UNIVERSITE TOULOUSE III - PAUL SABATIER

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

ANNEE 2019 2019 TOU3 3066

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

par

Nicolas ALAUX

le 20 Décembre 2019

L'ASSEMBLAGE DE LA VITROCERAMIQUE ENRICHIE AU DISILICATE DE LITHIUM DANS LES RESTAURATIONS PARTIELLES DU SECTEUR POSTERIEUR

Directeur de thèse : Dr Romain DUCASSE

JURY

Président :	Pr Serge Armand
1er assesseur :	Dr Karim Nasr
2ème assesseur :	Dr Paul Monsarrat
3ème assesseur :	Dr Romain Ducassé

Faculté de Chirurgie Dentaire

DIRECTION

DOYEN
Mr Philippe POMAR

ASSESSEURS DU DOYEN
Mme Sabine JONIOT
Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN

CHARGÉS DE MISSION
Mr Karim NASR (*Innovation Pédagogique*)
Mr Olivier HAMEL *(Maillage Territorial)*
Mr Franck DIEMER *(Formation Continue)*
Mr Philippe KEMOUN *(Stratégie Immobilière)*
Mr Paul MONSARRAT *(Intelligence Artificielle)*

PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE
Mme Cathy NABET

DIRECTRICE ADMINISTRATIF
Mme Muriel VERDAGUER

HONORARIAT

DOYENS HONORAIRES
Mr Jean LAGARRIGUE +
Mr Jean-Philippe LODTER +
Mr Gérard PALOUDIER
Mr Michel SIXOU
Mr Henri SOULET

ÉMÉRITAT

Mr Damien DURAN
Mme Geneviève GRÉGOIRE
Mr Gérard PALOUDIER

PERSONNEL ENSEIGNANT

Section CNU 56 : Développement, Croissance et Prévention

56.01 ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE et ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE (Mme BAILLEUL- FORESTIER)

ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE

Professeurs d'Université :	Mme BAILLEUL-FORESTIER, Mr. VAYSSE
Maîtres de Conférences :	Mme NOIRRIT-ESCLASSAN, Mme VALERA, Mr. MARTY
Assistants :	Mme BROUTIN, Mme GUY-VERGER
Adjoint d'Enseignement :	Mr. DOMINE, Mme BROUTIN, Mr. BENETAH

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences :	Mr BARON, Mme LODTER, Mme MARCHAL, Mr. ROTENBERG,
Assistants	Mme ARAGON, Mme DIVOL,

56.02 PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE (Mme NABET)

Professeurs d'Université :	Mr. SIXOU, Mme NABET, Mr. HAMEL
Maître de Conférences :	Mr. VERGNES,
Assistant:	Mr. ROSENZWEIG,
Adjoints d'Enseignement :	Mr. DURAND, Mlle. BARON, Mr LAGARD, Mme FOURNIER

Section CNU 57 : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

57.01 CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE (Mr. COURTOIS)

PARODONTOLOGIE

Maîtres de Conférences :	Mr. BARTHET, Mme DALICIEUX-LAURENCIN, Mme VINEL
Assistants :	Mr. RIMBERT, Mme. THOMAS
Adjoints d'Enseignement :	Mr. CALVO, Mr. LAFFORGUE, Mr. SANCIER, Mr. BARRE, Mme KADDECH

CHIRURGIE ORALE

Professeurs d'Université :	Mme COUSTY,
Maîtres de Conférences :	Mr. CAMPAN, Mr. COURTOIS,
Assistants :	Mme COSTA-MENDES, Mr. BENAT,
Adjoints d'Enseignement :	Mr. FAUXPOINT, Mr. L'HOMME, Mme LABADIE, Mr. RAYNALDI, Mr. SALEFRANQUE

BIOLOGIE ORALE

Professeur d'Université :	Mr. KEMOUN
Maîtres de Conférences :	Mr. POULET, Mr BLASCO-BAQUE
Assistants :	Mr. TRIGALOU, Mme. TIMOFEEVA, Mr. MINTY, Mme. BLANC
Adjoints d'Enseignement :	Mr. FRANC, Mr BARRAGUE

Section CNU 58 : Réhabilitation Orale

58.01 DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX (Mr ARMAND)

DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE

Professeur d'Université :	Mr. DIEMER
Maîtres de Conférences :	Mr. GUIGNES, Mme GURGEL-GEORGELIN, Mme MARET-COMTESSE
Assistants :	Mme PECQUEUR, Mr. DUCASSE, Mr FISSE Mr. GAILLAC, Mme. BARRERE
Assistant Associé :	Mme BEN REJEB,
Adjoints d'Enseignement :	Mr. BALGUERIE, Mr. MALLET, Mr. HAMDAN

PROTHÈSES

Professeurs d'Université :	Mr. ARMAND, Mr. POMAR
Maîtres de Conférences :	Mr. CHAMPION, Mr. ESCLASSAN, Mr. DESTRUHAUT
Assistants:	Mr. EMONET-DENAND, Mr. LEMAGNER, Mr. HENNEQUIN, Mr. CHAMPION, Mme. DE BATAILLE
Adjoints d'Enseignement :	Mr. FLORENTIN, Mr. GALIBOURG, Mr. GHRENASSIA, Mme. LACOSTE-FERRE, Mr. GINESTE, Mr. LE GAC, Mr. GAYRAR, Mr. COMBADAZOU, Mr. ARCAUTE, Mr. SOLYOM, Mr. KNAFO, Mr. HEGO DEVEZA

FONCTIONS-DYSFONCTIONS , IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Maîtres de Conférences :	Mme JONIOT, Mr. NASR, Mr. MONSARRAT
Assistants :	Mr. CANCEILL, Mr. OSTROWSKI , Mr. DELRIEU,
Adjoints d'Enseignement :	Mr. AHMED, Mme MAGNE, Mr. VERGÉ, Mme BOUSQUET

Mise à jour pour le 13 Novembre 2019

REMERCIEMENTS :

A mes parents, sans qui je ne serais pas l'homme que je suis. Vous m'avez fait grandir, vous m'avez donné le goût de l'effort et la rigueur de l'excellence. Je ne peux qu'espérer satisfaire à ce que vous imaginiez pour moi, ce travail je vous le dédis.

