité des surfaces et donc de l'énergie de surface (énergie nécessaire pour rompre les interactions intermoléculaires).

- **Adhésion mécanique** : due aux pénétrations de matériaux dans les aspérités de surface. Elle est favorisée par le mordantage de la surface dentaire. La force de collage obtenue est de l'ordre de 15 à 20MPa.

- **Adhérence chimique** : est l'adhérence idéale. Elle met en œuvre des liaisons fortes : liaisons ioniques (transfert d'électrons entre 2 molécules) ou liaisons covalentes (mise en commun d'électrons).

L'adhésion entre le système adhésif et la résine composite se fait grâce à la rupture des doubles liaisons C=C de la couche inhibée par l'oxygène de l'adhésif. En effet, lors de la polymérisation, la réaction de polymérisation est inhibée en surface (surface en contact avec l'oxygène de l'air). Les atomes en surface ne sont pas liés à d'autres. Lors de l'ajout d'une couche de composite, les liaisons peuvent alors s'établir. Lors de l'apposition de la dernière couche de matériau, la couche inhibée par l'oxygène peut être supprimée au polissage ou inhibée par l'application de glycérine par exemple (empêche l'oxygène de venir au contact).

A ce jour, les bénéfices thérapeutique et esthétique des techniques de collage sont admis. Ils sont déclinés sous 4 grandes caractéristiques :

- Les capacités adhésives ont rendu possible le gradient thérapeutique par le concept d'économie tissulaire. La micro-rétention rend obsolète la macro-rétention et ses préparations délabrantes.

- La résistance à la compression et l'élasticité du joint entrent également dans le concept du gradient thérapeutique car les restaurations sollicitent moins les structures dentaires résiduelles. Elles permettent également une diminution de l'épaisseur minimale des restaurations indirectes.
- La stabilité sur le long terme des résines.
- Les propriétés optiques permettent une révolution esthétique.

La photo-polymérisation a révolutionné les protocoles de reconstitutions directes. Elle permet des reconstitutions couche par couche, une sculpture mimant l'anatomie de la dent ainsi qu'une teinte adaptée par une stratification, une maîtrise du temps de travail.

Cependant, la longévité des collages dépend des conditions de mise en œuvre et donc indirectement des connaissances de leurs mécanismes d'action. La qualité de la photo-polymérisation des restaurations collées dépend, entre autres, de manière très importante de la qualité de la lampe utilisée.

Les matériaux idéaux de collage doivent être

- mouillants,
- de couleur stable dans le temps,
- avec un taux de polymérisation important,
- stable sur le long terme (pendant le stockage ainsi que dans la cavité buccale),
- biocompatible et sans cytotoxicité, pouvoir mutagène ou cancérigène.

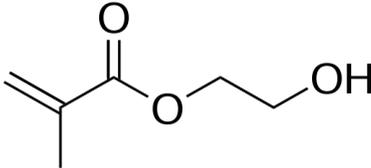
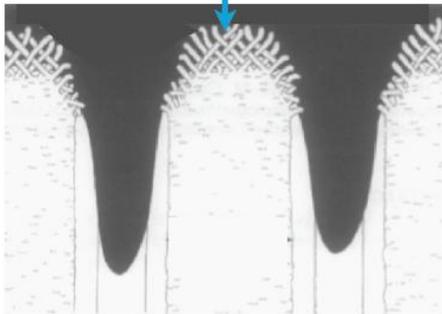
### 1.1.2. Composition des systèmes adhésifs.

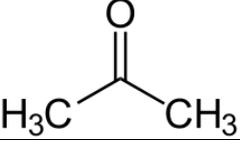
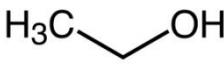
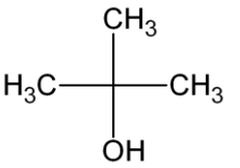
Lors du protocole de collage, différents agents chimiques sont susceptibles d'être appliqués successivement ou simultanément sur les tissus dentaires, d'où la notion de « système » adhésif. Ces systèmes adhésifs sont ensuite associés à un dernier matériau qui peut-être soit le composite de restauration directe soit le composite de collage lorsque la restauration est indirecte.

Les systèmes adhésifs sont composés de :

- un **acide** pour mordancer le tissu minéralisé,
- un agent promoteur d'adhésion ou **primaire d'adhésion**,
- un **adhésif** capable d'imprégner la micro-géographie de surface et de créer avec elle des liaisons physico-chimiques.

Acide de mordantage	<p>L'agent de mordantage favorise la micro-rétention. En général, c'est de l'<b>acide ortho-phosphorique</b> entre 32 et 37%, pH entre 0.1 et 0.4. Mordantage permet une meilleure mouillabilité des surfaces dentaires.</p> <p>La <b>mouillabilité</b> est « déterminée par l'étalement d'un liquide à sa surface, mesurée par l'angle de contact qui doit être le plus faible possible pour que le liquide mouille la surface correctement ».</p> <p>Les molécules dans un liquide interagissent par des liaisons intermoléculaires faibles. En périphérie, elles ne sont attirées que vers l'intérieur. Si ces liaisons en périphérie sont majoritaires, le liquide a une forme de goutte. La mouillabilité de surface du matériau (par ex. l'émail) doit être suffisante pour contrer les liaisons intermoléculaires et permettre l'étalement du liquide.</p>
---------------------	---

	<p>La solution de mordantage est présentée sous-forme d'un gel coloré afin de faciliter son application (mordantage sélectif par exemple) et de contrôler son rinçage (émail blanc mat crayeux après rinçage et séchage). Ce gel est obtenu par ajout de polymères organiques et de colorants.</p> <p>Il permet la dissolution sélective des cristaux d'hydroxyapatite (50% sont dissous et remplacé par de l'eau lors du rinçage) et expose le réseau de collagène de la dentine.</p>
<p>Primaire d'adhésion</p>	<p>C'est une molécule qui lie une surface hydrophile (les surfaces dentaires) et une surface hydrophobe (l'adhésif) donc met en jeu des monomères hydrophiles et des monomères hydrophobes.</p> <p>Monomères hydrophiles : monomère HEMA, solvants volatils (éthanol, acétone, tertbutanol) et d'eau.</p> <div style="text-align: center;">  <p>Formule chimique du monomère HEMA</p> </div> <p>HEMA (2-hydroxyethyl methacrylate) est une molécule amphiphile :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- son groupement hydroxyle (-OH) se lie au collagène dentinaire</li> <li>- la rupture de la double liaison (=CH<sub>2</sub>) se lie avec adhésif.</li> </ul> <p>Cette molécule a une bonne mouillabilité dentinaire, ce qui permet aux monomères hydrophobes de pénétrer en profondeur les tissus dentaires.</p> <p>Le solvant permet d'augmenter la mouillabilité des surfaces dentinaires et d'éviter le collapsus des fibres de collagène en pénétrant le réseau de fibres. Ce solvant doit être totalement évaporé sinon il fragilise la couche hybride.</p> <p>La <b>couche hybride</b> ou « zone d'inter-diffusion résine-dentine » est la zone d'infiltration de l'adhésif dans le collagène.</p> <div style="text-align: center;"> <p><i>Figure V.15 : Couche hybride</i> (Pashley, 1992 [160])</p> <p>couche hybride</p>  </div> <p>La vitesse d'évaporation dépend du type de solvant utilisé. Elle conditionne le taux hydrique final dentinaire avant l'application de l'adhésif ainsi que les capacités de conservation du produit. Un primaire contenant un solvant avec une vitesse d'évaporation rapide se conservera moins bien car à chaque ouverture du flacon, une partie de solvant s'évaporerait. Ce point peut être contrôlé par l'utilisation de dose unitaire.</p>

Solvant	Formule chimique	Avantages	Inconvénients
Eau		Bonne réhumidification du réseau collagénique	Corps peu volatil (temps d'évaporation long)
Acétone		Évacue aisément les excédents d'eau, notamment en cas de « surmouillage »	Forte volatilité : ne convient pas à la dentine desséchée
Éthanol		Moins volatil que l'acétone, convient plus à la dentine desséchée	Reste sensible au degré d'humidité
T-Butanol		Parfaite solubilité dans l'eau et les polymères Possibilité d'augmenter le contenu en résine de l'adhésif Évaporation par séchage similaire à l'alcool	Bonne diffusion au sein du réseau de fibrilles de collagène

*Comparaison des différents primaires – issu du livre Restaurations esthétiques en céramique collée*

Ces 4 solvants sont les plus utilisés actuellement. Ils ont pour avantage d'être biocompatible, peu cher, d'avoir une odeur acceptable et une volatilité suffisante.

Dans les M&R3, le solvant est appliqué avant l'adhésif donc permet l'obtention d'une interface amphiphile idéale.

Dans les M&R2, le solvant est dans le même produit que l'adhésif. Le solvant est en quantité plus importante pour que le produit soit homogène.

#### Adhésif

Les qualités essentielles des monomères adhésifs sont :

- bonne solubilité dans le solvant (éthanol, acétone, ...)
- résistance à l'hydrolyse de l'eau
- bonnes propriétés mouillantes
- fortes interactions avec les tissus dentaires.

Composition type :

- composants résineux
- initiateurs et inhibiteur de polymérisation
- solvant organique
- charges (facultatives).

1) Composants résineux : Pour garantir une continuité entre les matériaux et une résistance mécanique forte, les adhésifs utilisent les mêmes monomères que ceux dans le composite.

Les résines sont des chaînes carbonées de type acrylique. La viscosité augmente avec la longueur de chaîne. La mouillabilité quant à elle diminue lorsque la longueur de chaîne augmente. Les résines acryliques ont un fort taux de polymérisation radicalaire. De plus, elles sont incolores et sans goût. Les différences entre les monomères méthacrylates et acrylates sont que ces derniers sont plus réactifs, davantage biocompatibles. Les monomères méthacrylates sont moins sensibles à l'inhibition de l'oxygène.

Les fonctions portées par chaque extrémité donnent le rôle et les propriétés physico-mécaniques à la molécule. Une extrémité, commune à toutes les résines des adhésifs, est occupée par une fonction méthacrylate qui est polymérisable. Les fonctions permettant une polymérisation sont des fonctions vinyle (-C=C-).

En fonction de l'autre extrémité, on parle de monomères fonctionnels ou de monomères cross-linkers.

- Monomères fonctionnels : la deuxième extrémité du monomère est occupée par des molécules permettant une fonction particulière : plus ou moins hydrophiles, influençant la mouillabilité, les propriétés mécaniques, etc. Ce sont des molécules telles que HEMA, 4-MET, 10-MDP, fluor, Phenyl-P, MMEP, ... Les polymères issus des monomères fonctionnels sont linéaires.
  - Monomères cross-linkers : possèdent au minimum deux extrémités polymérisables ce qui permet une meilleure résistance mécanique mais également sont moins susceptibles aux attaques acides et enzymatiques. En général, sont utilisés bis-GMA, UDMA, TGDMA, EGDMA, bis-EMA, ... Les polymères issus des monomères cross-linkers sont des grosses molécules non linéaires.
  - Certains monomères ont une extrémité fonctionnelle et une extrémité cross-linker. Ce sont PENTA, BPDM, TCB ou PMD.
- 2) Initiateurs et inhibiteurs de polymérisation : la polymérisation de l'adhésif est nécessaire pour assurer la qualité de la couche hybride. Le photo-initiateur le plus utilisé est la camphorquinone (CQ) associée à une amine tertiaire. Un des inhibiteurs entrant dans la composition de systèmes de collage est le butylated hydroxytoluene inhibitor (BHT) à une concentration 0.1%. Cet inhibiteur empêche la polymérisation spontanée des monomères.
- 3) Solvants organiques : influencent la mouillabilité. Les solvants doivent être évaporés pour ne pas fragiliser la couche hybride (idem que pour les solvants du primaire).  
L'eau est utilisée pour les SAM. Elle permet aux monomères acides de s'ioniser.
- 4) Charges : elles sont facultatives et si elles sont présentes, elles ne sont qu'en petite quantité.

Parfois, des colorants sont ajoutés aux adhésifs afin de mieux contrôler son application.

### 1.1.3. Évolutions des adhésifs.

Les notions d'adhésion en odontologie sont apparues dans les années 50.

#### - 1<sup>ère</sup> génération : 1949 – 1982.

Hagger, un chimiste suisse, dépose un brevet en 1949 pour un système adhésif portant le nom de Sevrison, composé d'un dérivé di-méthacrylique de l'acide glycérophosphorique (GPDM). Il polymérise sous l'action de l'acide sulfonique (5 à 30 minutes). Les collages de résine auto-polymérisable utilisent déjà un agent de mordantage (acide glycérophosphorique) afin de réaliser

une liaison chimique avec les groupes phosphates dentinaires. Ce mordantage est proposé par Buonocore en 1956.

En 1952, Kramer et McLean mettent en avant l'interface entre le tissu dentaire et le matériau appelée aujourd'hui couche hybride.

Ces premiers essais permettaient de proposer aux patients des thérapeutiques davantage esthétiques par rapport aux ciments d'obturation à base de silicate. Cependant, ils présentaient un fort retrait de polymérisation (>6% en volume), un grand écart dilatométrique avec la dent et une viscosité très importante. Ces inconvénients peuvent s'expliquer par l'absence de potentiel adhésif aux tissus dentinaires. La conséquence clinique est que le joint est de faible qualité sur le long terme (percolation des fluides buccaux aux interfaces cavitaires) et donc engendre une agression pulpaire et une coloration des bords de la restauration.

#### - 2<sup>ème</sup> génération : 1980 – 1985.

L'objectif est d'augmenter l'adhésion à la dentine, clé d'une étanchéité à long terme. Tous les adhésifs de cette génération portent une fonction terminale phosphate acide. Takeyama utilise le monomère 4-META et Fusayama le phényl-P. Un nouvel agent de couplage (monomère dérivé du Bis-GMA avec groupements chloro-phosphorés) est créé par 3M. Un brevet sera déposé en 1982.

Malgré les progrès, l'adhésion à la dentine est faible par rapport à celle de l'émail mordancé. Tao et Pashley expliquent en 1988 que cette adhérence n'est pas à la dentine réellement mais à la boue dentinaire.

La **boue dentinaire**, enduit pariétal ou encore « smear layer » est une couche de 0,5 à 3µm d'épaisseur formée par un mélange de débris collagène dentinaire, d'hydroxyapatite, de protéines, de bactéries et d'eau. Cette boue se forme lors du curetage carieux et de la préparation de la cavité. La granularité des instruments utilisés détermine l'épaisseur de cette pellicule. Elle obstrue en partie les tubulis dentinaires.

#### - 3<sup>ème</sup> génération : 1985 – 1991.

Pour stabiliser la boue dentinaire, favoriser le mouillage des surfaces et leur infiltration, une association de différents produits est alors utilisée. C'est donc le début des systèmes adhésifs. L'adhérence à la dentine passe de 5MPa (2<sup>ème</sup> génération) à 12MPa (3<sup>ème</sup> génération). Tenure (DenMat), GLUMA bond (Bayer), Scotchbond (3M).

#### - 4<sup>ème</sup> génération : 1990.

Le mordantage de l'émail est admis depuis les débuts de l'adhésion dentaire. Pour éliminer la boue dentinaire, le concept de mordantage total voit le jour. Nakabayashi décrit en 1982 l'adhésion micro-mécanique. La résine peut pénétrer dans les tubuli et dans les réseaux de fibrilles protéiques péri et inter-tubulaires.

Ce concept a mis du temps à être accepté en occident (accepté au Japon depuis les années 1970) car la boue dentinaire était considérée comme une barrière aux micro-organismes et aux produits agressifs vers la pulpe.

L'adhésion met en jeu un protocole en plusieurs étapes :

- mordantage acide de la surface dentinaire
- primaire : permet le mouillage et la pénétration de la surface
- infiltration de la résine adhésive qui co-polymérise avec le composite.

Ces étapes sont contraignantes et peuvent entraîner des éventuelles variations praticien-dépendantes.

Ces adhésifs sont plus fiables et plus esthétiques. Ils sont, pour la plupart, encore sur le marché actuellement et sont considérés comme la référence de l'adhésion.

All-bond (Bisico), Optibond FL (Kerr), Scotchbond Multi-purpose (3M), Clearfil Liner Bond (Kuraray), Syntac (Ivoclar-Vivadent).

- **5<sup>ème</sup> génération : 1995.**

La simplification du protocole devient alors un objectif majeur. Les adhésifs de 5<sup>ème</sup> génération regroupent en un flacon le primaire et la résine adhésive. Il faut donc 2 étapes : le mordantage à l'acide phosphorique puis primaire/résine adhésive. Il faut cependant que la dentine ait une humidité résiduelle pour que l'infiltration de l'adhésif soit suffisante. Les adhésifs contiennent des monomères hydrophiles, des solvants organiques et de l'eau.

Adper ScotchBond 1XT (3M), Excite (Ivoclar-Vivadent), Optibond solo plus (Kerr).

- **6<sup>ème</sup> génération : 1995.**

Toujours dans l'optique de simplifier le protocole, en parallèle de la 5<sup>ème</sup> génération, les adhésifs auto-mordants sont mis au point. Il y a 2 étapes : mordantage/primaire puis la résine adhésive. Le mordantage/primaire n'est pas rincé. Le mordantage n'est plus réalisé par l'acide phosphorique mais par des monomères acides capables de déminéraliser et infiltrer les tissus dentaires.

Clearfil Liner Bond 2 (Kuraray), AdheSE One (Ivoclar-Vivadent).

- **7<sup>ème</sup> génération : 2000.**

Les 3 étapes sont regroupées en un seul flacon : mordantage, primaire et résine adhésive. On parle d'adhésif « tout-en-un ».

Leur composition est donc plus complexe. Ils contiennent des monomères hydrophiles acides et des monomères hydrophobes pour permettre la polymérisation avec les composites.

- **8<sup>ème</sup> génération :**

Les systèmes adhésifs universels peuvent être utilisés tels quels (auto-mordants) ou avec un mordantage préalable. Cette double option permet d'avoir un produit qui correspond à de nombreux cas cliniques, le praticien adapte le protocole en fonction de la situation clinique.

Les matériaux ayant les meilleures valeurs d'adhérence ont une mise en œuvre complexe et donc opérateur-dépendante (peu reproductible). Les matériaux plus simples dans leur mise en œuvre sont peu opérateur-dépendants (donc reproductibles) mais leurs valeurs d'adhérence sont plus faibles. Il faut rappeler que la forte évolution de ces systèmes de collage est très récente. Le recul clinique est faible pour certains produits.

Les valeurs d'adhérence des adhésifs peuvent être testées par le test  $\mu$ TBS (microtensile bond strength). Il détermine l'adhésion des adhésifs sur un composite donné.

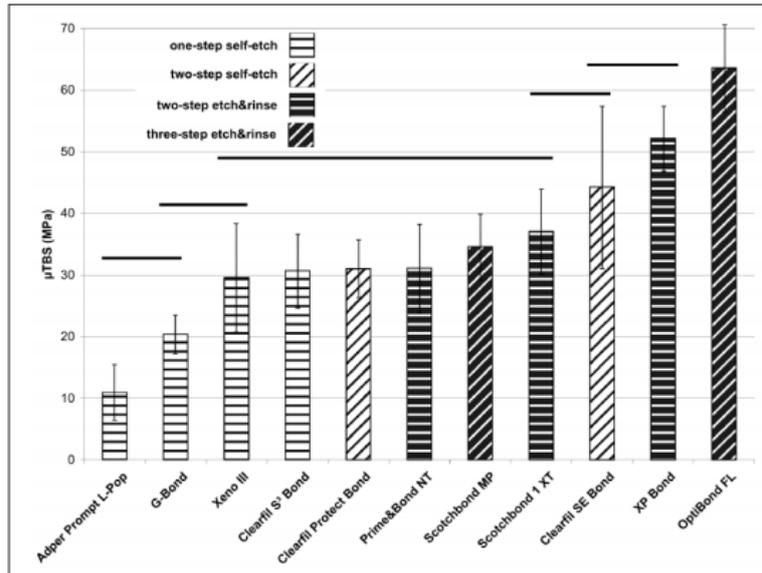


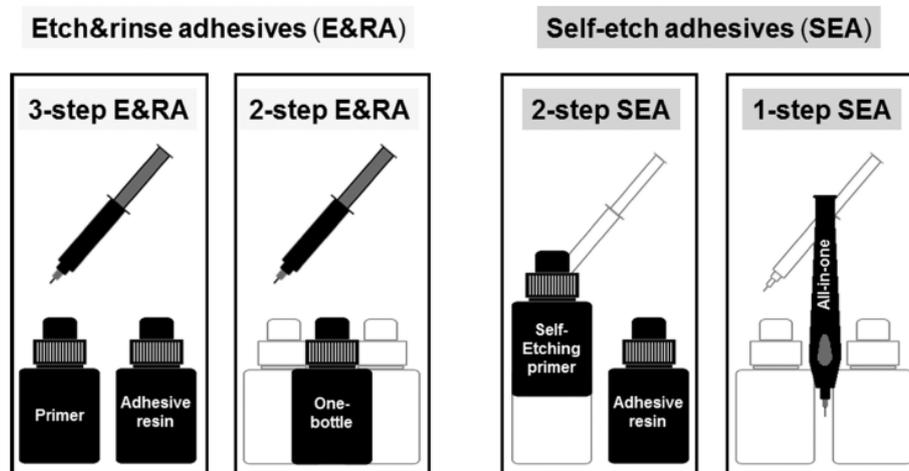
Figure 1. Bar graph presenting the  $\mu$ TBS in MPa. Bars connected with a horizontal line are not statistically significantly different. Error bars denote the 95% confidence interval.

D'après *Microtensile Bond Strength and Interfacial Characterization of 11 Contemporary Adhesives Bonded to Bur-cut Dentin* – Sarr & al. 2010.

Ce graphique met en lumière les qualités d'un M&R3 comparativement à celles d'un SAM 1.

#### 1.1.4. Classification.

De toutes ces générations, sont issus de nombreux systèmes. Pour plus de clarté, Van Meerbeek & al. en 2003 et Degrange en 2004, ont classé les systèmes adhésifs en fonction de leur principe d'action et leur nombre d'étapes : les systèmes Mordançage et Rinçage (M&R, en anglais E&RA) et les Systèmes Auto-Mordançants (SAM, en anglais SEA).



Classification des systèmes adhésifs – schéma issu de l'article « *New polymer-chemical developments in clinical dental polymer materials: enamel - dentin adhesives and restorative composites* » Moszner & Hirt, 2012.

M&R	Nécessite la réalisation d'un mordantage puis d'un rinçage. Ils sont également appelés Total-etch ou etch-and-rince.	M&R II : 2 étapes - mordantage et rinçage. - primaire + résine adhésive en un seul produit.				
	<table border="1"> <tr> <td style="background-color: green; color: white;">+</td> <td>Adhésion de référence</td> </tr> <tr> <td style="background-color: red; color: white;">-</td> <td>Très opérateur-dépendant</td> </tr> </table>	+	Adhésion de référence	-	Très opérateur-dépendant	Attention il faut gérer le séchage après le rinçage de façon très précise : - Un excès d'eau empêche la création d'un joint adhésif. - Un déficit d'eau entraîne un collapsus des fibres de collagène. L'infiltration de la résine n'est donc pas possible.
	+	Adhésion de référence				
-	Très opérateur-dépendant					
Ce type de système adhésif élimine la smear layer par l'application du mordantage.	M&R III : 3 étapes - mordantage : souvent acide phosphorique puis rinçage et séchage. - primaire - résine adhésive.					
SAM	Ce sont des systèmes auto-mordantants, etch-and-dry ou self-etch.	SAM I : 1 étape Mordantage + primaire + adhésif dans un seul produit.				
	Ils sont classés selon leur pH, plus le pH est fort, plus la profondeur d'interaction avec les tissus dentaires est importante. Ils modifient la boue dentinaire et/ou l'élimine.	SAM II : 2 étapes - mordantage et primaire - adhésif.				
	<table border="1"> <tr> <td style="background-color: green; color: white;">+</td> <td>Résultats reproductibles</td> </tr> <tr> <td style="background-color: red; color: white;">-</td> <td>Valeurs d'adhésion &lt; aux M&amp;R</td> </tr> </table>	+	Résultats reproductibles	-	Valeurs d'adhésion < aux M&R	
+	Résultats reproductibles					
-	Valeurs d'adhésion < aux M&R					
colles « auto-auto »	Elles n'ont pas besoin d'adhésif, elles sont auto-mordantantes et auto-adhésives.					
adhésifs universels	Ils peuvent être utilisés selon le mode M&R ou SAM. Ils peuvent se lier à des matériaux non dentaires (métaux et zircone par ex.). Ils se présentent en un seul produit. Ils sont plus hydrophobes que les SAM1.					

Les systèmes M&R sont la référence d'un point de vue efficacité, force et stabilité du collage dans le temps.

## 1.2. Les résines de collages.

### 1.2.1. Définition.

Résine de collage permet de lier la restauration indirecte à la dent. Elle se définit comme un matériau composite, hétérogène, composé :

- d'une matrice organique résineuse.
- d'une phase inorganique : les charges.
- d'un agent de couplage pour lier les 2 phases entre elles.

Elles sont moins chargées que les composites de restauration ce qui facilite l'insertion de la restauration indirecte.

Les qualités d'une résine composite sont :

- faible solubilité dans l'eau
- faible rétraction de prise
- excellentes propriétés mécaniques après polymérisation.

### 1.2.2. Composition.

Une **résine composite** = matrice organique (+ adjuvants) + charges + agent de liaison.

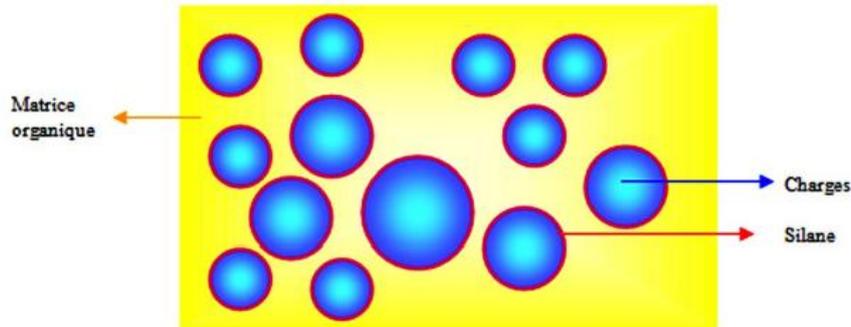


Figure : représentation schématique d'une résine composite.

**La matrice organique** représente 24 à 50% du volume total du matériau. Actuellement ce sont toutes des résines acryliques. Les monomères sont tous les « R-diméthacrylates ». Les composites sont donc tous compatibles entre eux et avec les adhésifs.

De cette matrice, découle de nombreuses propriétés physico-mécaniques telles que la rétraction de prise, la réticulation, l'adhérence, la rigidité, la viscosité, ... La matrice la plus répandue est la matrice dérivée du Bis-GMA (ou matrice de Bowen) ou des polyuréthanes.

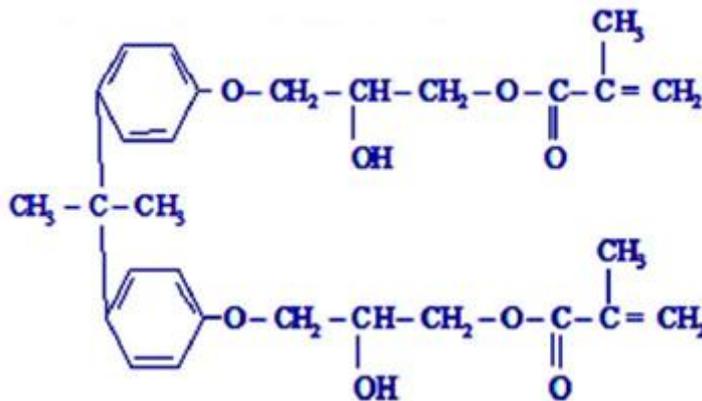


Figure 2 : molécule de Bis-GMA

Les doubles liaisons au bout de la chaîne de la matrice permettent la polymérisation des molécules de Bis-GMA entre elles. Il n'y a que 2 radicaux méthacryliques donc les possibilités de réticulation sont faibles.

Les cycles aromatiques rigidifient la molécule.

Les 2 radicaux hydroxyl (-OH) permettent l'établissement de liaisons hydrogène ce qui se traduit par une viscosité élevée.

L'UDMA a un poids moléculaire élevé ce qui lui confère l'avantage d'être peu toxique pour la pulpe. La viscosité est plus faible que le Bis-GMA mais la rétraction de prise est plus forte.

Ces 2 molécules de base sont des liquides très visqueux. L'ajout de charges rend leur utilisation impossible en clinique. Des modifications chimiques sont donc essentielles pour permettre une utilisation aisée mais elles ont une influence sur la rétraction de prise (augmentée), la résistance à l'abrasion (réduite), ...

Les dérivés méthacryliques de l'éthylène glycol permettent de supprimer les cycles aromatiques et donc de réduire la rigidité de la molécule. Si  $n=1$  EGDMA, si  $n=3$  TEGDMA.

La suppression de l'alcool glycidique (Bis-MA) fait baisser la viscosité.

Ces monomères modifiant la viscosité sont appelés contrôleurs de viscosité ou diluants.



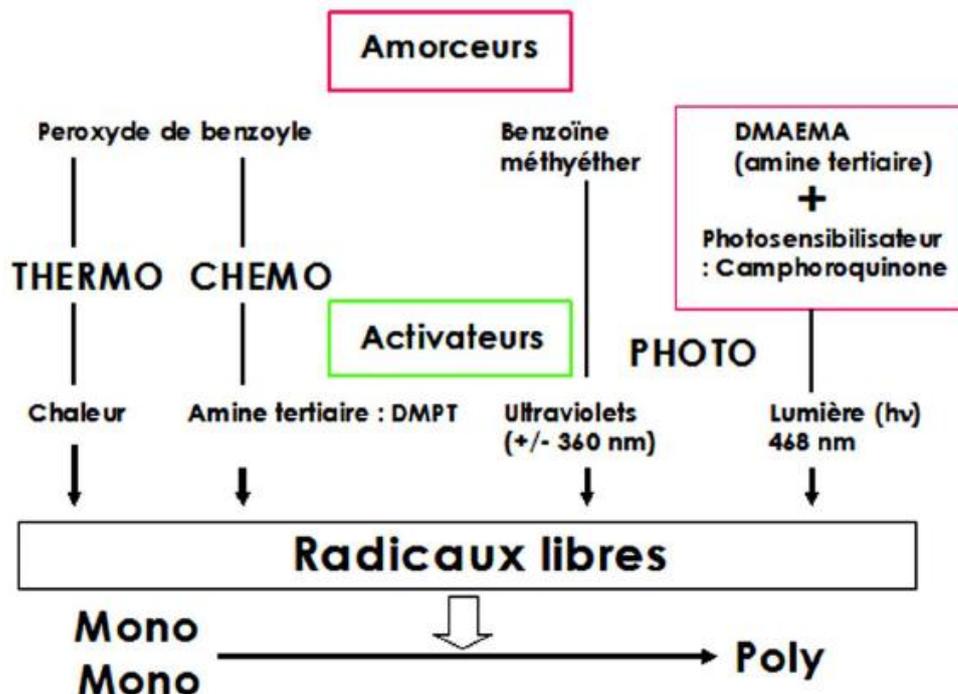
Des molécules sont également utilisées pour réguler la polymérisation. Les adjuvants influencent la polymérisation en l'inhibant (les inhibiteurs) ou en la favorisant (les initiateurs).

Les inhibiteurs sont en général des dérivés du phénol (hydroquinone, monométhyl éther d'hydroquinone, BHT). Ils permettent de contrôler les périodes d'induction donc favorisent une meilleure conservation.

Un exemple très clinique d'un inhibiteur : l'oxyde de zinc-eugénol. Il empêche la réaction de s'initier. L'oxygène est un inhibiteur de surface. Cette propriété permet la réalisation de la restauration couche par couche avec polymérisation entre les couches.

Les initiateurs ou amorceurs sont des substances qui sont décomposées par un activateur en radicaux libres. Ce sont donc des molécules qui ont des liaisons atomiques nécessitant peu d'énergie pour les dissocier. Les radicaux libres initient l'ouverture de la double liaison du monomère et donc l'élongation du polymère.

**Figure 14 : Principaux modes de polymérisation des composites dentaires**



Les **charges** : phase dispersée minérale ou organo-minérale, variable en pourcentage, en composition et en granulométrie. Elles donnent au composite ses qualités mécaniques (résistance à la traction, flexion, compression) et physiques (diminution rétraction de polymérisation, du coefficient de dilatation thermique, du coefficient d'absorption et solubilité hydrique). Les charges ont également permis aux composites d'être radio-opaque. La taille des charges influence les propriétés optiques des matériaux.

Caractéristiques des charges :

Taille	Elles sont réparties selon deux grandes catégories : les micro-charge (taille <0.1µm ; 0.04µm dans de nombreux matériaux d'usage) et les macro-charge (>0.1µm,). Les macro-charge sont du verre, de la céramique ou du quartz. La silice colloïdale est fragmentable facilement ce qui permet l'obtention de micro-charge. Les micro-charge améliorent l'esthétique du composite ainsi que sa résistance à l'usure.
--------	---

	Les composites micro-chargés sont moins agressifs pour le parodonte. Lorsqu'un composite présente 2 tailles (micro et macro-charges), on parle de composite hybride.
Forme	Forme irrégulière est la plus répandue pour les macro-charges. Forme sphérique ou arrondie pour les micro-charges.
Nature	Minérales : silice et verres de métaux lourds (radio-opaques). Organiques : résine matricielle polymérisée. Organo-minérales : noyau minéral entouré de matrice résineuse polymérisée.

**Figure 11.6 : Structure, pourcentage (en poids et volume) et distribution des charges au sein des résines composites de viscosité standard (Leprince, 2010 [122])**

Famille	Pourcentage de charges		Distribution des charges
 Macrochargés	78,0	67,0	1 à 40 $\mu\text{m}$
 Homogènes	55,0	35,0	0,04 $\mu\text{m}$
 Hétérogènes	57,1	44,5	0,04 $\mu\text{m}$ 10 à 50 $\mu\text{m}$
 Hybrides	85,3	68,5	1 à 1,5 $\mu\text{m}$ 10 à 15 $\mu\text{m}$
 Microhybrides	77,5	59,7	0,6 à 1 $\mu\text{m}$ 0,04 $\mu\text{m}$
 Microhybrides nanochargés	77,4	61,0	< 0,4 $\mu\text{m}$ 1 à 20 nm

L'**agent de liaison** permet un couplage résine/charge. L'agent de liaison est un **silane**.

La matrice est la phase la plus ductile. Elle transmet et répartit les contraintes vers la phase minérale qui résiste à la déformation. Pour une transmission efficace des contraintes, les phases minérale et organique doivent être liées. Cette liaison due à l'agent de couplage conditionne le comportement mécanique et physique du matériau.

Le plus utilisé est le **méthacryle oxypropyle triméthyle silane**. Cette molécule permet de créer 3 liaisons avec les charges et la double liaison permet la réticulation avec la matrice.

### 1.2.3. Classifications.

Les résines de collage peuvent être classées en fonction de 2 grandes caractéristiques :

- selon le potentiel adhésif
- selon le mode de polymérisation.