A mes soeurs, vous êtes un équilibre, et d'un soutien sans faille. Vous êtes à moi ce qu'est la clope au café, le vin rosé à l'été, le rire à la vie, essentielles.

A mes grands pères, si différents et si complémentaires, vos leçons, parfois, je me les répète encore. J'espère vous rendre aussi fier qu'avec un ballon ovale. Merci pour tout.

A Arthur, mon collocataire-binome-meilleur ami, ces études furent très courtes, tu en portes en grande partie la responsabilité, je pourrais te faire de grand discours, ici, je me contenterai de te dire Merci.

Au bistrot des chicots, merci pour le tour d'Europe, merci pour les apéros, merci de me faire rire tous les jours, j'espère vous voir autant dans dix ans. **Au NDMP,** vous êtes le noyau de ma scolarité, un bonheur au quotidien.

A Mathieu et William, j'ai vécu avec vous les plus beaux week ends de mon adolescence, et les plus longues semaines, je me dis souvent que je n'ai jamais été aussi heureux qu'avec vous sur ce rectangle vert de la Lauze. Merci

A la Meute, merci pour votre aide pendant la PACES, pour vos messages, merci pour les années rugby et les étés de beach. Vous m'êtes plus que précieux.

A Justine, j'ai encore du mal à m'habituer à te voir sur CNews tous les jours, je suis fier de toi, merci d'être là pour moi depuis si longtemps.

A Charlotte et Manon, pour vos encouragements et votre amitié indéfectible, merci.

A David, à notre PACES et notre rencontre, je suis très fier de ce que tu es en train d'accomplir, et je me sens chanceux de pouvoir t'appeler mon ami.

A Mathilda, à nos 15 ans de scolarité commune, et nos 20 ans d'amitié et tout ce qui suivra.

A Sylvain, d'abord mon moniteur, puis professeur de golf, j'ai la chance de pouvoir te compter dans mes amis désormais.

A Inès et Chloé, mes confrères du monde médical, mes plus belles rencontres du lycée.

A Raphaël, Thomas et Nicolas, j'ai connu Raph comme adversaire, et vous deux en P2, vous m'avez offert deux titres universitaires et un de vice champion de France, des voyages et des souvenirs plein la tête.

Au Dr Guillaume Anduze, merci pour ces trois années de formation à ton cabinet, je ne réalise que maintenant la chance réelle que j'ai eu. Merci, merci merci.

A Rémi et Simon, mes deux papas de la promotion du dessus, merci pour les conseils, j'ai hâte de discuter avec vous d'autres choses que de dents.

A Micha, Paul A, Clacla, Titi, Manue, Jeannie, Victor, Julien, Paul M, Naf, Chaf, François, Mathieu, Teva, Chloé, Julie, Jouze, Johnny, Romain, Tay, Arnaud, Coco, Paul B, Daoud, Thomas, aux copains du rugby mazametains, et à tous ceux que j'oublie et qui m'ont un jour tendu la main.

A notre président du jury,

Monsieur le professeur Serge ARMAND,

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur en Sciences Odontologiques,
- Docteur d'Etat en Odontologie,
- Responsable du Diplôme d'Université d'Implantologie,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier,

Nous vous remercions d'avoir accepté de présider notre jury, c'est un honneur pour nous.
Nous vous remercions pour la qualité de votre enseignement tout au long de notre scolarité.
Veuillez trouver ici le témoignage de nos remerciements les plus distingués.

A notre jury de thèse,

Monsieur le docteur Karim NASR

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie, - Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier,
- Master 1 mention Biotechnologie-Biostatistiques,
- Master 2 Recherche en Science des Matériaux,
- Certificat d'Etudes Supérieures de technologie des matériaux employés en Art Dentaire,
- Certificat d'Etudes Supérieures de prothèse Dentaire (Option prothèse Scellée),
- Responsable du domaine d'enseignement Imagerie et Numérique,
- Responsable de l'Attestation d'Etudes Universitaires d'Imagerie Maxillo-Faciale (CBCT),
- Responsable du Diplôme Universitaire de CFAO en Odontologie, - Chargé de mission à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse
- Chargé de mission à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse

Nous vous remercions d'avoir accepté notre sollicitation pour faire parti de notre jury, nous admirons vos connaissances et nous vous remercions de nous les partager.
Nous nous félicitons de travailler bientôt avec vous au sein de l'université et du CHU.
Veuillez trouver ici notre profond respect.

A notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur Paul MONSARRAT,

• Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier en Odontologie
• Master 1 Recherche : Biosanté et Méthodes d'Analyse et de Gestion en Santé Publique
• Master 2 Recherche : mention : Biologie, santé ; spécialité : Physiopathologie
• Lauréat de la faculté de Médecine Rangueil et de Chirurgie Dentaire de l'Université Paul Sabatier
• Docteur de l'Université Paul Sabatier - Spécialité Physiopathologie
• Diplôme Universitaire d'Imagerie 3D maxillo-faciale
• CES Biomatériaux en Odontologie
• Diplôme universitaire de Recherche Clinique en Odontologie

Notre scolarité universitaire nous a amené à vous côtoyer durant l'ensemble de ces années, vos cours et votre implication en clinique nous ont permis de progresser rapidement. Il nous semblait naturel que vous soyez là pour la conclusion de celles-ci. Veuillez trouver ici nos remerciements les plus sincères.

A notre Directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Romain DUCASSE,

• Assistant hospitalo-universitaire en dentisterie restauratrice à l'université de Toulouse.
• Docteur en Chirurgie Dentaire
• Certificat d'étude supérieure en dentisterie endodontique et restauratrice de la faculté d'odontologie de Toulouse.
• Diplôme d'études supérieures universitaire en odontologie restauratrice et esthétique de la faculté d'odontologie de Marseille.

Nous vous avons rencontré en début de clinique de cinquième année, votre encadrement, votre rigueur, vos connaissances et votre passion nous ont apporté énormément. Nous vous devons beaucoup, vos conseils précieux nous aiderons à commencer notre vie libérale. Nous vous remercions d'avoir accepter de diriger cette thèse. Veuillez trouver ici le témoignage de notre sincère amitié.