<p>Selon le potentiel adhésif</p>	<p><u>Colles sans potentiel adhésif</u> :</p> <p>Elles nécessitent l'utilisation de systèmes adhésifs (M&amp;R ou SAM). La technique du composite réchauffé utilise un composite de restauration pour assembler des pièces prothétiques. Ce composite est sans potentiel adhésif. Il est réchauffé pour diminuer la viscosité.</p> <hr/> <p><u>Colles avec potentiel adhésif</u> :</p> <p>L'adhésion est permise par des monomères fonctionnels. Il faut cependant une préparation préalable des tissus dentaires et des pièces prothétiques. Les monomères 10-MDP sont capables de créer des liaisons avec des éléments prothétiques en alumine et en zircone. Les monomères 4-META se lient avec du métal. Certaines colles peuvent être associées à un SAM pour améliorer le taux de conversion (Panavia F + ED Primer : taux de conversion de 74% contre 50% pour le Panavia F seul).</p> <hr/> <p><u>Colles auto-adhésives</u> :</p> <p>Pas de préparation préalable des tissus dentaires. Elles regroupent toutes les étapes du collage en un seul produit : mordantage + primaire + adhésif + composite.</p> <table border="1" data-bbox="399 1120 1340 1254"> <tr> <td style="background-color: green; color: white; text-align: center;">+</td> <td>Simplification du protocole Diminution du temps de mise en œuvre</td> </tr> <tr> <td style="background-color: red; color: white; text-align: center;">-</td> <td>Valeurs d'adhérence plus faibles qu'avec les autres systèmes.</td> </tr> </table>	+	Simplification du protocole Diminution du temps de mise en œuvre	-	Valeurs d'adhérence plus faibles qu'avec les autres systèmes.				
+	Simplification du protocole Diminution du temps de mise en œuvre								
-	Valeurs d'adhérence plus faibles qu'avec les autres systèmes.								
<p>Selon le mode de polymérisation</p>	<p><u>Colles photo-polymérisables</u> :</p> <p>La polymérisation est initiée par une irradiation lumineuse (de longueur d'onde précise). Elle permet donc un temps de travail modulable en fonction des besoins du praticien. Attention, elles ne peuvent être utilisées que pour des restaurations fines et translucides afin de laisser passer les photons.</p> <table border="1" data-bbox="383 1545 1356 1769"> <tr> <td style="background-color: green; color: white; text-align: center;">+</td> <td>Temps de travail modulable (attention au scialytique) Joint étanche immédiatement Stabilité de teinte</td> </tr> <tr> <td style="background-color: red; color: white; text-align: center;">-</td> <td>Pénétration lumineuse limitée par épaisseur du matériau (épaisseur max 2mm) Contraction de prise plus importante</td> </tr> </table> <hr/> <p><u>Colles chémo-polymérisables</u> :</p> <p>Elles sont donc auto-polymérisables dès que le mélange commence. Le temps de travail est ainsi limité.</p> <table border="1" data-bbox="383 1948 1356 2049"> <tr> <td style="background-color: green; color: white; text-align: center;">+</td> <td>Contraction de prise réduite</td> </tr> <tr> <td style="background-color: red; color: white; text-align: center;">-</td> <td>Temps de travail réduit Risque de dissolution et d'infiltration dans les zones non polymérisées.</td> </tr> </table>	+	Temps de travail modulable (attention au scialytique) Joint étanche immédiatement Stabilité de teinte	-	Pénétration lumineuse limitée par épaisseur du matériau (épaisseur max 2mm) Contraction de prise plus importante	+	Contraction de prise réduite	-	Temps de travail réduit Risque de dissolution et d'infiltration dans les zones non polymérisées.
+	Temps de travail modulable (attention au scialytique) Joint étanche immédiatement Stabilité de teinte								
-	Pénétration lumineuse limitée par épaisseur du matériau (épaisseur max 2mm) Contraction de prise plus importante								
+	Contraction de prise réduite								
-	Temps de travail réduit Risque de dissolution et d'infiltration dans les zones non polymérisées.								

Attention : parfois incompatibilité entre certains SAM et la chémo-polymérisation (retrouvée également dans la polymérisation duale) donc utiliser des coffrets utilisant les adhésifs compatibles avec les composites de collage.

Colles duales :

Photo- et chémo-amorceurs. La photo-polymérisation permet d'augmenter les propriétés mécaniques des zones accessibles à la lumière (joints de collage par exemple).

Les zones non accessibles à la lumière polymérisent donc grâce à la chémo-polymérisation. Le temps de travail est limité au temps de travail de la partie chémo-polymérisable.

Attention, une colle duale ne peut pas être utilisée uniquement en mode chémo-polymérisable, le taux de conversion serait trop faible.

+	Joint étanche immédiatement Chémo-polymérisation en profondeur
-	Temps de travail réduit

## 2. La photo-polymérisation.

### 2.1. Polymérisation.

#### 2.1.1. Généralités.

La polymérisation est la formation de polymères à partir de monomères. Cette réticulation est possible par l'ouverture de doubles liaisons vinyliques. On décompose la polymérisation en 3 étapes :

- l'initiation : une molécule se clive en plusieurs radicaux.
- la propagation : un radical et une molécule se rencontrent et forment un nouveau radical et une nouvelle molécule.
- la phase de terminaison : plusieurs radicaux forment une molécule.

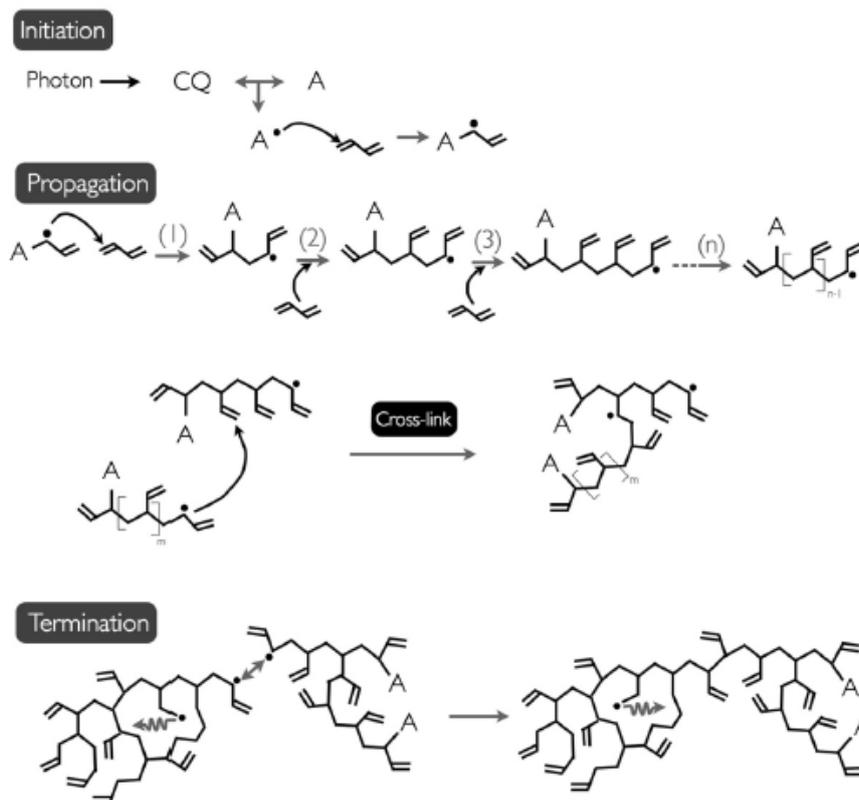


Fig. 2 - Schematic representation of the 3 steps of photopolymerization reaction - CQ: camphorquinone, A: tertiary amine. • indicates a radical species. (1), (2), (3) and (n) represent the theoretical steps of linear monomer addition. n and m: large amount of monomer units. A trapped radical is illustrated in the termination section and segmental mobility is represented by a twisting gray arrow. A double gray arrow indicates radicals about to react together (bimolecular termination) - during initiation, a free radical is generated through the activation of a photosensitive molecule or photoinitiator by a photon of specific wavelength. The newly formed free radical quickly reacts with a nearby monomer, opening its C=C bond. Then follows a chain reaction, the propagation, by which the polymer grows by repetition of this C=C opening by the radical and addition of a large number of monomer units one after the other. The polymer can either grow linearly by reaction with monomers (reactions 1, 2, 3, n), leaving unreacted or "pendant" double bonds, or grow tri-dimensionally by reacting with another polymer chain, creating cross-links. The addition of supplementary units continues until free radicals react with each other to form a stable covalent link through bimolecular termination reaction.

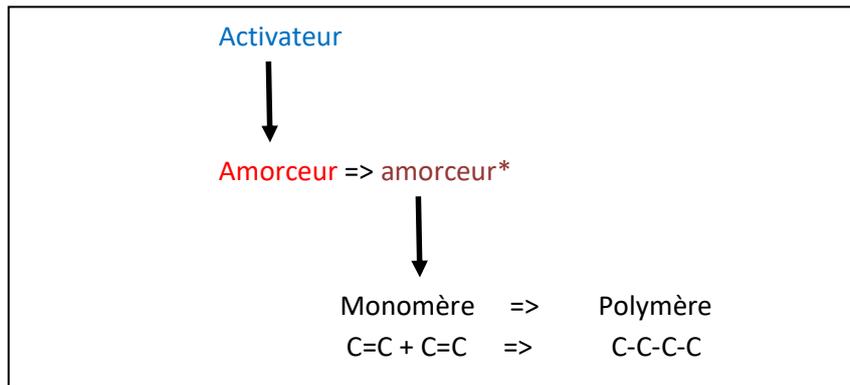
D'après Leprince & al. 2013 Progress in dimethacrylate-based dental composite.

Les amorceurs sont des substances qui sont décomposées en radicaux libres (perte d'un électron) par un activateur. Les radicaux libres initient, directement ou indirectement, l'ouverture de la double liaison du monomère et donc l'élongation du polymère.

Les activateurs peuvent être

- des composés chimiques, on parle alors de **chémo-polymérisation**,

- des photons de longueur d'onde précise, on parle alors de **photo-polymérisation**.



La polymérisation du matériau peut également mettre en jeu les deux types de polymérisation. On parle alors de **polymérisation duale**. L'objectif étant d'avoir un taux de conversion supérieur par rapport à l'utilisation d'un seul type de polymérisation.

Le choix entre la chémo- et la photo-polymérisation se fait par la situation clinique.

La qualité de polymérisation est définie par différents paramètres :

- le taux de conversion : fraction d'un réactif qui réagit lors d'une réaction chimique. Mesures de ce taux :
  - Tests de micro-dureté avec un pénétromètre.
  - Spectrophotométrie infrarouge : calcul le nombre de doubles liaisons disponibles (donc de monomères) dans le matériau après la polymérisation.

Le taux degré de conversion est corrélé aux valeurs de micro-dureté (Vickers ou Knoop).

- les propriétés mécaniques (résistance à la flexion, module d'élasticité, ...)
- l'épaisseur de matériau à polymériser et les conditions de photo-polymérisation (longueur d'onde, intensité, temps d'exposition, ...).

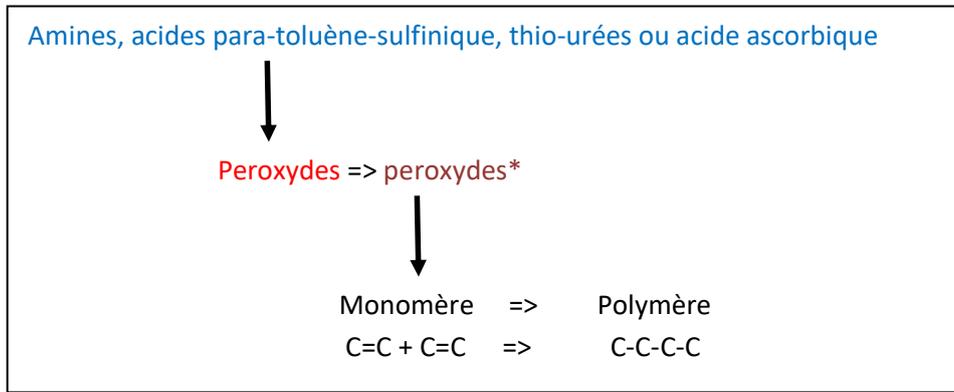
De ces paramètres découle la rétraction de prise. En effet, c'est un phénomène qui ne peut pas être imputé uniquement aux caractéristiques intrinsèques du matériau.

Dans un matériau non polymérisé, les monomères sont espacés d'une distance égale aux liaisons de Van Der Waals. Une fois polymérisés, les monomères établissent des liaisons covalentes qui sont plus courtes que les liaisons de Van Der Waals. Plus il y a de monomères initialement, plus le nombre de liaisons sera important donc plus la rétraction sera importante. Des monomères de taille importante sont utilisés pour diminuer le nombre de liaisons.

### 2.1.2. Chémo-polymérisation.

La chémo-polymérisation est une réaction d'oxydation-réduction.

Les activateurs sont des amines, acide para-toluène-sulfonique, thio-urées, acide ascorbique. Les amorceurs sont des peroxydes (de benzoyle, de cumène ou tributylhydroperoxyde). Ce mode de polymérisation nécessite un mélange rigoureux pour une répartition homogène des amorceurs. Les composites chémo-polymérisables sont donc conditionnés dans 2 pâtes distinctes. Leur mélange est optimisé par des embouts auto-mélangeurs.



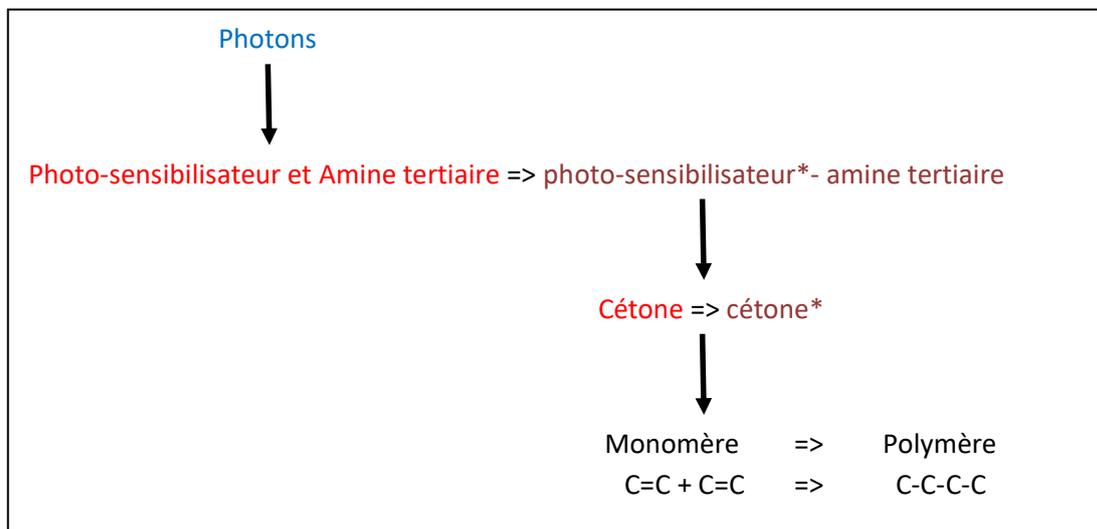
### 2.1.3. Photo-polymérisation.

La photo-polymérisation a permis une meilleure reproductibilité des résultats pour deux raisons principales. Elle permet un temps de travail contrôlable et une répartition homogène des amorceurs. Plusieurs amorceurs peuvent coexister puisqu'ils sont inactifs sans apport de photons. Les composites photo-polymérisables sont donc conditionnés en 1 seule pâte.

La photo-polymérisation en dentisterie a émergé fin des années 1970. La lampe utilisait une source de mercure mise sous pression qui traversait un cristal de quartz. Le benzoin méthylène était le photo-amorceur utilisé à cette époque. Son pic de sensibilité est à 365nm c'est-à-dire qu'il est activé par des ultra-violet (UV ; longueur d'onde <400nm). De par leur effet de photosensibilisation (effets sur la cornée, les muqueuses, la peau, ...), les UV sont délaissés fin des années 70. Les amorceurs utilisés alors sont activés par un spectre appartenant au domaine du visible (380 à 700nm).

Les activateurs sont les photons de longueur d'onde correspondant au pic d'absorption des photo-amorceurs. Les photo-amorceurs sont donc caractérisés par leur pic d'absorption du spectre lumineux. L'activation des photo-amorceurs dépend du nombre de photons appliqués sur la résine, de la longueur d'onde de ces photons, de la durée d'exposition à ces photons, du type de solvant et également de la concentration des photo-initiateurs dans la résine.

Le rayonnement permet la réaction du photo-sensibilisateur qui engendre les radicaux libres.



## 2.2. Les photo-amorceurs.

Les photo-initiateurs (ou photo-amorceurs) entrent dans la composition des systèmes de collages et des résines composites photo-polymérisables. Ce sont des composés chimiques permettant, sous induction de photons, la formation de radicaux libres. Ces radicaux libres permettant à leur tour la polymérisation des monomères en un réseau de polymères.

Ces photo-initiateurs ont un effet indirect sur la transmission de lumière (donc effet visuel final), la cinétique de polymérisation et donc du taux de conversion de monomères en polymères. Ces effets ont un impact sur les propriétés générales (résistance mécanique, chimique, esthétique) de la restauration. La concentration optimale de photo-initiateurs ne doit donc pas être dépassée au risque de compromettre la restauration. Dans les composites, en général, les photo-amorceurs représentent 0.2 à 1.5% en poids par rapport au monomère.

Les photo-amorceurs sont déclinés en 3 grandes classes :

- **Photo-amorceurs de type I** : mettent en jeu une coupure de type Norrish I (coupure homolytique de la liaison en position  $\alpha$  par rapport au groupement carbonyle) ce qui génère des radicaux libres initiant la réaction de photo-polymérisation. Les molécules subissant les coupures de type Norrish I sont principalement des cétones aromatiques. Ces photo-amorceurs ont une grande capacité d'absorbance des photons et donc un rendement quantique élevé. Les photo-amorceurs sont activés par les UV. Ce dernier point présente un inconvénient majeur du fait de la photosensibilisation engendrée par les UV. Les photo-amorceurs de type II ont donc été mis au point.

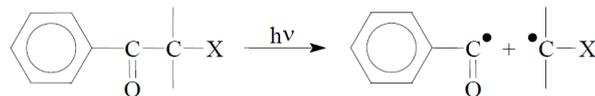


Figure 2 : Exemple de photoamorceurs de type I.

« Le rendement quantique ( $\Phi$ ) d'un processus induit par le rayonnement est égal au nombre de fois qu'un événement donné arrive divisé par le nombre de photons absorbé par le système. L'évènement en question est souvent une réaction chimique. »

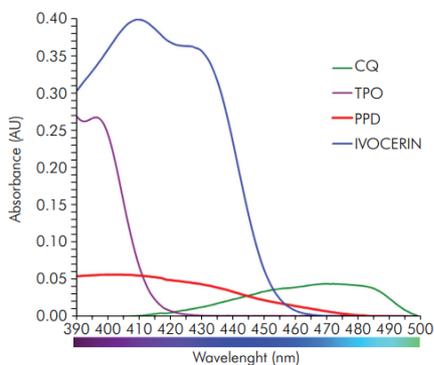


Figure 12. Differences in spectral absorption profiles and absolute absorption values among the dental photoinitiators, when present at similar molar concentrations.

Ce graphique met en évidence la capacité d'absorbance des différents photo-amorceurs. Les Norrish Type I (TPO et Ivocerin par ex) ont une absorbance plus importante que les Norrish Type II (CQ et PPD par ex.). D'après RUEGGERBERG & al. (2017)

- **Photo-amorceurs de type II** : mettent en jeu plusieurs composants (donc co-amorceurs) et la coupure de type Norrish II (arrachement d'hydrogène). Le photosensibilisateur absorbe la lumière et subit la coupure de type Norrish II. Le ou les co-amorceurs transfèrent des électrons avec le photosensibilisateur.

Le spectre d'absorption étant propre à chaque photosensibilisateur, ceux nécessitant un spectre appartenant au domaine UV ne sont donc plus utilisés. Les photo-amorceurs de type II sont moins efficaces que les systèmes de type I. Pour pallier à cette perte d'efficacité, les systèmes 3 composants et photocycliques ont été mis au point.

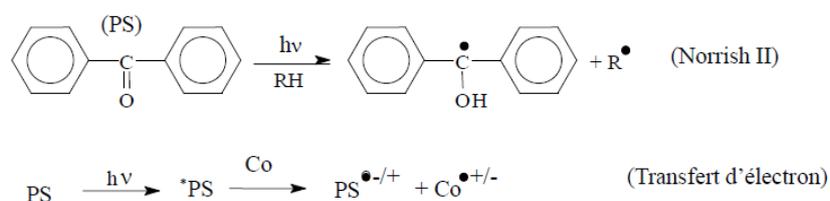


Figure 3: Systèmes photoamorceurs de type II.

- **Les systèmes 3 composants et photocycliques**: une troisième réaction (oxydo-réduction) s'ajoute à celle de Norrish II afin de gagner en efficacité. Cette réaction a lieu avec les produits de la réaction Norrish de type II et produit des radicaux amorceurs. Elle permet une reformation du photosensibilisateur.

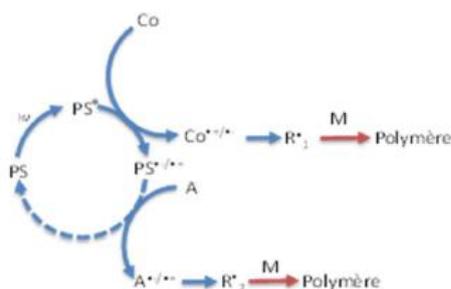


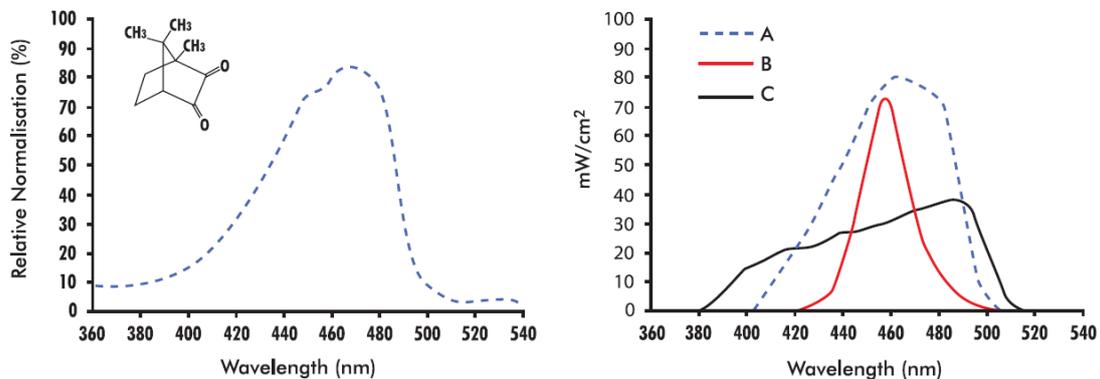
Figure 4: Schéma de principe des systèmes photoamorceurs à 3 composants comprenant un photosensibilisateur (PS), un coamorceur (Co) et un additif (A). Un cycle oxydoréductif permet la régénération, partielle ou totale, du photosensibilisateur.

De nos jours, les résines composites utilisent plusieurs photo-amorceurs mais tous ces photo-amorceurs ne sont pas bien polymérisés avec la lumière bleue (domaine visible du spectre lumineux) des LED.

### 2.2.1. La camphorquinone.

La camphorquinone (1,7,7-triméthylbicyclo[2.2.1]heptane-2,3-dione), créée au début des années 70, est actuellement le photo-amorceur le plus utilisé. Cette dicétone de type II a un spectre d'absorption entre 400 et 550nm, son pic d'absorption est à 468nm. Ce spectre d'absorption est donc dans le domaine visible du spectre lumineux.

La polymérisation avec la camphorquinone seule est très lente, un co-initiateur (donneur d'électron) est associé : diméthylamino-éthyl-méthacrylate (DMAEMA), éthyl 4-diméthylaminobenzoate (EDMAB) ou piperidine (1,2,2,6,6-pentaméthylpiperidine). Ces co-initiateurs sont des amines tertiaires utilisées en général dans les proportions 2 :1 (co-initiateur/photo-amorceur). Si la concentration en amine tertiaire est inférieure à celle de la camphorquinone, les chances de réactions entre les 2 substances sont diminuées.



*Spectre d'absorption de la camphorquinone (A), lumière émise par une lampe LED conventionnelle (B) et par une lampe QTH (C) – selon PHOTOINITIATORS IN DENTISTRY : A REVIEW – Ario Santini*

Le défaut majeur de ce photo-amorceur est qu'il donne une teinte jaune à la restauration. Ce phénomène est imputé aux amines. La demande esthétique grandissante depuis les années 90 remet en cause l'utilisation de la camphorquinone.

Pour pallier à cet effet jaune, des modifications ont été apportées à 2 niveaux :

- De nouveaux photo-amorceurs ont été développés. Ces nouvelles molécules sont utilisées seules ou en association avec la camphorquinone (utilisée en quantité moindre donc l'effet jaune est atténué).
- Les amines tertiaires ont été substituées : CQ/triphenylgermanium hydride (Ph<sub>3</sub>GeH)/diphenyl iodonium hexafluorophosphate (DPI or Ph<sub>2</sub>I<sup>+</sup>) (ou CQ/Ph<sub>3</sub>GeH/DPI). Cette combinaison permet la photo-initiation de résines méthacrylates (Bis-GMA/TEGDMA ou UDMA).

La cytotoxicité de la CQ par rapport aux autres photo-amorceurs ne semble pas faire de consensus. Il semblerait que la cytotoxicité de la CQ soit due à la formation de radicaux libres.

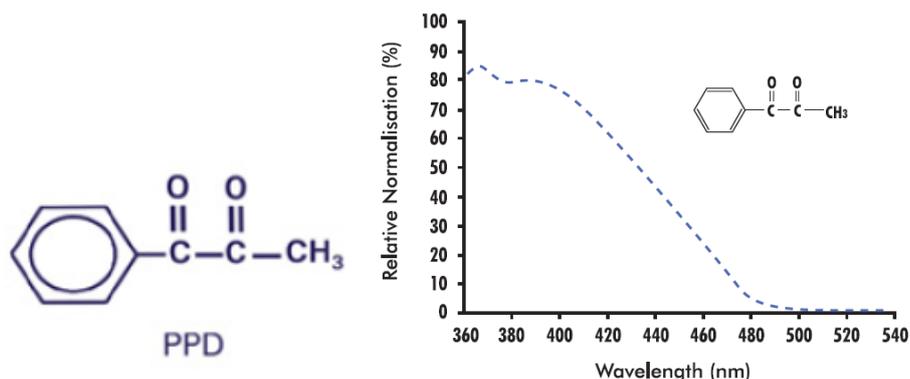
**Cl<sub>50</sub> : concentration inhibitrice médiane.** Elle correspond à la quantité nécessaire d'une substance pour inhiber à moitié un processus biologique.

Le Cl<sub>50</sub> de la CQ est de 80µM.

### 2.2.2. La phényl-propane-dione.

1-phenyl-1,2 propanedione (PPD) est une dicétone. Elle peut être utilisée de manière optionnelle avec un co-amorceur (amine tertiaire) car elle peut supporter le même groupement dicétone que la camphorquinone. C'est donc un photo-amorceur de type II. Le pic d'absorption est à 393nm et le spectre d'absorption se trouve entre 300 et 480nm. Le spectre d'absorption est en partie dans le domaine des UV. Elle provoque une coloration jaune beaucoup moins importante que la camphorquinone. Elle a un taux de polymérisation et des propriétés mécaniques (résistance aux

forces de compression, à la traction, dureté Knoop, densité de réticulation, forces de flexion, ...) équivalents à celui de la camphorquinone.



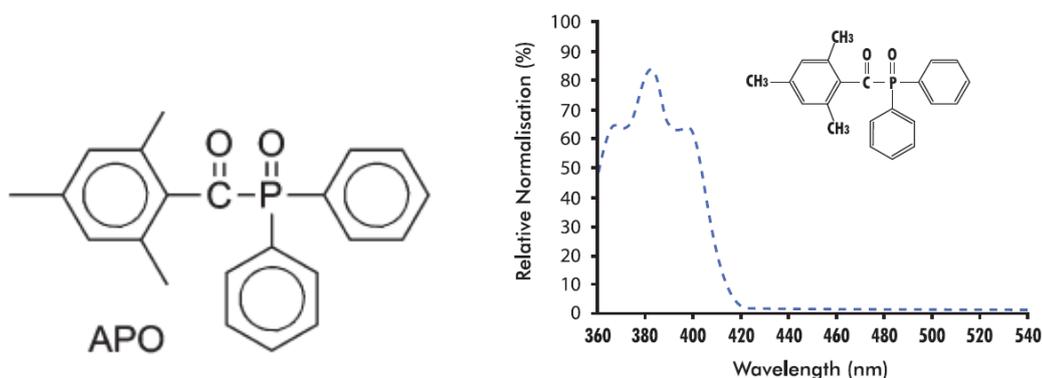
*Spectre d'absorption de la PPD – selon PHOTOINITIATORS IN DENTISTRY :  
A REVIEW – Ario Santini*

De nombreuses études ont analysé la stabilité de la couleur de la PPD ainsi que la cinétique de polymérisation. Elles montrent que le PPD est un substitut de qualité (équivalence des propriétés adhésives, mécaniques, compatibilité avec les composants des résines composites, ...) à la camphorquinone et répond à la demande esthétique. La réaction de polymérisation est plus lente que celle de la camphorquinone uniquement lorsque la polymérisation se fait avec une lampe halogène. Cette différence de vitesse est due au fait que ces lampes émettent moins de photons dans le spectre d'absorption du PPD par rapport aux lampes LED polywaves.

L'association PPD et CQ permet une augmentation du degré de conversion par rapport à PPD ou CQ seul.

Concernant la cytotoxicité, le PPD libère du peroxyde d'hydrogène lors de la polymérisation. Cependant, la cytotoxicité est sous le seuil maximal autorisé.

### 2.2.3. APO.



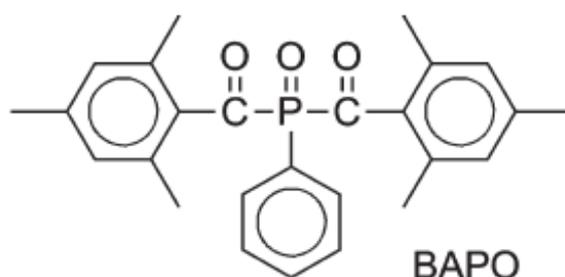
*Spectre d'absorption de la lucirin TPO – selon PHOTOINITIATORS IN DENTISTRY :  
A REVIEW – Ario Santini*

(2,4,6-triméthylbenzoyl) diphenylphosphine oxide ou monoacylphosphine oxide (MAPO, APO, TPO, Lucirin TPO, BASF ou TMDPO). Dans un souci de clarté, seule la dénomination APO sera utilisée dans ce travail.

APO est un photo-initiateur de couleur neutre. S'il est photo-polymérisé avec une lampe QTH ou une lampe LED de plusieurs longueurs d'onde, le taux de conversion d'APO est supérieur à celui de la camphorquinone-amine tertiaire. De par ses propriétés optiques neutres, il est très indiqué dans les restaurations esthétiques de teinte très claires. Son spectre d'absorption est entre 300 et 430nm et son pic d'absorption est à 382 nm. Le spectre d'absorption appartient en partie au domaine des UV. APO est un Norrish Type I.

Delgado & al. 2018 ont étudié les collages de facettes céramiques avec des systèmes constitués de différents photo-amorceurs. APO seul semble fournir des valeurs de collage trop faibles pour un collage de facette en céramique.

#### 2.2.4. BAPO.



Bis(2,4,6-trimethylbenzoyl)-phenylphosphine oxide ou biacylphosphine oxide (BAPO, BCBPO ou Irgacure 819). Dans un souci de clarté, seule la dénomination BAPO sera utilisée dans ce travail.

BAPO a un spectre d'absorption compris entre 300 and 440 nm, avec un pic à 370 nm. Le spectre d'absorption appartient également en partie aux UV. Sa couleur blanche permet une pénétration en profondeur des photons. Il n'y a pas de différence entre le degré de conversion par BAPO par rapport à celui de la CQ. BAPO est un Norrish Type I.

Le  $Cl_{50}$  de BAPO est de 20 $\mu$ M.

APO et BAPO ne sont amorcés que par les lampes LED de 3ème génération. Leur taux de conversion est alors comparable à celui du système CQ-amine tertiaire.

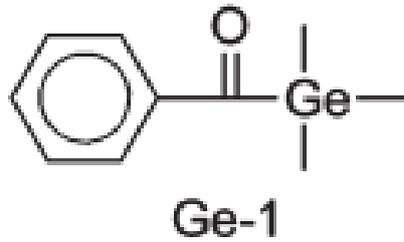
Les inconvénients majeurs d'APO et BAPO sont :

- ✗ leur faible solubilité dans les solvants
- ✗ leur faible résistance à l'hydrolyse
- ✗ spectre d'absorption en partie dans les UV.

Pour contrer ces problèmes de pic d'absorption et de solubilité, d'autres molécules ont été mises au point à base de germanium (Ge-1, Ge-2, Ge-3).

#### 2.2.5. Ge-1 ; Ge-2 et Ge-3.

- Benzoyltrimethylgermane (BTMGe-1) pic d'absorption = 411 nm est un photo-amorceur créé à partir d'APO.



- Dibenzoyldiethylgermane (DBDEGe-2) pic d'absorption= 418 nm est un photo-amorceur créé à partir de BAPO.

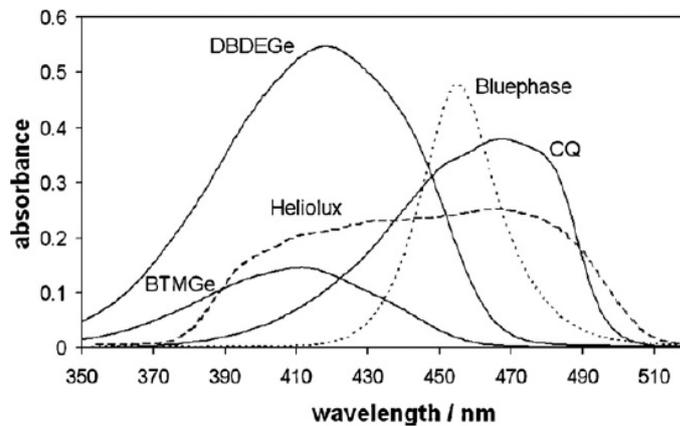
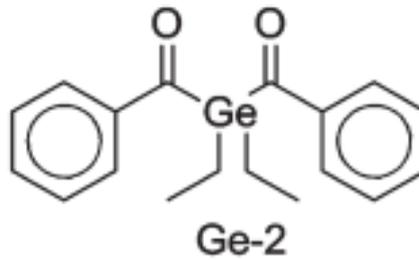


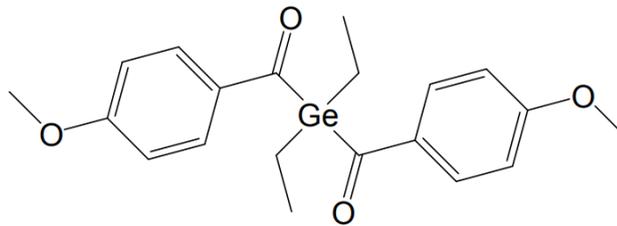
Fig. 4 – UV-vis spectra of CQ ( $1.0 \times 10^{-2}$  mol/L), BTMGe ( $1.0 \times 10^{-3}$  mol/L), and DBDEGe ( $1.0 \times 10^{-3}$  mol/L) in acetonitrile in comparison to the emission of the light sources Heliolux DLX and Bluephase.

*Selon Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials*

Ces deux photo-amorceurs ont une très faible solubilité dans l'eau mais une bonne solubilité dans les mono et diméthacrylates (composants des adhésifs dentaires). Les tests de cytotoxicité répondent aux normes.

Leur absorption dans la partie visible du spectre est plus intense comparé à l'absorption de la CQ. La couleur neutre de ces composés permet de proposer une alternative à la CQ-amine et son effet jaune.