Sommaire

INTRODUCTION 13

1. Historique de l'assemblage dans la dentisterie 14

2. Les trois grands types d'assemblages 16

1. L'assemblage avec un scellement 16
2. L'assemblage avec un scellement adhésif 16
3. L'assemblage par collage 17

3. La céramique enrichie en disilicate de lithium 18

1. Historique de la céramique en dentaire 18
2. Composition de la céramique enrichie en disilicate de lithium 19
3. L'assemblage de la céramique enrichie en disilicate de lithium.....23

4. Matériaux d'assemblage lors du collage : le composite. 24

1. Généralité sur le composite (17) 24
    1. La matrice organique 25
    2. Les charges.....27
2. Composite chémopolymérisable.....31
3. Composite photopolymérisable 31
4. Les composites d'assemblage.....34
    1. Les composites de collage conventionnels de type dual sans potentiel adhésif 35
    2. Les composites de collage conventionnels photo-polymérisables 35
    3. Le composite de restauration 36
    4. La température et les composites 37
        1. Le composite de restauration et la température.....37

2. Le composite d'assemblage dual sans potentiel adhésif et la température 40

5. Choix entre le composite de restauration photopolymérisé et le composite de collage dual sans potentiel adhésif lors de l'assemblage d'une restauration partielle enrichie en disilicate de lithium dans le secteur postérieur, revue de la littérature .41

6. La lampe à photopolymériser 44

1. Historique de la lampe à photopolymériser.....44
2. Les photo initiateurs contemporains 48
3. La puissance de la lampe à photopolymériser. 51

7. Proposition d'un guide clinique pour le praticien 56

Conclusion 57

Bibliographie :.....58

Table des illustrations : 64

Annexe :.....66

INTRODUCTION

De nos jours le collage se place comme une solution moderne de la restauration en dentaire. Il permet une approche biologique, esthétique et conservatrice de la dent.

Il existe de nombreux matériaux de collage, ainsi que divers protocoles, tous n'ayant pas les mêmes résultats et objectifs thérapeutiques. Ceux-ci divergent d'ailleurs en fonction de la situation clinique et de la pièce prothétique que l'on souhaite coller.

La vitrocéramique enrichie au disilicate de lithium constitue une céramique esthétique plébiscitée par un grand nombre de praticiens adeptes du collage.

Toutefois, le collage demande une rigueur protocolaire, et un équipement adéquat pour garantir son succès. Lors de la procédure de collage de cette céramique, le choix du matériau d'assemblage va influer sur les propriétés physiques de ce collage.

Durant ce travail, nous nous efforcerons à travers une revue de la littérature, d'expliquer dans un premier temps ce qu'est un assemblage par collage puis ce qu'est la céramique enrichie au disilicate de lithium. Nous nous intéresserons ensuite aux matériaux d'assemblages utilisables pour réaliser un collage, en l'appliquant spécifiquement à la vitrocéramique enrichie au disilicate de lithium et dans les cas de reconstitutions partielles dans le secteur postérieur. Nous terminerons par un arbre décisionnel ainsi qu'un tableau afin de guider les chirurgiens dentistes dans ce choix en fonction des paramètres cliniques.

1. Historique de l’assemblage dans la dentisterie

L’évolution de l’assemblage en dentisterie est à l’image du monde actuel, une recherche perpétuelle d’évolution dans le but de parfaire quelque chose d’imperfectible. Il n’existe pas une solution unique parfaite, mais la meilleure solution à chaque situation. Lorsque que nous assemblons nous avons des critères que nous pourrions définir comme idéaux pour notre matériau et la situation clinique.

Nous recherchons un temps de travail long, pour faciliter la manipulation, une mise en action rapide, pour avoir un temps de prise court.

Notre matériau doit avoir une solubilité et un relargage de ses composants très faible, idéalement il ne doit pas irriter la pulpe.

L’épaisseur du joint doit être fine et l’élimination des excès facile.

Son utilisation doit être la moins opérateur dépendant possible, et bien sur le plus important, sa capacité de rétention doit être, la plus grande possible. (1)

Les premiers assemblages se sont fait grâce au scellement, à base de ciment. Ces ciments ont par la suite été modifiés, c’est le passage au scellement adhésif. C’est en 1950 qu’émergent les premiers intérêts pour l’adhésion en dentaire. (2) En effet on cherche à remplacer les ciments d’obturations à base de silicate par des résines acryliques. Or ceux-ci n’ont aucune adhérence aux tissus dentaires, entrainant reprise carieuse et coloration du joint. En 1951, Hagger publie le brevet d’un adhésif, commercialisé sous le nom de Sevriton, qui contient un monomère réactif : le di-méthacrylate de l’acide glycérophosphorique (GPDM). Les résultats de l’adhésion dentine-Sevriton sont analysés sous microscope photonique et une couche intermédiaire est observée, ce n’est nul autre que la couche hybride qui sera, 30 ans après, à la base du concept d’adhésion sur la dentine. En 1955 Buonocore sera le premier à proposer le mordançage de l’émail, avec des résultats assez mitigés.

Dans les années 1980, une deuxième génération d’adhésif voit le jour pour répondre à l’augmentation de l’usage des composites, des groupements chloro-phosphorés sont greffés sur un monomère dérivé du Bis GMA : c’est la base du premier Scothbond. Toutefois l’adhésion dentinaire reste faible (5MPa)

Entre 1985 et 1990 le développement d’un système adhésif, c’est à dire l’association de plusieurs produits va permettre d’augmenter l’adhésion à la dentine entre 8 et 12 MPa.

En 1990 c'est la reconnaissance du concept de mordançage total, c'est à dire du mordançage de l'émail et de la dentine. Les systèmes de la quatrième génération sont articulés autour de trois étapes : la première est un mordançage acide de la surface dentaire, la seconde consiste à favoriser le mouillage de la dentine et la pénétration de la surface traitée à l'aide de ce qu'on appelle un primaire (primer), la troisième c'est l'infiltration d'une résine adhésive qui doit co-polymériser avec le composite. L'adhésif après prise, doit assurer l'ancrage et l'étanchéité de la restauration. De nos jours, la plupart des systèmes exposés à cette époque sont encore d'actualité, ils nécessitent un contrôle de l'humidité et des fluides buccaux et donc la pose d'un champs opératoire.