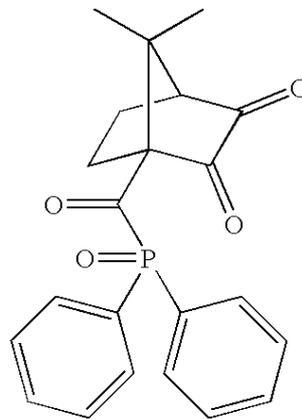
- Bis(4-methoxybenzoyl)diethylgermanium (Ge-3). Son pic d'absorption est à 408nm.



Le brevet de cette molécule est détenu par Ivoclar Vivadent sous le nom d'Ivocerin. Son spectre d'absorption est compris entre 380 et 455nm. Elle est un Norrish de type I.

Leprince & al. (2013) ont comparé le **coefficient d'absorption molaire** (en  $L \cdot mol^{-1} \cdot cm^{-1}$ ). Ce coefficient est utilisé pour déterminer l'efficacité des photo-amorceurs. En effet, plus ce coefficient est important, plus la probabilité que le photo-amorceur absorbe la lumière à son pic d'absorption est importante. Cette étude a démontré que le coefficient d'absorption molaire de BAPO, APO, PPD, BTMGe-1 et DBDEGe-1 est supérieur à celui de la camphorquinone. Delgado & al. (2018) ajoute Ge-3 à la liste des photo-amorceurs ayant un coefficient d'absorption molaire supérieur à celui de la camphorquinone.

#### 2.2.6. CQ-APO.



DOHC-DPPO

D'après A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites

7,7-dimethyl-2,3-dioxobicyclo[2.2.1]heptane-1-carbonyldiphenyl phosphine oxide (CQ-APO ou DOHC-DPPO). Dans un souci de clarté, seule la dénomination CQ-APO sera utilisée dans ce travail.

L'avantage de ce photo-amorceur est le double pic d'absorption : 372nm pour APO et 475nm pour CQ. Le spectre d'absorption s'étend dans les domaines visible et UV c'est-à-dire de 350 à 500nm. Ce photo-amorceur a un taux de conversion, des propriétés mécaniques et colorimétriques très satisfaisantes.

### 3. Les lampes à photo-polymériser.

Une lampe à photo-polymériser est un dispositif médical de classe I.

Les points caractéristiques d'une lampe à photo-polymériser sont la puissance, le spectre d'émission, la collimation du faisceau ainsi que l'angulation et l'encombrement du guide lumineux.

La **puissance** correspond au flux énergétique que l'on mesure dans le faisceau lumineux en un point précis et défini. Elle est exprimée en watt (W) et est dépendante de la source. Elle doit être suffisante pour initier la polymérisation. Attention aux restaurations indirectes collées, elles absorbent et diminuent la puissance. Un contrôle régulier de la puissance de la lampe par un radiomètre est conseillé ainsi que par le contrôle visuel de l'embout (propre et non abîmé).

La **densité de puissance** ou irradiance est le flux énergétique reçu par unité de surface, c'est une puissance projetée. Elle est exprimée en  $\text{mW}/\text{cm}^2$ . Cette mesure dépend de la source, de la position spatiale et des caractéristiques géométriques du guide de lumière sélectionné. La densité de puissance est donc ce qui interfère avec le matériau pour initier la polymérisation.

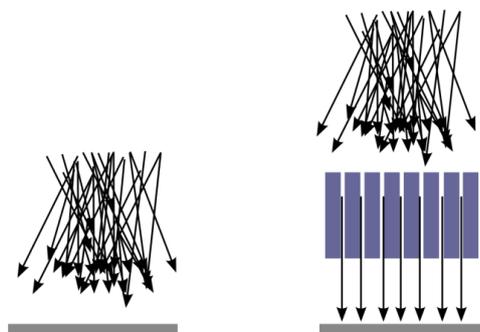
Pour photo-polymériser à travers de la céramique, il faut une densité de puissance de  $700\text{mW}/\text{cm}^2$  minimum.

Une étude sur 5ans (Barabanti & al, 2013) a analysé la qualité du joint marginal en fonction d'une densité de puissance différente ( $600\text{-}650\text{mW}/\text{cm}^2$  pendant 20sec vs  $1200\text{-}1300\text{mW}/\text{cm}^2$  pendant 10sec). Cette étude n'a pas montré de différence significative de la qualité du joint marginal en fonction de la densité de puissance utilisée.

Cette densité de puissance peut être augmentée par la forme de la fibre optique. En effet, si le guide optique est plus étroit à l'extrémité qu'à la base, l'irradiance est plus importante par rapport à un guide droit.

Le **spectre d'émission** dépend de la longueur d'onde. Pour activer un maximum de photo-initiateurs, le spectre d'émission doit donc être large.

La **collimation du faisceau** est le fait de rendre les faisceaux lumineux parallèles entre eux. Les faisceaux sont donc non divergents. La lumière ne se disperse pas avec la distance.



D'après [https://fr.wikipedia.org/wiki/Lumi%C3%A8re\\_collimat%C3%A9e](https://fr.wikipedia.org/wiki/Lumi%C3%A8re_collimat%C3%A9e) – le schéma de gauche représente un faisceau de lumière non collimaté alors que le schéma de droite représente un faisceau collimaté.

**L'angulation et l'encombrement du guide lumineux** : les guides lumineux coudés permettent un meilleur accès aux zones postérieures que les embouts droits. Il est important de savoir si le guide lumineux est amovible ou non. En effet, en cas d'endommagement du guide soit il est à changer seul, soit la lampe entière.

4 types de lampes à photo-polymériser : lampes halogènes, lampes à diodes électroluminescentes (LED), lampes plasma et le laser. On peut les classer selon leur spectre d'émission :

- Spectre large : lampes halogènes et lampes xénon-plasma.
- Spectre étroit : lampes LED et laser.

### 3.1. Les sources lumineuses.

#### 3.1.1. Les lampes halogènes.

Les **lampes halogènes** (ou lampes halogène-quartz-tungstène QTH) sont les premières lampes à photo-polymériser mises sur le marché en odontologie. Elles sont détournées, comme bien souvent en dentisterie, de l'industrie. Ces sont les lampes à photo-polymériser les plus utilisées jusqu'à la fin des années 90. La lumière est produite par le passage d'un courant électrique à travers un filament de tungstène. Le tungstène s'évapore du filament lors du passage du courant électrique. L'utilisation de gaz halogène permet au tungstène de venir se refixer sur le filament et limite le dépôt grisâtre sur l'ampoule. Cette réaction tungstène-halogène se fait à haute température. L'ampoule doit résister à ces fortes températures, d'où l'utilisation d'ampoule en quartz. Elles ont pour avantage d'être peu chères et d'avoir une installation facile.

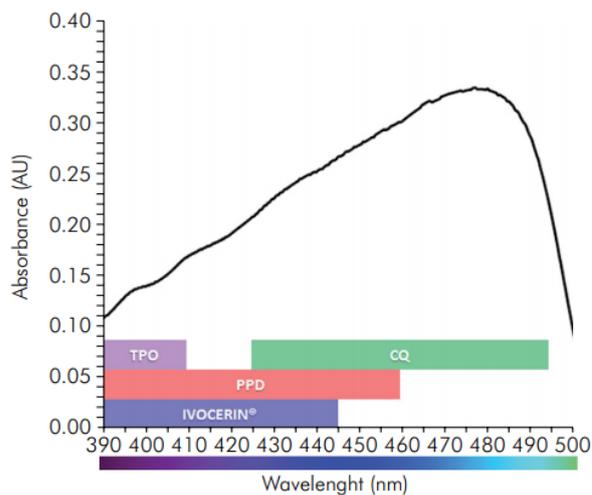


**Figure 13.** Internal components of a typical QTH curing light.

D'après *Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review* – RUEGGERBERG & al. 2017.

Elles ont un spectre très large allant de 350 à 5 000nm. Des filtres sont utilisés pour avoir un spectre de 380 à 520nm. Cette zone permet d'activer les photo-amorceurs mais ne représente que 7% de l'émission lumineuse. Le reste de l'énergie est transformée en chaleur. Des ventilateurs sont donc nécessaires pour ces lampes.

La densité de puissance peut atteindre 1 000mW/cm<sup>2</sup>. En moyenne, pour photo-polymériser un composite de 2mm d'épaisseur, il faut compter 40 à 60 secondes.



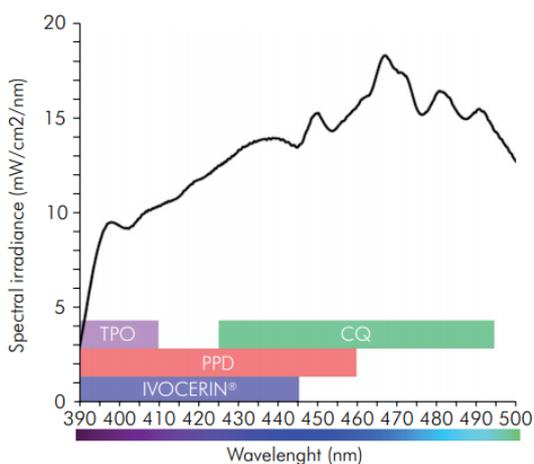
**Figure 15.** Spectral emission profile of a typical QTH light with absorption wavelength ranges for typical dental photoinitiators.

Ce graphique nous montre que les lampes QTH ont un spectre d'émission très large. En effet, il couvre les spectres d'absorption de tous les photo-amorceurs utilisés actuellement.

D'après RUEGGEBERG & al. 2017

### 3.1.2. Les lampes xénon-plasma.

Les **lampes xénon-plasma** (ou arcs plasma) ont été développées dans les années 1960 pour des chirurgies mini-invasives en médecine (endoscopie, ...). Dans une ampoule de gaz sous haute pression, 2 électrodes de tungstène séparées d'une petite distance émettent une lumière à travers un saphir synthétique. Elles ont un spectre, après filtration, de 380 à 500nm. Ces lampes sont celles qui produisent le plus de chaleur. La densité de puissance est comprise entre 1 500 et 2 500mW/cm<sup>2</sup>. Elles provoquent d'importantes rétractions de prise.



**Figure 19.** Spectral emission profile of a typical PAC light with absorption wavelength ranges for typical photoinitiators.

Ce graphique nous montre que les lampes xénon-plasma ont un spectre d'émission très large. En effet, il couvre les spectres d'absorption de tous les photo-amorceurs utilisés actuellement.

D'après RUEGGEBERG & al. 2017

### 3.1.3. Les lampes laser à l'argon.



Figure 20. Argon-ion dental light-curing laser.

Les **lampes laser à l'argon** se présentent sous forme de chariot indépendant de l'unité. Leur utilisation éleait la température de la pièce de manière importante et le prix de ces lampes était très important. De plus, le spectre d'émission de ces lampes ne permet pas l'amorce de la photo-polymérisation. Ces lampes ont donc été très rapidement délaissées.

(Photo d'après RUEGGEBERG & al. 2017).

Ce graphique nous montre que les lampes laser à l'argon ont un spectre d'émission étroit. En effet, il couvre le spectre d'absorption de la camphorquinone et très légèrement celui de PPD.

D'après RUEGGEBERG & al. 2017

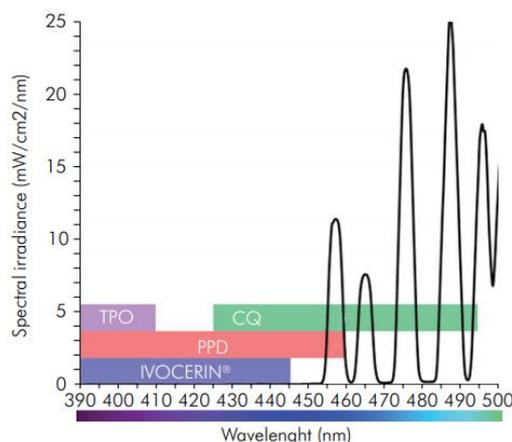


Figure 21. Spectral emission profile of an argon-ion laser curing light with absorption wavelength ranges for typical dental photoinitiators.

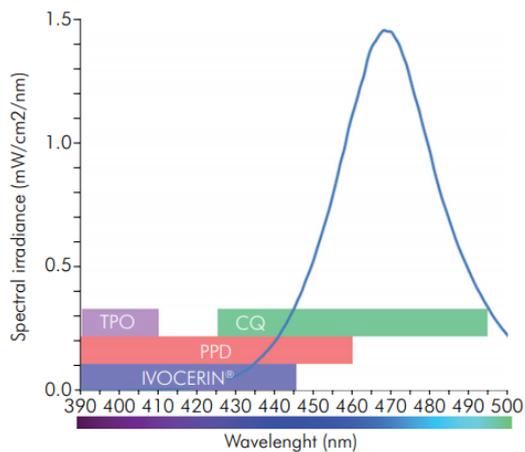
### 3.1.4. Les lampes LED.

Les **lampes LED** de 1<sup>ère</sup> et 2<sup>ème</sup> génération ont un spectre étroit (pas d'ultra-violet (UV) ni d'infrarouge (IR)). Elles ne nécessitent donc pas de filtre. La chaleur produite est nettement moins importante que pour les lampes halogènes ce qui rend ce type de lampe moins agressive vis-à-vis de la pulpe. Au-delà de 42,5°C, les lésions du complexe dentino-pulpaire sont irréversibles. Elles présentent une solution incomparable : légères, sans filtre, ne produit pas de chaleur, parfois sans fil, consomme peu d'énergie, pas de filament dans l'ampoule et surtout elles permettent une production de photons quantitativement supérieure à toutes les autres sources lumineuses.

Les électrons sont forcés à traverser un matériau semi-conducteur ayant un excès d'électrons vers un substrat ayant un déficit d'électrons. Quand les électrons « traversent », ils émettent une lumière. La longueur d'onde est déterminée par la composition des matériaux à traverser.

Plusieurs générations de lampes LED ont été mises au point :

- **1<sup>ère</sup> génération** : mise au point dans les années 1995 – 2000. La densité de puissance n'était que de 400mW/cm<sup>2</sup>. La photo-polymérisation du système de collage des restaurations indirectes étaient donc impossibles. Elles pouvaient contenir jusqu'à 64 diodes. Elles avaient déjà l'avantage d'être portatives (batterie NiCAD).

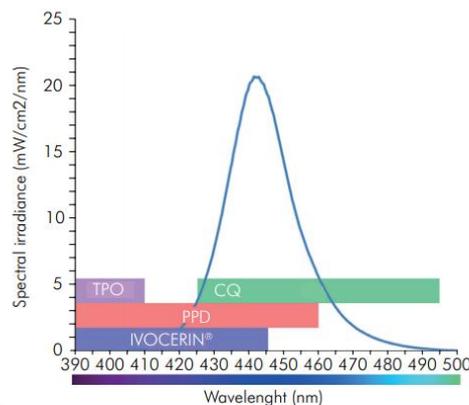


**Figure 25.** Spectral emission profile of an early, 1<sup>st</sup> generation blue LED dental curing light.

Ce graphique nous montre que les lampes LED de 1<sup>o</sup> génération ont un spectre d'émission étroit. En effet, il couvre le spectre d'absorption de la camphorquinone et celui de PPD (Ivocerin n'existe pas encore).

D'après RUEGGERBERG & al. 2017

- **2<sup>ème</sup> génération** : Les LEDs se développent au niveau de l'industrie de l'éclairage. Ces progrès bénéficient également au domaine dentaire. Ces lampes se composent d'une LED unique avec une densité de puissance de 1 200 à 1 600mW/cm<sup>2</sup>. Elles permettent un temps de photo-polymérisation plus court par rapport aux lampes de 1<sup>o</sup> génération. Le spectre est élargi mais n'atteint pas les UV. L'activation de TPO n'est pas encore possible. Les batteries progressent également avec la mise au point des batteries NiMH.

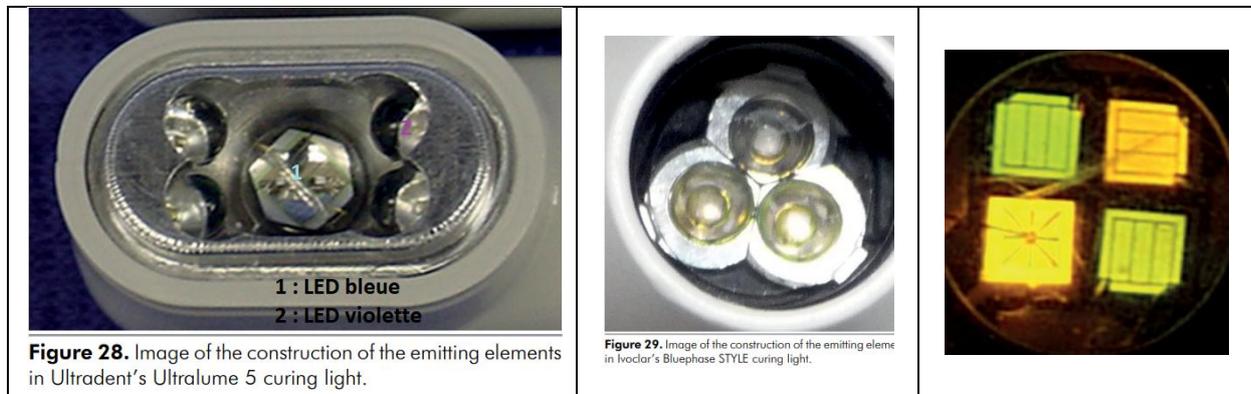


**Figure 27.** Spectral emission from a typical second generation, blue LED curing light.

*RUEGGERBERG & al. 2017*

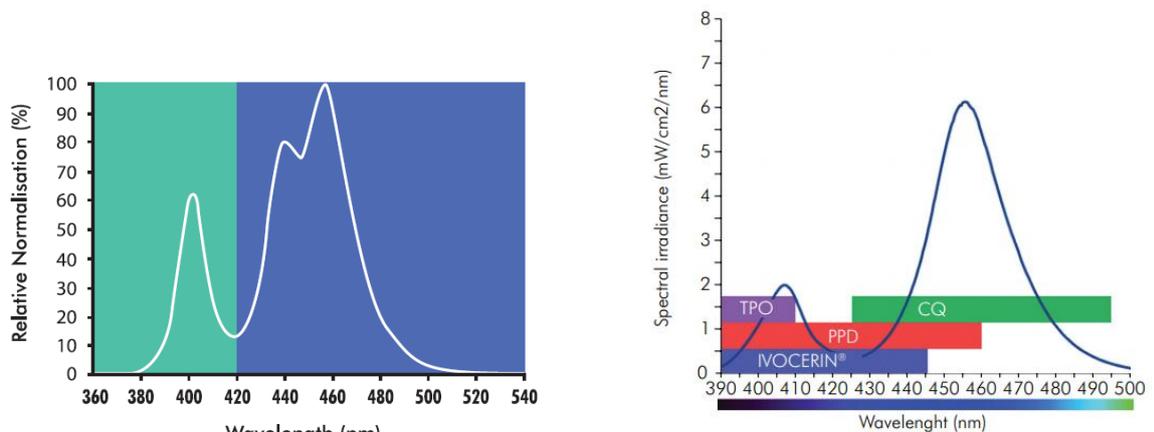
- **3<sup>ème</sup> génération** : Ces lampes ont un spectre large de 380 à 515nm. Elles émettent 2 couleurs de LED (lampes dites polyvagues) pour activer un maximum de photo-initiateurs. Pour émettre de la lumière violette et de la lumière bleue, plusieurs solutions ont été proposées :

1 LED bleue centrale (plus puissante que les LED violettes) entourée de 4 LED violettes convergentes.	1 LED violette et 2 LED bleues (la LED violette étant seule, elle est plus puissante).	2 LED Bleues et 2 LED violettes.
---	--	----------------------------------



Les photographies sont issues *Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review - RUEGGERBERG & al. 2017*

Elles ont plusieurs programmes de polymérisation afin de réduire l'effet de rétraction de prise. La densité de puissance s'étend de 300 à 2 500mw/cm<sup>2</sup>. Elles sont peu énergivores (5 fois moins que les lampes QTH et 20 fois moins que les lampes plasma). Ces lampes ne sont pas plus pénétrantes en profondeur que les lampes de 2<sup>ème</sup> génération concernant les restaurations directes. En effet, elles nécessitent de la part du praticien de limiter l'épaisseur de ses apports de matériaux à 2mm.



**Figure 33.** Spectral emission profile of a typical 3<sup>rd</sup> generation dental LED curing light.

*Lampes polywaves : 2 pics d'absorption selon PHOTOINITIATORS IN DENTISTRY : A REVIEW – Ario Santini*

*D'après Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review – RUEGGERBERG & al. 2017*

### 3.2. Le guide optique.

Entre l'ampoule et le matériau à polymériser, le guide optique transporte la lumière. Les guides optiques idéaux transmettent le maximum d'énergie lumineuse de longueur d'onde adaptée au photo-amorceur. Plus les photons arrivent dans le matériau, plus la polymérisation est initiée.

Les fibres optiques peuvent être

- monofibrées ou multifibrées
- souple, liquide ou solides
- en matière minérale ou organique.

### 3.2.1. Les fibres liquides.

Les fibres liquides ont été utilisées par les 1ères lampes à photo-polymériser et les lampes plasma actuelles. Elles se présentent sous forme d'un tube souple rempli d'un liquide (solution saline aqueuse ou métal/terre alcaline). Pour transmettre le spectre, les deux extrémités du tube sont fermées par deux fenêtres en quartz permettant une bonne transmission dans les ultraviolets (UV) et visible. Leur cout est élevé.

### 3.2.2. Les fibres souples.

Les fibres souples plastiques sont apparues afin de proposer une solution à usage unique.

Elles sont en général monofibrées en dentisterie. Leur déformation permet au praticien d'accéder à des zones difficiles. Elles sont composées de polyméthyl méthacrylate (PMMA) très pur entouré d'une gaine très fine (la surface active est optimisée). Leur spectre d'émission est surtout dans les UV.

Les guides déformables sont soit constitués d'un liquide (fibres liquides glucosées, filtre les rayonnements très caloriques -> lampe Apollo 95E® par exemple), soit d'un ensemble de microfibres souples en verre ou en polymère.



*Lampe Apollo 95E*

Ces fibres sont moins conductrices de lumière qu'une fibre rigide (on perd entre 20 à 30 % de l'énergie par rapport à une fibre indéformable) et elles ne sont pas stérilisables.

### 3.2.3. Les fibres rigides.

Les fibres de verres rigides mono- ou multifibrées sont les fibres les plus utilisées pour les lampes à photo-polymériser. Le verre est en général du borosilicate.

Le cœur de la fibre est la zone active du guide de lumière. Il est en général composé de SiO<sub>2</sub> (75%), de B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (oxyde de Bore 8 à 10%), de terre alcaline et d'oxyde d'alumine (5%). En périphérie, on trouve un verre d'indice de réfraction inférieur à celui du cœur de la fibre ce qui force le rayon lumineux à rester dans la fibre.

Pour les barreaux multifibres, les nombreuses fibres de diamètre allant de 100 à 600µm peuvent être assemblées de deux manières :

- Condensation thermique (fusion) : limite les zones borgnes issues des gaines des fibres donc transmettent 15% de lumière en plus.
- Collage.

Le faisceau issu d'un barreau multifibre est moins divergent que les monofibres, mais sa surface active est réduite de 15 à 20 %, chaque microfibre étant recouverte d'une surface miroir non conductrice.

#### 3.2.4. Les monofibres.

Une monofibre est idéale pour une polymérisation rapprochée. Cependant, un contact (doigt ou joue) sur sa courbure réduit la puissance d'émission en créant une sorte de fuite de lumière.

Elle se présente sous forme d'un barreau droit (utilisé pour les secteurs antérieurs) ou coudé. Lorsque l'angle du coude est supérieur à 45°, les fuites de lumière sont trop importantes donc les avantages d'une monofibre sont perdus.

#### 3.2.5. Les multifibres.

Une multifibre conserve la puissance à longue distance, dans les grandes courbures et lors d'un contact sur la courbure. En général, le diamètre des barreaux est de 7 ou 8mm. Pour une polymérisation optimale des restaurations de grande étendue, il est déconseillé de réaliser un mouvement de balayage lors de la polymérisation mais de chevaucher les zones de polymérisation.

Les guides optiques réutilisables doivent être désinfectés entre chaque patient. Pour cela, les praticiens utilisent soit un désinfectant (glutaraldéhyde par exemple) soit l'autoclave soit des couvre-embouts jetables. Cette étape de nettoyage peut endommager l'embout (rayures, dépôt calcaire ou de produit, dépolissage, ...). Les chocs lors de l'utilisation peuvent également impacter la qualité et la quantité de lumière émise. Un guide optique transmettra toujours de la lumière bleue même s'il est complètement endommagé. Il est donc important de contrôler régulièrement la puissance de la lampe ainsi que le guide lumineux.

3.2.6. Différentes lampes à polymériser commercialisées en 2019.

Dénomination commerciale	Fabricant	Spectre d'émission (nm)	Densité de puissance (mW/cm <sup>2</sup> )	Source lumineuse	Collimation du faisceau	Dimensions fibre optique (mm)	Temps de polymérisation (sec)	Alimentation	Mode de polymérisation
<b>Elipar DeepCure</b>	3M	[430 ; 480]	1 470	LED	Oui	10	5 ; 10 ; 15 ; 20 et 120	Batterie ion-lithium	Continu Pulsé
<b>Bluephase PowerCure</b>	Ivoclar Vivadent	[385; 515]	950 1 200 2 100 3 050	LED polywave	Oui	Plusieurs embouts possibles : - Conique : 10 côté lampe ; 9 à l'extrémité - Conique : 6 côté lampe ; 2 à l'extrémité	3; 5; 10; 15; 20 (bip toutes les 10)	Batterie ion-lithium ou secteur	Prépolylérisation High power Turbo 3s Cure
<b>Bluephase G4</b>		[385; 515]	950 1 200	LED polywave	Non communiqué	Plusieurs embouts possibles : - 10 - Conique : 10 côté lampe ; 8 à l'extrémité - Conique : 6 côté lampe ; 2 à l'extrémité	10; 15; 20 (bip toutes les 10)	Batterie ion-lithium ou secteur	Prépolymérisation High power
<b>Bluephase G2</b>		[350; 515]	1 200	LED	Non communiqué	10	5; 10; 15; 20 ou 30	Batterie ion-lithium ou secteur	Haute puissance Faible puissance Liner et soft Les 3 programmes sont graduels
<b>Bluephase Style 20i</b>		[385; 515]	1 200; 2 000	LED polywave	Non communiqué	Plusieurs embouts possibles :	5; 10; 15; 20	Batterie ou secteur	High power Turbo

						- 10 - Conique : 10 côté lampe ; 8 à l'extrémité - Conique : 6 côté lampe ; 2 à l'extrémité			
<b>Valo Grand</b>	Ultradent	[395; 480]	1 000 1 600 3 200	LED	Oui	12	Standard power : 5 ; 10 ; 15 ; 20 High power plus : 1; 2; 3; 4 Xtra power : 3	Piles rechargeable s lithium au phosphate de fer	Standard Haute puissance plus Xtra puissance
<b>Valo</b>		[395; 480]	1 000 ; 1 400 ; 3 200	LED polywave	Non communiqué	10	Standard : 5 ; 10 ; 15 ; 20 Haute puissance : 1 ; 2 ; 3 ; 4 Puissance Xtra : 3	Batteries lithium iron ou filaire	Standard High Xtra power
<b>D-light Pro</b>	GC	[400; 465]	700 1 400	LED	Oui	8	20	Batterie	Faible puissance Puissance élevée
<b>Demi ultra</b>	Kerr	[450; 470]	1 100 1 300	3 LED	Oui	8 angulé 60°	5 ; 10 ; 20	Ultra- condensateu r	1 mode à 1 100mW/cm <sup>2</sup> avec des pulse à 1 300mW/cm <sup>2</sup> pendant 0.25s/1s
<b>Demi plus</b>		[450; 470]	1 100 ; 1 330	LED	Non communiqué	Embouts interchangeables : 2 à 13	5 ; 10 ; 15	Batterie ion- lithium	1 mode à 1 100mW/cm <sup>2</sup> avec des pulse à 1 300mW/cm <sup>2</sup> pendant 0.25s/1s
<b>Easylight</b>	R&S	[420; 480]	1 000	LED	Non communiqué	8	5 ; 10 ; 15 ; 20	Batterie	Soft start (3s) Fast cure
<b>Flexi light</b>		[430; 490]	800 1 000	LED	Non communiqué	8	5 ; 10 ; 20 ; 30 ; 40	Batterie ou sur secteur	Rapide Graduel Pulsé
<b>Supralight</b>		[420 ; 480]	1 000	LED	Non communiqué	8	3 ; 5 ; 10 ; 15 ; 20 ; 25 ; 30 ;	Batterie	Progressif Pleine puissance

							35 ; 40		Pulsé
<b>Handylight II</b>		[400 ; 500]	400 999	Halogène	Non communiqué	8	10 ; 20 ; 30 ; 40 ; 50 ; 60	Filaire	1 mode
<b>LED-1007</b>	3Tech	[430 ; 485]	1 100	LED	Non communiqué	Non communiqué	10 ; 20 ; 30 ; 40	Batterie	Graduel Flash Pleine puissance
<b>Luxite</b>	Itena	[420 ; 490]	600 à 1 600	LED	Non communiqué	3.3 ; 8 ou 11	5 ; 10 ; 20 ; 30	Batterie ion- lithium	Progressif Normal Pleine puissance Turbo Pulse Pulse soft start
<b>Mini-LED</b>	Acteon Satelec	[420 ; 480]	1 250	LED	Non communiqué	7.5	6 ; 12	Batterie ion- lithium	Rapide, intermittent, progressif
			2 000			5.5			
<b>Mini-LED Supercharged</b>		[420 ; 480]	2 000	LED	Non communiqué	7.5	3	Batterie ion- lithium	Progressif Intermittent Rapide
	3 000		5.5						
<b>Mini-LED active</b>		[420 ; 480]	1 492	LED	Non communiqué	7.5	10	Batterie ion- lithium	1 cycle unique de 10sec avec microflash à 5sec
<b>Radii Cal</b>	SDI	[440 ; 480]	1 200	LED	Non communiqué	Non communiqué	Jusqu'à 60	Batterie ion- lithium	Graduelle
<b>Radii Xpert</b>	SDI	[440 ; 480]	1 500	LED	Non communiqué	Non communiqué	2 ; 10 ; 20	Batterie	Pulsé
<b>Radii plus</b>	SDI	[440 ; 480]	1 500	LED	Non communiqué	Non communiqué	Jusqu'à 60 (bip toutes les 10)	Batterie ion- lithium	Pulsé Progressive
<b>Smartlite Focus</b>	Dentsply Sirona	[460 ; 490]	1 000	LED	Oui	7.5*85	10 ; 20	Batterie	Continu
<b>Starlight Pro</b>	Mectron	[440 ; 480]	>1 400	LED	Non communiqué	8	Fast : 10 Slow rise : 20	Batterie ion- lithium	Fast Slow rise (augmentation progressive)
<b>Starlight Uno</b>		[440 ; 480]	1 500	LED	Non communiqué	Diamètre 21	Fast : 10 Slow rise : 20	Batterie ion- lithium	Fast Slow rise (augmentation progressive)

<b>Translux 2wave</b>	Kulzer	[385 ; 510]	>1 400	LED	Non communiqué	8	Démarrage progressif : 20 Débit constant : 5 ; 10 ; 20	Batterie ion-lithium	Démarrage progressif Débit constant
<b>Ultimate 1400</b>	BA international	[400 ; 480]	1 400	LED	Non communiqué	8	10 (bip toutes les 5)	Batterie lithium	One-for-all
<b>Optima 10</b>		[420 ; 480]	1 200	LED	Non communiqué	Non communiqué	10 ; 20 ; 30 ; 40	Batterie ion-lithium	Continu Progressif Intermittent
<b>Ultimate Base290</b>		[380 ; 500]	600 ; 1 000 ; 2 000 ; 3 000	LED	Non communiqué	Non communiqué	Mode boost : 1 ; 3 ; 5 Mode standard : 1 ; 5 ; 10 ; 15	Batterie	Progressif 4 modes (2 standards + 2 boost)
<b>Light lite Double LED</b>	Elsodent	[380 ; 520]	1 300	Double LED	Non communiqué	9 Plusieurs têtes possibles (ortho, examen, miroir) Angulé à 12°	Progressif : 20	Batterie lithium	Progressif
<b>Ultima</b>		[385 ; 480]	1 215	3 mini LED	Non communiqué	Non communiqué	10	Batterie	Basse puissance
		2 000	20 (bip toutes les 5)				Normal		
			3				Boost		
		60 (bip 30)	White Light						
<b>Spec 3 LED</b>	Coltene	[430 ; 490]	1 600 (standard) 3 500 (3K et ortho)	LED	Non communiqué	8 ; 11	3K : 1 Standard : 5 Ortho : 2 x 3s	Batterie ion-lithium	3K (rapide) Standard Ortho
<b>Coltolux LED</b>		[450 ; 470]	1 200	LED	Non communiqué	9	20 (bip toutes les 10)	Batterie	Standard
<b>DB-686</b>	Coxo	[420 ; 480]	>1 200	LED	Non communiqué	8	5 ; 10 ; 15 ; 20	Batterie ion-lithium	Progressif Intermittent

									Puissance maximale
<b>Celalux 3</b>	Voco	[450 ; 480]	1 300	LED	Non communiqué	8	20 (bip à 0 ; 10 et 20)	Batterie	Continu
<b>Turbo gun</b>	Apoza	[430 ; 490]	2 700	Plasma	Non communiqué	8	3	Batterie ion-lithium	Rapide Progressif Intermittent
<b>WBL100</b>	Starline	[430 ; 470]	1 200	LED	Non communiqué	Non communiqué	5 ; 10 ; 15 ; 20 ; 30	Batterie ion-lithium	Continu

Afin de pouvoir choisir une lampe à photo-polymériser capable d'initier les photo-amorceurs, un tri s'impose. Voici les critères permettant ce tri :

- longueur d'onde émise par la lampe en adéquation avec le spectre d'absorption des photo-amorceurs
- densité de puissance suffisante pour les restaurations indirectes ( $>700\text{mW}/\text{cm}^2$ )

Rappelons les spectres d'absorption des différents photo-amorceurs (en nm) :

- Camphorquinone : [400 ; 550]
- APO : [300 ; 430]
- BAPO : [300 ; 440]
- PPD : [300 ; 480]
- Ge-3 : [380 ; 455].

Toutes les lampes avec un spectre d'émission supérieur à 430nm ne permettent pas l'amorçage des systèmes contenant APO. Elles ne seront donc pas retenues. Il est à noter que le spectre d'émission pour de nombreuses lampes à photo-polymériser n'est pas facilement accessible à l'utilisateur.

De plus, le mode de polymérisation et les temps de polymérisation sont à prendre en compte dans le choix d'une lampe à photo-polymériser. Comme évoqué précédemment, lors de la photo-polymérisation, une contraction de prise s'observe. Elle peut être la cause d'une absence d'étanchéité du collage par exemple. Ce phénomène peut être atténué par une polymérisation progressive. Seules les lampes avec un mode de polymérisation progressives sont alors retenues. Les temps de polymérisation des systèmes de collage diffèrent d'un fabricant à l'autre. Pour qu'une lampe soit universelle, il est nécessaire d'avoir un indicateur précis de temps de polymérisation.