Le protocole, bien que nécessitant juste trois minutes est considéré comme complexe, ainsi la réussite est couplée au qualificatif « d'opérateur dépendant ». C'est donc à la fois une course commerciale et une nécessité de simplifier le protocole qui va être à l'origine de l'évolution et de l'apparition des systèmes que nous connaissons aujourd'hui.

On va d'abord avoir en 1995 l'apparition de produit regroupant à la fois l'adhésif et le primer, entrainant l'apparition du système M&RII, qui consiste à faire le mordançage total, puis à appliquer à la fois le primer et l'adhésif en une seule étape, contrairement au concept originel du M&RIII qui distingue l'application du primer, puis de l'adhésif. Viendront ensuite des systèmes automordançants, tout en un 1 (SAM 1) ou en deux étapes (SAM 2). Il est essentiel de souligner que si ces 4 systèmes existent toujours aujourd'hui ils n'ont pas la même efficacité, l'évolution n'étant pas gage de meilleur résultat adhésif. (3)

L'adhésion est à la base du dernier mode d'assemblage, le collage, il permet de faire le liant entre la dent, et le futur matériau d'assemblage de notre choix. Comme pour les adhésifs nous avons pu observer une évolution des composites en temps que matériau d'assemblage. Les industriels vont développer des composites auto-polymérisants, sans potentiels adhésifs, voir auto-adhésifs. Comme les adhésifs tous non pas les mêmes indications, succès, et difficultés opératoires. Il est essentiel de déterminer, en fonction de la situation clinique, le bon matériau pour notre assemblage.

2. Les trois grands types d’assemblages

1. L’assemblage avec un scellement

La réalisation de la rétention de prothèse fixe classique de type couronne ou bridge passe encore souvent par une étape de scellement, le ciment est alors le liant de la couronne ou du bridge aux tissus dentaires. C’est donc le type d’assemblage le plus ancien au niveau historique et celui où le recul clinique est le plus long. Il nécessite une préparation avec une légère dépouille de telle sorte que l’insertion de la prothèse se fasse de façon verticale. On ne peut toutefois pas parler d’adhésion mais de « pseudo adhésion », puisqu’on a une interaction mécanique par irrégularité de surface on parle alors de micro-clavetage.

Pour le scellement il existe à notre disposition trois types de ciment, les ciments phosphate de zinc, les ciments polycarboxylate de zinc et les ciment verre ionomère (CVI).

La mise en oeuvre est assez simple, on prend les quantités de poudre et de liquide nécessaire, on les spatule, on sèche la zone de scellement, on remplit notre prothèse avec le ciment mélangé, la consistance à obtenir doit permettre au ciment de couler de la spatule à l’intrados de la prothèse. En ce qui concerne le CVI on peut le retrouver sous forme de capsule à vibrer.

2. L’assemblage avec un scellement adhésif

Le scellement adhésif se fait à base d’un CVIMAR, ils présentent un temps de travail prolongé et un temps de prise plus court que les CVI dont ils dérivent.

Leurs propriétés mécaniques sont supérieures au CVI traditionnel, ils sont en revanche plus sensibles à l’humidité initiale. Leur application peut être précédée d’un conditionner (par exemple pour le Fuji Plus ou FujiCEM) afin de préparer la dentine (acide citrique à 10% associé à du chlorure ferrique à 3%). Toutefois cela n’est pas obligatoire.

La procédure est assez simple, isolation au rouleau de coton, application du CVIMAR dans l’intrados prothétique, le patient serre modérément sur un rouleau de coton durant la prise du ciment (6min), on élimine ensuite les excès pour être sur qu’on a pas mis le futur joint prothétique en rapport avec les fluides buccaux avec un mini CK6 ou une lame de bistouri courbe. On peut réaliser une photopolymérisation de ces CVIMAR. (4)

3. L’assemblage par collage

Le collage est une liaison physico-chimique, dont le but en dentaire est de réunir deux interfaces, une interface dent-matériau de collage, et une autre matériau de collage-restauration prothétique. La partie dent-matériau de collage correspond à l’adhésion en dentaire. L’adhésion se fait sur deux types de tissus, l’émail et la dentine. La longévité de cette adhésion étant meilleure sur l’émail.

Il existe deux grandes familles de protocoles d’adhésion en dentaire:

- Mordançage rinçage (MR)
- Auto-mordançant (SAM)

Pour chaque famille de protocole, différents conditionnements peuvent être nécessaires en fonction de l’adhésif utilisé.

Tous n’ont pas les mêmes résultats et valeurs d’adhésion que ce soit pour l’émail ou pour la dentine (3).

En ce qui concerne la partie matériau de collage-restauration prothétique, chaque restauration prothétique fait intervenir une préparation différente pour la conditionner en vue du collage. Fraisage, Sablage, mordançage, traitement tribochimique sont des exemples de ces conditionnements.

La résine composite en elle même, qui est notre matériau d’assemblage peut être définit comme une substance insérée dans un état semi-liquide entre nos deux entités, la dent et notre restauration, pour les solidariser en polymérisant et en passant à un état solide. (5)

3. La céramique enrichie en disilicate de lithium

1. Historique de la céramique en dentaire

En 1770 Alexis Duchateau un apothicaire français, lassé de ses prothèses inesthétiques et malodorantes, en étroite collaboration avec Nicolas Dubois De Chémant, un chirurgien dentiste, réalise une prothèse complète en porcelaine. La céramique vient d'arriver dans la dentisterie. Ses travaux attireront les honneurs de l'académie de médecine de Paris pour De Chémant. La poursuite de ses recherches l'entraîneront vers une nécessité, à cette époque déjà, de translucidité. C'est le début de la céramique feldspathique.