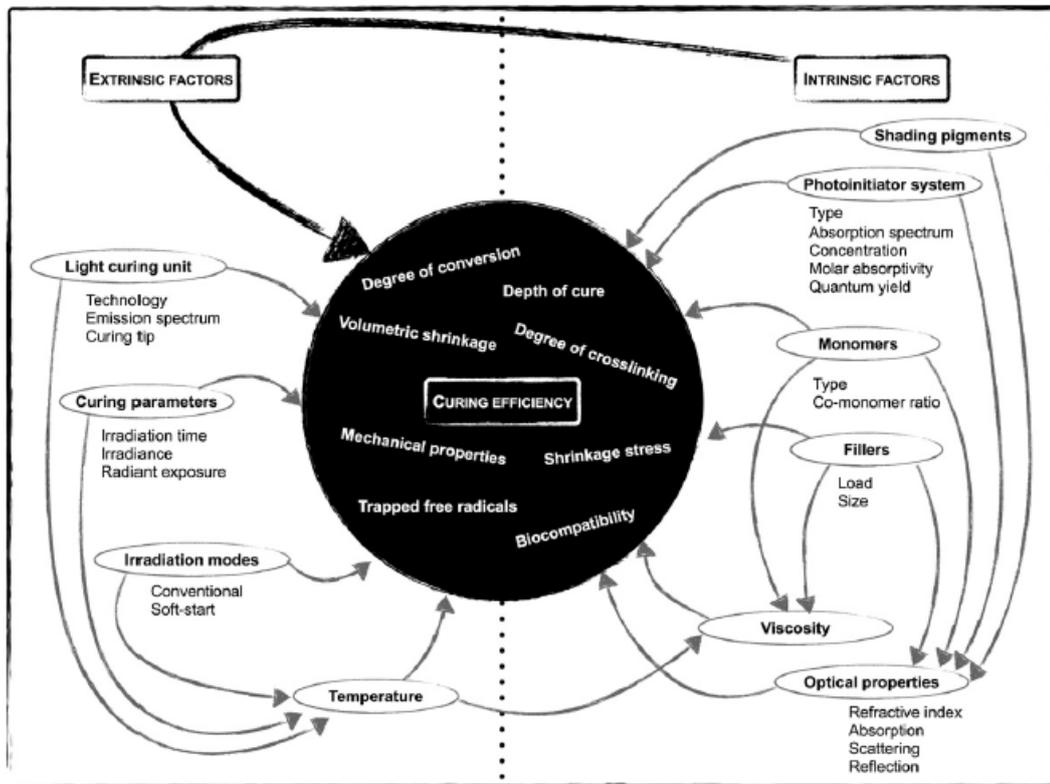
Voici les lampes répondant aux critères :

Dénomination commerciale	Fabricant	Spectre d'émission (nm)	Densité de puissance (mW/cm <sup>2</sup> )	Source lumineuse	Collimation du faisceau	Dimensions fibre optique (mm)	Temps de polymérisation (sec)	Alimentation	Mode de polymérisation
<b>Bluephase G2</b>	Ivoclar vivadent	[350; 515]	1 200	LED	Non communiqué	10	5; 10; 15; 20 ou 30	Batterie ion-lithium ou secteur	Haute puissance Faible puissance Liner et soft Les 3 programmes sont graduels
<b>EasyLight</b>	R&S	[420; 480]	1 000	LED	Non communiqué	8	5 ; 10 ; 15 ; 20	Batterie	Soft start (3s) Fast cure
<b>Supralight</b>		[420 ; 480]	1 000	LED	Non communiqué	8	3 ; 5 ; 10 ; 15 ; 20 ; 25 ; 30 ; 35 ; 40	Batterie	Progressif Pleine puissance Pulsé
<b>Luxite</b>	Itena	[420 ; 490]	600 à 1 600	LED	Non communiqué	3.3 ; 8 ou 11	5 ; 10 ; 20 ; 30	Batterie ion-lithium	Progressif Normal Pleine puissance Turbo Pulse Pulse soft start
<b>Translux 2wave</b>	Kulzer	[385 ; 510]	>1 400	LED	Non communiqué	8	Démarrage progressif : 20 Débit constant : 5 ; 10 ; 20	Batterie ion-lithium	Démarrage progressif Débit constant
<b>Optima 10</b>	BA international	[420 ; 480]	1 200	LED	Non communiqué	Non communiqué	10 ; 20 ; 30 ; 40	Batterie ion-lithium	Continu Progressif Intermittent
<b>Ultimate Base290</b>		[380 ; 500]	600 ; 1 000 ; 2 000 ; 3 000	LED	Non communiqué	Non communiqué	Mode boost : 1 ; 3 ; 5 Mode standard : 1 ; 5 ; 10 ; 15	Batterie	Progressif 4 modes (2 standards + 2 boost)
<b>DB-686</b>	Coxo	[420 ; 480]	>1 200	LED	Non communiqué	8	5 ; 10 ; 15 ; 20	Batterie ion-lithium	Progressif Intermittent

									Puissance maximale
<b>Ultima</b>	Elsodent	[385 ; 480]	>1 215	3 mini LED	Non communiqué	Non communiqué	10	Batterie	Basse puissance
							20 (bip toutes les 5)		Normal
							3		Boost
							60 (bip 30)		Transillumination

### 3.3. Les conditions d'utilisation des systèmes de collage.

Les tests des lampes à photo-polymériser ou des différents systèmes de collage sont toujours réalisés dans des conditions optimales (épaisseur maximale de composite, lampe neuve, ...). Cependant, la pratique clinique n'est pas aussi normée. C'est pour cela qu'il faut prêter au maximum une attention aux protocoles et aux recommandations afin d'obtenir des résultats optimaux. De plus, Rasines Alcaraz et al. (2014) dans la revue Cochrane, affirme qu'il a un taux d'échecs plus important avec les composites qu'avec les amalgames. Il faut donc prêter une attention particulière lors de la réalisation de collage.



**Fig. 1 – Schematic representation of the different properties used to evaluate photopolymerization efficiency, and of various extrinsic and intrinsic factors by which it is affected. Gray arrows indicate the influence of one factor on another or on the curing efficiency. The black arrow symbolizes the fact that the curing efficiency is not only governed by extrinsic parameters, but by intrinsic parameters as well, since differences in inherent material properties have a major influence on the way extrinsic factors affect the success of photopolymerization.**

*D'après Leprince & al. 2013 Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency*

Au-delà des incompatibilités de certaines lampes avec des photo-amorceurs, de nombreux paramètres permettent une photo-polymérisation de qualité, gage de pérennité.

#### 3.3.1. Le champ opératoire.

Les collages se font systématiquement sous champ opératoire. En effet, l'humidité impacte la qualité du collage. Différentes digues sont présentes sur le marché (fine, épaisse, avec ou sans latex, ...). En fonction de la situation clinique, la digue sera posée de manière unitaire ou en digue multiple.

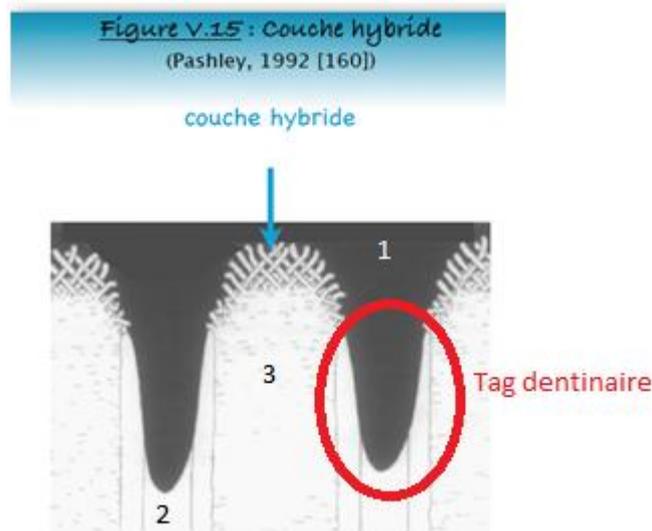
#### 3.3.2. Nettoyage de la cavité.

Lors d'un collage, la couche de boue dentinaire est soit stabilisée, soit éliminée. Elle peut-être éliminée par un protocole mécanique (brossage/abrasion) et/ou chimique (mordançage). L'élimination mécanique est toujours suivie de l'élimination chimique.

Le total etch permet d'éliminer cette couche. Pour les SAM, le mordançage n'est pas suffisamment puissant pour éliminer cette pellicule. Le mordançage-primer des SAM infiltrent cette couche.

Le nettoyage mécanique de la surface dentaire permet d'obtenir plusieurs avantages :

- Élimination de la plaque bactérienne, les résidus de coupe, ... donc réduit le risque de reprise carieuse et favorise le collage en exposant les surfaces dentaires.
- Favorise les irrégularités de surfaces. Elles sont un pré-requis important à un collage de qualité car elles permettent une bonne mouillabilité de surface pour que le matériau infiltre les anfractuosités (dans les tags dentinaires par exemple).



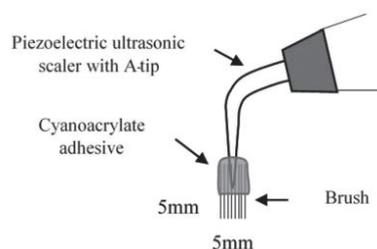
1 : système adhésif ; 2 : tubuli dentinaire ; 3 : dentine

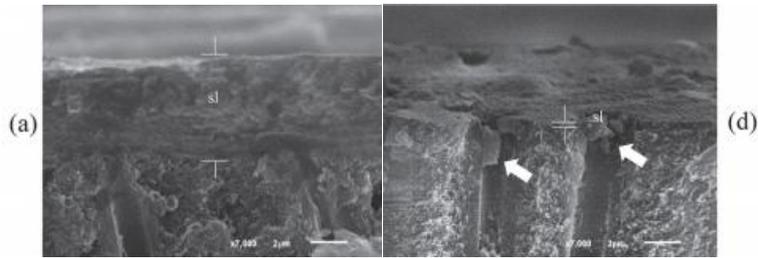
3 méthodes mécaniques sont disponibles :

- nettoyage par une brosse sur contre-angle (faible vitesse) et une ponce humide.
- aéro-polissage : projection de spray d'eau et d'une poudre (glycine, bicarbonate de sodium ou carbonate de calcium).
- Aéro-abrasion : projection de spray d'eau et d'une poudre d'alumine.

Après le nettoyage mécanique des surfaces dentaires, un rinçage et un séchage sont à réaliser.

Nattawi Niyomsujarit a mis au point une brosse activée par les ultrasons afin de nettoyer la surface dentaire et optimiser le collage. Le « brossage ultrasonore » de la surface dentaire pendant 10 secondes permet de diminuer l'épaisseur de la couche de boue dentinaire. Les images en MEB permettent de saisir l'importance de cette étape de nettoyage.





*Microscopie électronique à balayage, image de dentine en coupes croisées à  $\times 7\ 000$  après différents traitements : (a) pas de traitement, (d) brosseage ultrasonore pendant 10 secondes. sl : smear layer ; flèches blanches : smear plug. (Niyomsujarit N. 2019).*

**Smear plug** : « doigt » de boue dentinaire dans les tubuli dentinaires.

L'acide sert également à la rétention micro-mécanique. Il prépare les surfaces amélaire et dentinaires pour une amélioration de la pénétration des monomères. Les valeurs de collage sont supérieures si le mordantage amélaire est réalisé de manière systématique – même en utilisant un SAM ou un adhésif universel. L'hydroxyapatite déminéralisée par l'acide est remplacée par le système de collage. La zone de dentine traitée par l'acide est constituée d'un quart de collagène et de trois quarts d'eau.

Le temps de mordantage doit être adapté : s'il est trop court, la boue dentinaire n'est pas complètement retirée ; s'il est trop long, la déminéralisation de la dentine se fait sur une profondeur qui ne peut être infiltrée par le système adhésif et il existe une zone de dentine fragilisée sous la couche adhésive. Les temps sont indiqués par les fabricants. Attention toute fois à la concentration de l'acide de mordantage, si elle est trop importante, les valeurs de collage diminuent.

L'immediate dentin sealing (IDS - collage immédiat de la dentine) concerne les restaurations collées indirectes. Il consiste, après la préparation périphérique et avant l'empreinte, à appliquer le système de collage sur la dentine. Cette dernière est alors protégée de toute agression (physique et/ou chimique) potentiellement responsable d'hypersensibilités dentinaires, d'agression pulpaire par des micro-organismes ou des matériaux de temporisation, etc. De plus, l'IDS évite le collapsus des fibres de collagène (suite à l'application de scellement provisoire par ex). La couche hybride est réalisée immédiatement après la préparation. De plus, cette couche hybride est photo-polymérisée de façon directe (pas toujours le cas si pas d'IDS). Elle est donc de meilleure qualité, les valeurs de collage sont plus importantes.

Qanungo et al. déclarent même dans leur revue de la littérature « actuellement, il n'y a AUCUNE raison scientifique de ne pas recommander l'IDS dans la pratique de routine ».

### 3.3.3. Application du système de collage.

L'agitation des flacons est un préalable important avant l'application du produit. En effet, les composés chimiques doivent être bien répartis afin d'avoir un effet optimal.

La résine adhésive doit infiltrer les tubules et le réseau inter- et péri-tubulaire afin de créer la couche hybride. Le temps d'imprégnation des surfaces dentaires – indiqué par le fabricant - est à respecter (brosser à l'aide d'une micro-brosse pendant 20 secondes par exemple).

### 3.3.4. Application de la résine composite.

Une des conséquences néfastes de la polymérisation est la rétraction de prise. Afin de la limiter, appliquer le composite couche par couche (toujours selon les recommandations du fabricant). De plus, la photo-polymérisation en mode progressif limite ce phénomène. La phase à basse puissance augmente le temps nécessaire pour atteindre le point de gélification. Ce point est la transition entre l'état liquide et l'état solide. L'état pré-gel permet d'amorcer la polymérisation sans empêcher le déplacement des monomères qui n'ont pas polymérisé. La polymérisation à pleine puissance est nécessaire pour assurer la photo-polymérisation en profondeur.

La température du matériau influence également ce paramètre. Les résines de collages amenées entre 50 et 90°C ont une rétraction de prise diminuée et un taux de conversion des monomères amélioré. L'amélioration du taux de conversion s'explique par l'augmentation avec la température de l'agitation moléculaire. Cette agitation favorise la rencontre entre les radicaux libres et les monomères. Au-delà de 90°C, les monomères sont altérés. Les réchauffements répétés d'un même composite n'engendrent pas d'altération du composite si le réchauffement est inférieur à 4 heures. La viscosité du matériau réchauffé est augmentée. L'élévation de température réduit le temps de polymérisation.

Le composite doit également être bien compacté afin de ne pas créer de microbulles qui amoindrirait les propriétés mécaniques.

### 3.3.5. Photo-polymérisation.

Au-delà des caractéristiques purement techniques des lampes, les facteurs praticien-dépendants influencent la qualité de polymérisation :

- Le temps d'exposition : depuis la genèse des systèmes de collage, le temps de polymérisation a été réduit et est surtout contrôlable. Cependant, le bon respect de la cinétique de la photo-initiation (indiquée par le fabricant) est une des clés d'une photo-polymérisation réussie.
- La distance d'exposition : plus la source lumineuse est loin du matériau, plus le rayonnement diffusé perd en puissance. Toutefois, la source ne doit pas être en contact avec le matériau (ne pas souiller le guide optique, moins de transmission de chaleur).
- L'orientation de la lampe : la lampe doit être placée à 90° de la face à polymériser.
- L'élimination de la couche d'inhibition à l'oxygène : l'oxygène inhibe de manière superficielle la polymérisation. La couche supérieure du matériau en contact avec l'oxygène n'est donc pas polymérisée. Cette connaissance permet de construire les restaurations directes couche par couche. La partie inhibée par l'oxygène permet de lier la nouvelle couche. Lors de restauration indirecte, cette couche d'inhibition fragilise l'interface de collage. Un gel de glycérine (bloque l'oxygène) est apposé sur le joint de colle afin d'éliminer cette couche d'inhibition.

Plus les longueurs d'onde sont courtes (vers les UV), plus la densité de puissance est atténuée. Ce phénomène est important à prendre en compte pour les restaurations indirectes. En effet, les restaurations en elles-mêmes atténuent la densité de puissance. Il faut privilégier des systèmes avec des photo-amorceurs sensibles au domaine visible (longueur d'onde > par rapport au domaine des UV).

## Conclusion.

La camphorquinone est très efficace dans sa mission d'amorçage de la photo-polymérisation mais présente un inconvénient majeur : elle donne une teinte jaunâtre aux restaurations. Les nouveaux photo-amorceurs ont été développés afin d'offrir, entre autre, une alternative esthétique à la camphorquinone.

Afin d'amorcer la polymérisation, ces photo-amorceurs ont besoin d'être activés par des photons de longueurs d'onde spécifiques. Chaque photo-amorceur a un spectre d'absorption qui lui est propre. Tous les spectres d'absorption des photo-amorceurs sont compris entre 300nm et 510nm.

Il est regrettable que la composition des systèmes adhésifs ne soit pas communiquée par les fabricants. Cette précision permettrait de préciser le propos de ce travail. En effet, certaines lampes à photo-polymériser sont capable d'initier certains photo-amorceurs et pas d'autres.

Une large gamme de lampe à photo-polymériser est commercialisée. Sur 37 lampes répertoriées dans ce travail, seules 9 (soit 24,3%) répondent aux critères importants afin de générer une photo-polymérisation de qualité. Ces critères sont :

- longueur d'onde émise par la lampe en adéquation avec le spectre d'absorption des photo-amorceurs
- densité de puissance : suffisante pour les restaurations indirectes ( $>700\text{mW}/\text{cm}^2$ )
- mode de polymérisation progressif : diminue les contraintes de contraction de prise.
- réglages du temps de polymérisation précis : confère à la lampe une universalité car adaptable à de multiples systèmes de collage.

Les lampes n'ayant pas un spectre d'émission correspondant aux spectres d'absorption des photo-amorceurs sont à bannir. En effet, elles ne sont pas capables d'exciter les photo-amorceurs afin d'engendrer la polymérisation.

Au travers de ce travail, nous avons pu mettre en lumière les critères de choix d'une lampe à photo-polymériser « universelle ». Il faut être vigilant lors de ce choix car plus de 75% des lampes à photo-polymériser ne répondent pas aux critères.

## Bibliographie.

1. 3M. Elipar DeepCure, s. d. [https://www.3mfrance.fr/3M/fr\\_FR/dentisterie/produits/lampes-LED-a-photopolymeriser/](https://www.3mfrance.fr/3M/fr_FR/dentisterie/produits/lampes-LED-a-photopolymeriser/).
2. Acteon Satelec. MiniLED, s. d. <https://www.acteongroup.com/fr/uploads/media/default/0001/02/81c879a85cfe86efb0757280ad13e60a81bc5b64.pdf>.
3. Rasines Alcaraz MG, Veitz-Keenan A, Sahrman P, Schmidlin PR, Davis D, Ihezor-Ejiofor Z. Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent or adult posterior teeth. Cochrane Database of Systematic Reviews, 2014. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD005620.pub2>.
4. Apoza. Turbo gun, s. d. [https://dentalpro.benmayor.com/fr/materiel-divers/lampe-a-photopolymeriser-led-apoza-turbo-gun\\_apl000400.html](https://dentalpro.benmayor.com/fr/materiel-divers/lampe-a-photopolymeriser-led-apoza-turbo-gun_apl000400.html).
5. 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. 2009 Jul;28(4):454-60. [https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/28/4/28\\_4\\_454/article](https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/28/4/28_4_454/article).
6. BA international. Ultimate 1 400, s. d. <https://www.bainternational.com/ultimate-1400-curing-light-white.html>.
7. Barabanti N, Gagliani M, Roulet JF, Testori T, Ozcan M, Cerutti A. Marginal quality of posterior microhybrid resin composite restorations applied using two polymerisation protocols: 5-Year randomised split mouth trial. J Dent. 2013 May;41(5):436-42. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.02.009>.
8. Besegato JF, Jussiani EI, Andrello AC, Fernandes R, Salomao FM, Vicentin BLS, Dezan-Garbelini CC, Hoepfner MG. « Effect of light-curing protocols on the mechanical behavior of bulk-fill resin composites ». J Mech Behav Biomed Mater. 2019 Feb;90:381-387.
9. Besse V, Derbanne MA, Pham TN, Cook WD, Le Pluart Loïc. Photopolymerization study and adhesive properties of self-etch adhesives containing bis(acyl)phosphine oxide initiator. Dent Mater. 2016 Apr;32(4):561-9. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.01.005>.
10. Bouzrati-Zerelli M, Maier M, Dietlin C, Morlet-Savary F, Fouassier JP, Klee JE, Lalevée J. A Novel Photoinitiating System Producing Germyl Radicals for the Polymerization of Representative Methacrylate Resins: Camphorquinone/R3GeH/Iodonium Salt. Dent Mater. 2016 Oct;32(10):1226-1234. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.07.006>.
11. Brandt WC, Tomaselli L de O, Correr-Sobrinho L, Sinhorette MA. Can phenyl-propanedione influence Knoop hardness, rate of polymerization and bond strength of resin composite restorations? J Dent. 2011 Jun;39(6):438-47. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.03.009>.

12. Brandt WC, Silva CG, Frollini E, Souza-Junior EJ, Sinhoreti MA. Dynamic mechanical thermal analysis of composite resins with CQ and PPD as photo-initiators photoactivated by QTH and LED units. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013 Aug;24:21-9.  
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.04.010>.
13. Cadenaro M, Maravic T, Comba A, Mazzoni A, Fanfoni L, Hilton T, Ferracane J, Breschi L. The role of polymerization in adhesive dentistry. *Dent Mater.* 2019 Jan;35(1):e1-e22.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.11.012>.
14. Christensen T, Morisbak E, Tønnesen HH, Bruzell EM. In Vitro Photosensitization Initiated by Camphorquinone and Phenyl Propanedione in Dental Polymeric Materials. *J Photochem Photobiol B.* 2010 Sep 2;100(3):128-34. <https://doi.org/10.1016/j.jphotobiol.2010.05.012>.
15. Coltene. Coltolux LED, s. d. <https://www.coltene.com/products/restoration/curing-lights/coltolux-led/coltoluxR-led/>.
16. Coltene. Coltolux LED Mode d'emploi, s. d. <https://www.coltene.com/products/restoration/curing-lights/coltolux-led/coltoluxR-led/>.
17. Coltene. Spec3, s. d. <https://www.coltene.com/pim/DOC/BRO/docbro60018426-11-15-brochure-spec3-frsfraindv1.pdf>.
18. Dahan L, Raux F. Les inlays-onlays esthétiques. Procédures d'assemblage. *Information Dentaire*, 2012 Jan. [http://addaidf.free.fr/wa\\_files/ADDABAT3.pdf](http://addaidf.free.fr/wa_files/ADDABAT3.pdf).
19. Degrange M, Pourreyron L. Les systèmes adhésifs amélo-dentaires. Université médicale virtuelle francophone, 2010.  
<http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap12/site/html/cours.pdf>.
20. Delgado AJ, Castellanos EM, Sinhoreti M, Oliveira DC, Abdulhameed N, Geraldeli S, Sulaiman TA, Roulet JF. The use of different photoinitiator systems in photopolymerizing resin cements through ceramic veneers. *Oper Dent.* 2019 Jul/Aug;44(4):396-404.  
<https://doi.org/10.2341/17-263-L>.
21. Dupuis V, Felenc S, Margerit J. Les matériaux de l'interface dento-prothétique - scellement et collage. *Collection Guide clinique*. Rueil-Malmaison :CdP, 2011.
22. Elsodent. Light Lite, s. d. <http://www.elsodent.com/wp-content/uploads/PRODUCT-INFORMATION-LIGHTLITE-1.pdf>.
23. Elsodent. Ultima Mode d'emploi, s. d. [http://www.elsodent.com/wp-content/uploads/ULTIMATE\\_notice\\_11-2017\\_BD.pdf](http://www.elsodent.com/wp-content/uploads/ULTIMATE_notice_11-2017_BD.pdf).
24. Elsodent. Utlima, s. d. [http://www.elsodent.com/wp-content/uploads/FICHE\\_PRODUIIT\\_ULTIMA.pdf](http://www.elsodent.com/wp-content/uploads/FICHE_PRODUIIT_ULTIMA.pdf).

25. Etienne O, Anckenmann L. Restaurations esthétiques en céramique collée. Collection JPIO. Malakoff : CdP, 2016.
26. GC. D-light Pro, s. d. <https://www.gceurope.com/fr/products/dlightpro/>.
27. Gomes T, Matos JD, Vasconcelos J, Olivieri K, Brandt W, Miranda M. Effect of different photoiniciers of experimental adhesive systems on adhesive interface union resistance. Int Arch Med 2018;11(26) :1-12.
28. Hadis MA, Shortall AC, Palin WM. Competitive Light Absorbers in Photoactive Dental Resin-Based Materials. Dent Mater. 2012 Aug;28(8):831-41.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.04.029>.
29. Hanabusa M, Yoshihara K, Yoshida Y, Okihara T, Yamamoto T, Momoi Y, Van Meerbeek B. Interference of functional monomers with polymerization efficiency of adhesives. Eur J Oral Sci. 2016 Apr;124(2):204-9. <https://doi.org/10.1111/eos.12245>.
30. Ikemura K, Endo T. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. Dent Mater J. 2010 Oct;29(5):481-501. [https://www.istage.jst.go.jp/article/dmj/29/5/29\\_2009-137/pdf/-char/en](https://www.istage.jst.go.jp/article/dmj/29/5/29_2009-137/pdf/-char/en).
31. Ikemura K, Ichizawa K, Jogetsu Y, Endo T. Synthesis of a novel camphorquinone derivative having acylphosphine oxide group, characterization by UV-VIS spectroscopy and evaluation of photopolymerization performance. Dent Mater J. 2010 Mar;29(2):122-31.. [https://www.istage.jst.go.jp/article/dmj/29/2/29\\_2009-026/pdf/-char/en](https://www.istage.jst.go.jp/article/dmj/29/2/29_2009-026/pdf/-char/en).
32. Ivoclar Vivadent. Bleuphase G2, s. d. <https://www.ivoclarvivadent.fr/zoolu-website/media/document/1758/Bluephase+-+en%2C+de%2C+fr%2C+it%2C+es%2C+pt>.
33. Ivoclar Vivadent. Bluephase G4, s. d. <https://www.ivoclarvivadent.fr/fr/p/tous/bluephase-g4>.
34. Ivoclar Vivadent. Bluephase G4 Mode d'emploi, s. d. <https://www.ivoclarvivadent.fr/fr/p/tous/bluephase-g4>.
35. Ivoclar Vivadent. Bluephase Powercure, s. d. <https://www.ivoclarvivadent.fr/fr/p/tous/bluephase-powercure>.
36. Ivoclar Vivadent. Bluephase Powercure Mode d'emploi, s. d. <https://www.ivoclarvivadent.fr/fr/p/tous/bluephase-powercure>.
37. Ivoclar Vivadent. Bluephase Style 20i, s. d. <https://www.ivoclarvivadent.fr/fr/p/tous/bluephase-style-20i>.
38. Kerr. DemiPlus, s. d. <https://www.kerrdental.com/fr-fr/produits-de-restauration-dentaire/demi-plus-dental-polymerisationslampen-0>.

39. Kerr. DemiUltra, s. d. <https://www.kerrdental.com/fr-fr/produits-de-restauration-dentaire/demi-ultra-dental-curing-lights>.
40. Kulzer. Translux 2Wave, s. d. [https://www.kulzer.fr/fr/fr/dentiste/produits\\_a\\_z/translux\\_2/translux\\_2wave.aspx](https://www.kulzer.fr/fr/fr/dentiste/produits_a_z/translux_2/translux_2wave.aspx).
41. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in Dimethacrylate-Based Dental Composite Technology and Curing Efficiency. *Dent Mater.* 2013 Feb;29(2):139-56. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.11.005>.
42. Ley C, Allonas X, Christmann J, Ibrahim A, Carré C. Les systèmes photoamorceurs de polymérisation radicalaire : de la photochimie moléculaire à l'holographie. 14<sup>ème</sup> Colloque international francophone sur les Méthodes et Techniques Optiques pour l'Industrie / 16<sup>ème</sup> congrès français du club FLUVISU/SFO (CMOI-FLUVISU 2015), Club CMOI - Société Française d'Optique, Nov 2015, Pleumeur-Bodou, France. pp.124-129. <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01583762/document>.
43. Linger M. Le point sur les systèmes de photopolymérisation [Thèse d'exercice]. [France] : UFR Odontologie Nantes ; 2008. <http://archive.bu.univ-nantes.fr/pollux/fichiers/download/d1546769-d821-465a-862a-5e4ce48cec48>.
44. Wikipédia. Lumière collimatée. 2016. [https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Lumi%C3%A8re\\_collimat%C3%A9e&oldid=122368833](https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Lumi%C3%A8re_collimat%C3%A9e&oldid=122368833).
45. Mectron. « Starlight Uno », s. d. <https://mectron.fr/produits/photopolymerisation-led/appareils/starlight-uno/?firstvisit=1>.
46. Métais L. Adhésion et photopolymérisation : données actuelles et évaluation des pratiques dans un échantillon de praticiens du Finistère [Thèse d'exercice]. [France] : UFR Odontologie Brest ; 2013. <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01057685/document>.
47. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dent Mater.* 2008 Jul;24(7):901-7. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.11.004>.
48. Moszner N, Hirt T. New polymer-chemical developments in clinical dental polymer materials: enamel-dentin adhesives and restorative composites. *J. Polym. Sci. A Polym. Chem.*, 50: 4369-4402. <https://doi:10.1002/pola.26260>.
49. Niyomsujarit N, Senawongse P, Harnirattisai C. Bond strength of self-etching adhesives to dentin surface after smear layer removal with ultrasonic brushing. *Dent Mater J.* 2019 Mar 31;38(2):287-294.
50. Nomura Y, Teshima W, Kawahara T, Tanaka N, Ishibashi H, Okazaki M, Arizono K. Genotoxicity of dental resin polymerization initiators in vitro. *J Mater Sci Mater Med.* 2006 Jan;17(1):29-32.

51. Oliveira DC, Souza-Junior EJ, Dobson A, Correr AR, Brandt WC, Sinhoreti MA. Evaluation of phenyl-propanedione on yellowing and chemical-mechanical properties of experimental dental resin-based materials. *J Appl Oral Sci.* 2016 Nov-Dec;24(6):555-560. <https://doi.org/10.1590/1678-775720160058>.
52. Pelissier B, Duret F. Embouts des lampes à photopolymériser. *Encycl Med Chir(Paris), Médecine buccale*, 28-750-M-10,2007.
53. Popal M, Volk J, Leyhausen G, Geurtsen W. Cytotoxic and genotoxic potential of the type I photoinitiators BAPO and TPO on human oral keratinocytes and V79 fibroblasts. *Dent Mater.* 2018 Dec;34(12):1783-1796. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.09.015>.
54. Price RB, Ferracane JL, Shortall AC. Light-curing units : a review of what we need to know. *J Dent Res.* 2015 Sep;94(9):1179-86. <https://doi.org/10.1177/0022034515594786>.
55. Qanungo A, Aras MA, Chitre V, Mysore A, Amin B, Daswani SR. Immediate dentin sealing for indirect bonded restorations. *J Prosthodont Res* 2016;60(4):240-49. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2016.04.001>.
56. Raskin A. Les résines composites. Société Francophone de Biomatériaux Dentaires - Université Médicale Virtuelle Francophone, 2010. <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap10/site/html/cours.pdf>.
57. Roth F. Les composites. Collection des Abrégés d'Odontologie et de Stomatologie. Paris: Masson, 1991.
58. Roulet JF, Degrange M. Collages et adhésion : la révolution silencieuse. Paris : Quintessence International, 2000.
59. Rueggeberg FA. State-of-the-Art: dental photocuring - a review. *Dent Mat*:2011;27(1):39-52. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.021>.
60. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res.* 2017 Aug 28;31(suppl 1):e61 <http://www.scielo.br/pdf/bor/v31s1/1807-3107-bor31-s1-e61.pdf>.
61. Salgado VE, Albuquerque PP, Cavalcante LM, Pfeifer CS, Moraes RR, Schneider LF. Influence of photoinitiator system and nanofiller size on the optical properties and cure efficiency of model composites. *Dent Mater.* 2014 Oct;30(10):e264-71. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.05.019>.
62. Santini A, Gallegos IT, Felix CM. Photoinitiators in dentistry : a review. *Prim Dent J.* 2013 Oct;2(4):30-3.
63. SDI. Radium-cal, s. d. <https://www.sdi.com.au/fr/product/radium-cal/>.

64. SDI. radii-cal mode d'emploi. <https://www.sdi.com.au/fr/product/radii-cal/>.
65. Sutil BGDS, Susin AH. Dentin pretreatment and adhesive temperature as affecting factors on bond strength of a universal adhesive system. J Appl Oral Sci. 2017 Sep-Oct;25(5):533-540 <https://doi.org/10.1590/1678-7757-2016-0500>.
66. Tehfé MA. Étude de nouveaux systèmes amorceurs pour des polymérisations radicalaires ou cationiques. [Thèse d'état]. [Mulhouse]: Université de Haute Alsace. 2011. <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00694133/document>.
67. Ultradent. Valo, s. d. <https://www.ultradent.com/products/categories/equipment/curing-lights/valo-cordless>.
68. Ultradent. Valo Grand, s. d. <https://www.ultradent.com/products/procedures/endodontics/endo-donut-technique/creating-donut/curing-lights/valo-grand>.
69. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. Biomaterials. 2007 Sep;28(26):3757-85. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.04.044>.
70. Voco. Celalux 3, s. d. [https://www.voco.dental/fr/portaldata/1/resources/products/folders/fr/celalux-3\\_fol\\_fr.pdf](https://www.voco.dental/fr/portaldata/1/resources/products/folders/fr/celalux-3_fol_fr.pdf).

**QUELLEUX (Maëlyss).** - Collages : les lampes à photo-polymériser face aux nouveaux photo-amorceurs – 67f. ; ill. ; tabl. ; 70ref. ; 30cm (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2020)

**RÉSUMÉ :**

La synthèse de nouveaux photo-amorceurs était nécessaire pour pallier, entre autres, la coloration jaunâtre des restaurations par la camphorquinone. Ces nouveaux photo-amorceurs sont la phénylpropane-dione, APO, BAPO, Ge-1, Ge-2 et Ge-3. Ils ont des propriétés différentes de celles de la camphorquinone notamment au niveau du spectre d'absorption ce qui impose un spectre d'émission plus large des lampes à polymériser. Les évolutions technologiques ont également permis une amélioration de ces lampes. Une multitude de ces lampes sont commercialisées actuellement mais peu sont réellement capables d'amorcer totalement la photo-polymérisation. Afin d'appréhender l'adéquation entre les lampes à photo-polymériser et des photo-amorceurs utilisés en 2019, nous rappellerons les généralités sur les systèmes de collage puis nous développerons l'étude des mécanismes de polymérisation afin d'aborder les lampes à photo-polymériser. Seront mis en évidence les critères nécessitant une attention particulière lors du choix d'une lampe à photo-polymériser afin d'avoir un outil performant.

**RUBRIQUE DE CLASSEMENT :**

Odontologie

**MOTS CLÉS MESH :**

Collage dentaire - Dental Bonding

Lampes à photopolymériser dentaires - Curing Lights, Dental

Photopolymérisation d'adhésifs dentaires - Light-Curing of Dental Adhesives

**JURY :**

Présidente : Professeur PEREZ Fabienne

Assesseur : Docteur AMADOR DEL VALLE Gilles

Assesseur : Docteur RICHARD Catherine

Directeur de thèse : Docteur BODIC François

**ADRESSE DE L'AUTEURE :**

60 rue bonne garde – 44 230 Saint-Sébastien-sur-Loire

[mquelleux@hotmail.fr](mailto:mquelleux@hotmail.fr)