Un deuxième virage est la découverte de la leucite en 1962, publié dans le Journal of American Society, sa capacité à endurcir la céramique, (jusqu'à 50% plus solide) en fait, encore aujourd'hui, un composant essentiel de certaines céramiques. De plus un indice de réfraction proche de la feldspathique entrainant une augmentation de la dureté sans trop augmenter l'opacité rend cette céramique esthétique. On peut la mordancer et ainsi créer une adhésion micro mécanique avec un collage et cela de façon hautement fiable, ceci en faisant une céramique populaire et parmi les meilleures. (6)

On peut simplifier les classifications de céramique dentaire en les divisant en trois grands groupes :

- Prédominance vitreuse
- Vitreuse avec des cristaux
- Polycristalline

Nous pouvons simplifier encore, en gardant cet adage en tête, et en nous basant dessus : plus la phase vitreuse augmente plus nous aurons une céramique esthétique, à l'inverse une céramique solide, sera à prédominance polycristalline. Le but étant, in fine, d'avoir quelque chose de solide et de beau. En dentaire les céramiques dérivent en grande partie d'un groupe appelé aluminosilicate qui sont à prédominance vitreuse. On peut donc ajouter à cela le groupe des polycristallines comme par exemple la zircone.

Une approche récente consiste à faire grandir les particules dans la céramique une fois celle ci achevée. Un traitement thermique spécial sera donné entrainant la précipitation et le grossissement des cristaux, c'est le groupe des vitreuses avec cristaux, dont fait partie la céramique enrichie en disilicate de lithium.

2. Composition de la céramique enrichie en disilicate de lithium

Comme vu précédemment sa structure est mixte, elle est composée d'une phase vitreuse et de cristaux. Elle peut être usinée ou pressée, elle existe donc sous forme de lingotin pour la pressé ou de blocs destinés à la CFAO. (Figure 1)

Le bloc peut être travaillé très facilement dans sa phase intermédiaire cristalline dans des usineuses. Les teintes des blocs vont du presque blanc au gris en passant par le bleu. Ces teintes sont le résultat de la composition et du mélange de la vitrocéramique. La résistance à la flexion du matériau dans sa phase intermédiaire est de 130–150 MPa. Après usinage des blocs, la restauration subit une cristallisation dans un four de cuisson à céramique. Cette transformation permet d'obtenir les caractéristiques physiques définitives du matériau comme la résistance à la flexion de 360 MPa et les propriétés optiques attendues. (7)

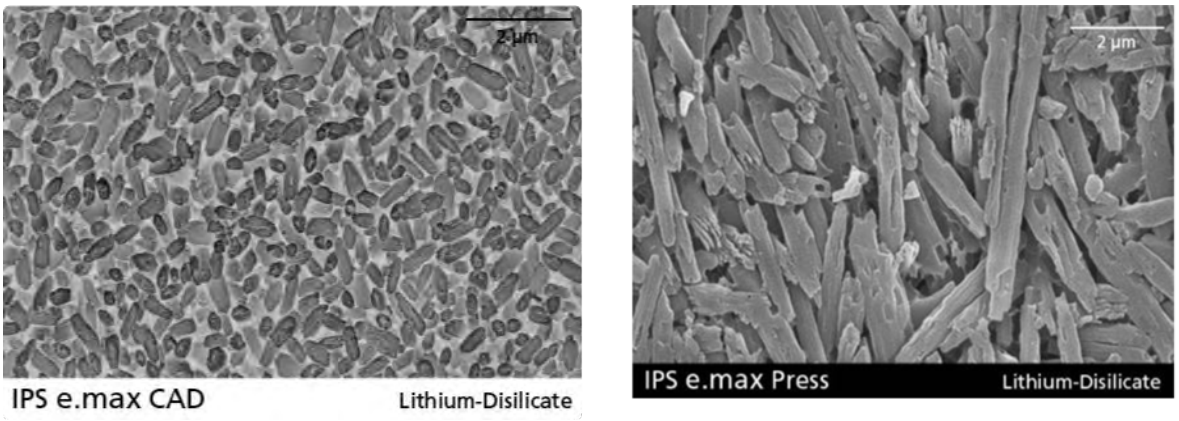


Figure 1. Représentation sous microscope électronique de l'IPS e.max CAD et Press

Que ce soit sous forme de lingotin, pour la pressé, ou sous forme de bloc, la gamme existe en différentes catégories de translucidité et d'opacité permettant de s'adapter à chaque cas de restauration possible, aussi bien au niveau de la teinte du substrat dentaire, si l'on désire la masquer, qu'au niveau de la teinte de la future dent.

IPS e.max CAD est proposé en trois degrés de translucidité HT, LT, MO. (Figure 2)
Les blocs HT sont proposés en 16 teintes A-D et 4 teintes Bleach BL.
Les blocs LT sont proposés en 16 teintes A-D et 4 teintes Bleach BL. En raison de leur translucidité, ils sont particulièrement indiqués pour la technique du cut-back, mais aussi pour celle de maquillage.

Les blocs MO existent en 5 groupes de teintes (MO 0-MO 4). En raison de leur opacité, ils sont idéalement indiqués pour la fabrication d'armatures sur moignons non dévitalisés ou légèrement colorés. La forme anatomique est ensuite stratifiée individuellement avec IPS e.max Ceram. Enfin, la cuisson de maquillage et de glaçage est réalisée avec IPS e.max Ceram.(8)

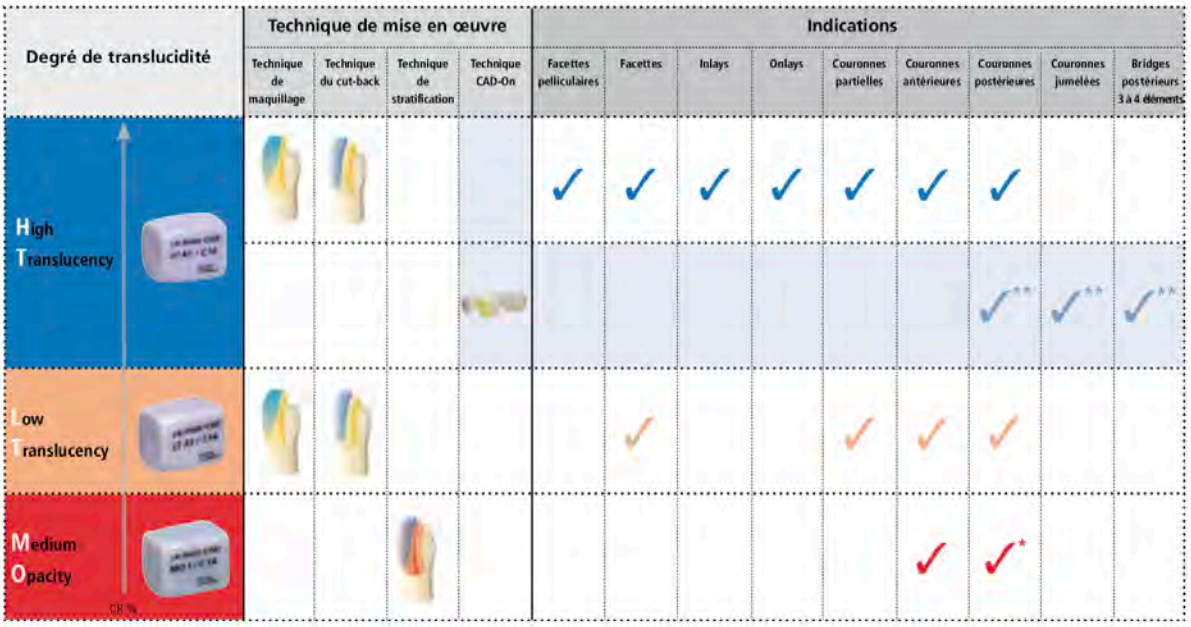


Figure 2. Blocs destinés de céramique enrichie en disilicate de lithium destiné à la CFAO

En ce qui concerne les lingotins, donc pour la partie pressée, il en existe 5 types LT HT MO HO (High Opacity) MT (Medium translucency) on peut rajouter à cela un « multi » qui correspond à une combinaison de degré de translucidité qui va de la dentine à la zone incisale et « l'impulse » qui existe en deux luminosités Opal1 et Opal2 pour réaliser des restaurations très opalescentes. (Figure 3)

Le panel de teinte est plus large que pour les blocs, on en retrouve 10 pour le « Multi », 20 pour le HT, 7 pour le MT, 20 pour le LT, 3 pour le HO et 5 pour le MO, les indications seront basées sur les même axes que les blocs.

Le choix du bloc ou du lingotin adapté repose sur les critères suivants :

- la teinte de dent souhaitée
- la teinte du moignon ou du pilier
- le type de restauration
- l'épaisseur de la restauration ou profondeur de la préparation
- la technique de mise en œuvre ; stratification, cut-back, maquillage
- le choix du matériau de collage. (7)

Degré de translucidité	Technique de mise en œuvre			Indications								
	Technique de maquillage	Technique du cut-back	Technique de stratification	Facette occlusale[1]	Facette pelliculaire[1]	Facette	Inlay et onlay	Couronne partielle	Couronne antérieure et postérieure	Bridge 3 éléments[2]	Pilier implantaire anatomique	Couronne transvissée directement sur l'implant
Multi	✓	✓				✓			✓			✓
HT High Translucency	✓	✓		✓	✓	✓	✓	✓				
MT Medium Translucency	✓	✓		✓	✓	✓		✓	✓	✓	✓	✓
LT Low Translucency	✓	✓				✓		✓	✓	✓	✓	✓
MO Medium Opacity			✓						✓	✓	✓	
HO High Opacity			✓						✓	✓		
I Impulse	✓	✓		✓	✓	✓						

Figure 3. Tableaux de synthèse des translucidités et indication de l'e.max press

Un des avantages de cette céramique en plus de ses propriétés mécanique (Figure 4) est sa capacité à être cuite à une faible, voir à une très faible, épaisseur, jusqu'à 0,3-0,5mm pour le secteur antérieur. (7) Cette propriété permet entre autre de diminuer la profondeur de notre réduction dentaire lors de la préparation. Cette approche nous donne la possibilité de proposer une dentisterie plus conservatrice, foncièrement tournée sur l'économie tissulaire, gage de la longévité de la denture du patient.

L'assemblage de ces restaurations fines, aux propriétés mécaniques intrinsèquement plus faibles que les céramiques conventionnelles (9) (feldspathique sur chape, polycristalines…), nous contraint, pour éviter leurs fractures, à changer nos protocoles d'assemblage.

Un nouveau paradigme voit le jour, celui de la transmission de la contrainte subit par la restauration vers l'organe dentaire. Là où les céramiques conventionnelles devaient avoir une épaisseur suffisante pour absorber seules les contraintes de la mastication (10) les céramiques vitreuses, de faibles épaisseurs, ne peuvent fonctionner mécaniquement que si la contrainte subie est absorbée par le couple dent/restauration.

Cet objectif dépendra du matériau d'assemblage.

Material	Flexural strength (MPa) (mean ± SD)	Elastic modulus (GPa) (mean ± SD)	Hardness (HV) (mean ± SD)
Paradigm MZ100	189.7(28.2)[a,b]	14.1(1.0)[a,b]	102.9(3.3)[b]
Cerasmart	234.5(24.8)[b]	12.1(0.8)[a]	62.2(9.9)[a]
LAVA Ultimate	248.4(24.5)[b,c]	16.0(2.6)[b]	102.3(14.5)[b]
Enamic	202.1(17.9)[a,b]	21.5(1.6)[c]	157.2(14.0)[c]
Celtra Duo	300.1(16.8)[c]	61.0(10.0)[d]	463.5(26.6)[d]
Celtra Duo fired	451.4(58.9)[e]	63.6(3.3)[d]	595.1(37.6)[e]
e.max CAD	376.9(76.2)[d]	67.2(1.3)[d]	452.9(16.2)[d]

Figure 4. Comparaison de la dureté, du module d'élasticité et de la résistance à la flexion de l'e.max versus différents matériaux

3. L’assemblage de la céramique enrichie en disilicate de lithium

Le traitement de la céramique enrichie en disilicate de lithium est bien documenté dans la littérature via de nombreux test in vitro. Son conditionnement se doit de commencer par un traitement à l’acide fluorhydrique à 10% pour une durée comprise entre 20 et 40 secondes maximum, au delà on affaiblit la céramique. Après son rinçage et son séchage une application d’une fine couche de silane va permettre d’augmenter la capacité d’adhésion du couple céramique matériaux d’assemblage. (11,12,13)

Dans le cas du scellement conventionnel, la liaison est engendrée par la friction entre le matériau de scellement et la restauration ainsi qu'entre le matériau de scellement et la préparation. Le ciment joue le rôle d’un « joint » qui absorbe la contrainte subit par la restauration. Le scellement conventionnel ne provoque aucune augmentation de la « résistance (totale) » de la restauration tout céramique. (14)

Dans le cas d’un assemblage par collage, la liaison est engendrée par un potentiel adhésif chimique au niveau des interfaces de collage. L’adhésion entre la dent et la restauration, associée à une résine d’assemblage intermédiaire, permet une transmission de la contrainte. Celle ci est d’autant plus importante que l’adhésion est forte. La fixation adhésive entraîne une augmentation de la « résistance à la flexion (totale) » de la restauration tout céramique intégrée. (15,16)

Nous avons sur le marché différents groupes de matériau d’assemblage par collage. Tous dérivant des principes d’adhésions « dent/composite » et intégrant les propriétés adhésives « composite/vitrocéramique+silice ».

4. Matériaux d'assemblage lors du collage : le composite.

1. Généralité sur le composite (17)

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

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

En odontologie, on appelle une résine composite un matériau constitué d'une matrice organique résineuse et d'un renfort constitué de charges. La cohésion entre ces deux matériaux est assurée par un agent de couplage, dit silane (Figure 5).

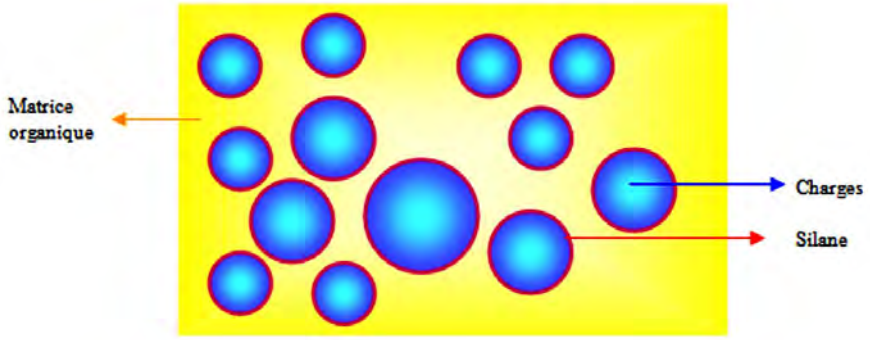


Figure 5 : Représentation schématique d'une résine composite

1. La matrice organique

La matrice organique se compose d'une résine matricielle elle même composée de monomère de « R- di méthacrylates » qui sont des dérivés du Bis GMA et des polyuréthanes. Sa synthèse s'effectue en deux temps :

Réaction d'estérification (Figure 6):

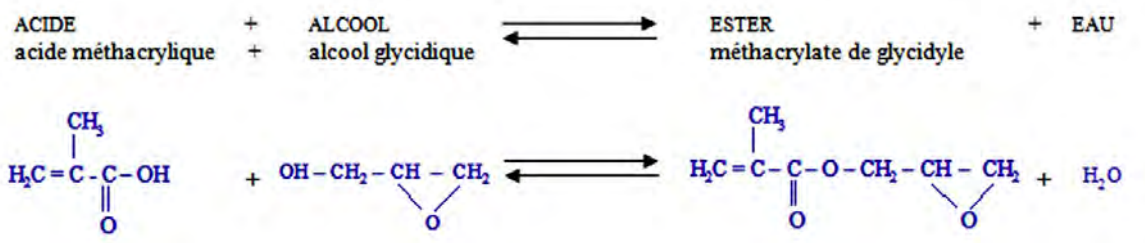


Figure 6 : Réaction d'estérification de l'acide méthacrylique et de l'alcool glycidique

Ces monomères fluides vont subir, lors de leur activation, une réaction d'addition pour former un polymère rigide. L'eau hydrolyse la liaison ester du méthacrylate de glycidyle et du Bisphénol A donnant naissance au Bis-GMA.

Réaction d'addition (Figure 7):

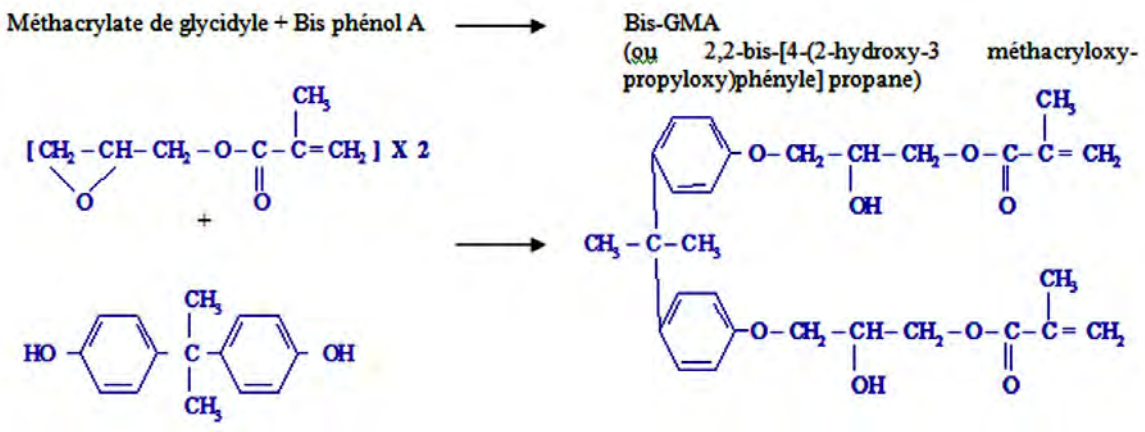


Figure 7 : Réaction d'addition du méthacrylate de glycide et du Bisphénol A donnant naissance au Bis-GMA

L'activation peut être réalisé de deux façons, soit chimique, c'est la chémopolymérisation, soit physique, c'est la photopolymérisation.

Il faut donc, en plus des monomère de haut et bas poids moléculaire, des agents de polymérisation. Il en existe deux types, un amorceur et un activateur. L'activateur va décomposer l'amorceur en radicaux libres qui lui va initier l'élongation du polymère. (Figure 8) :

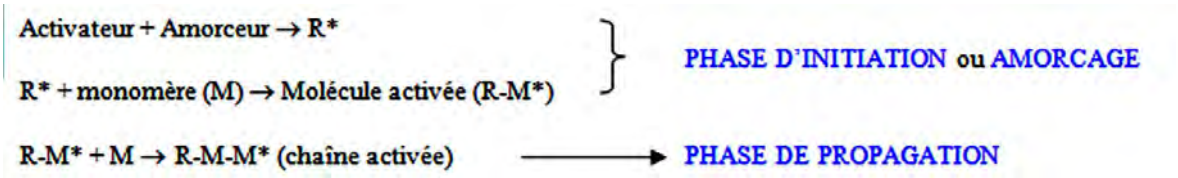


Figure 8 : Représentation schématique de la polymérisation en chaîne mécanisme de polymérisation radicalaire

Les agents de chémopolymérisation ont pour principaux activateurs :

- amines (DMPT, para amino acétate de méthyle et ses dérivés) : inhibées par l'humidité, brunissent en vieillissant,
- acide para-toluène-sulfinique : instable, ne brunit pas, est inactivé par l'oxygène de l'air,
- les thio-urées substituées,
- l'acide ascorbique.

Et pour principaux amorceurs des peroxydes :

- peroxyde de benzoyle,
- peroxyde de cumène,
- tributylhydroperoxyde.

Les agents de photopolymérisation ont pour seul et unique activateur la lumière à une certaine longueur d'onde.

L'amorceur correspond à une amine tertiaire c'est le : DMAEMA (DiMéthylAminoEthylMéthAcrylate) accompagné d'un photo sensibilisateur, il en existe trois principaux *(voir infra)*, le plus utilisé étant la camphoroquinone. Lors de l'irradiation il se produit un couple amine-photo sensibilisateur qui va libérer un radical libre. En l'absence d'oxygène atmosphérique et d'inhibiteurs de prises, les monomères diméthacryliques peuvent polymériser spontanément dans certaines conditions de stockage (chaleur, lumière, ...).

Par conséquent, afin d'éviter la polymérisation spontanée lors de la conservation des matériaux composites, des dérivés du phénol sont ajoutés comme inhibiteurs de polymérisation : hydroquinone (peut provoquer des dyscolorations), monométhyl éther d'hydroquinone, BHT : (2, 4, 6-tritertiary-butyl phénol).

On prendra en compte que l'oxygène est un puissant inhibiteur de polymérisation et que la photopolymérisation ne peut s'exécuter qu'après réaction entre l'amorceur et l'activateur. Les radicaux libres réagissent avec l'oxygène de l'air et entraînent l'absence de polymérisation d'une fine couche d'oligomère à la surface des polymères quel que soit le mode de polymérisation.

2. Les charges

La phase inorganique est constituée par les charges qui renforcent le matériau. Ces charges sont liées à la matrice par l'intermédiaire d'un silane et permettent notamment d'augmenter les propriétés mécaniques ; résistance à la traction, flexion, compression des composites. Elles diminuent également les contraintes dues au retrait de polymérisation, compensent le coefficient de dilatation thermique trop élevé de la phase matricielle et donnent au matériau sa radio-opacité (visualisation radiographique). Les composites actuels contiennent une grande diversité de particules de charge variant par la taille, la composition et le pourcentage de celles-ci.

La taille des charges varie de 0,04 µm à 100 µm, c'est ainsi qu'on parle de composite macrochargé ou microchargé, voir nanohybride. (18)

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

Lors de l'assemblage d'une céramique en situation esthétique par matériaux en résine composite, nous devons nous prémunir de certaines déconvenues. Le joint, bien que le plus fin possible, subit des contraintes mécaniques:

- Abrasion lors du bossage si positionné en vestibulaire/palatin (19)
- Attrition lors de la mastication si positionnée sur les aires occlusales (20)
- Dissolution dans le temps au contact prolongé du fluide salivaire (21)
- Expansion et dilatation thermique lors de l'alimentation (22)

Ces conséquences ont des retombées clinique sur la longévité de ce joint. En effet, cette usure se traduit par une déhiscence au niveau de l'interface dent restauration, responsable de colorations et augmentant le risque de stase bactérienne potentiellement responsable d'une carie secondaire.

L'augmentation du pourcentage des charges et la diminution de la taille de celles-ci ont pour effets d'améliorer l'état de surface - ce qui améliore l'esthétique et diminue l'agressivité du matériau vis-à-vis du parodonte – et d'augmenter la résistance à l'usure du matériau.

Il y a tout intérêt à augmenter le nombre de charge et de diminuer la taille de celles-ci, mais cela entraine une augmentation de la viscosité.

La viscosité est un paramètre capital quand au choix d'un matériau d'assemblage. Comme nous l'avons cité, l'espace pour le matériau d'assemblage entre la reconstitution et la dent doit être le plus fin possible. Cette nécessité s'impose pour différentes raisons. Outre celle déjà vu sur le vieillissement du matériau d'assemblage, les résines composites possèdent une rétraction de prise inhérente à leur chimie avec le passage des liaisons de Van der Walls à des liaisons covalentes. En volume, plus la résine composite est volumineuse plus la retraction de prise est importante: moins le matériau d'assemblage est étanche. L'épaisseur idéale de cet espace doit être l'épaisseur minimum pour la mise en place du matériau d'assemblage indiqué. Lors de la conception de la prothèse, cette épaisseur est simulée par le céramiste sur le modèle en plâtre ou informatiquement par un espaceur. Ce dernier est bien souvent standard et ne correspond pas forcement au matériau d'assemblage utilisé par le praticien.

Un matériau d'assemblage avec une viscosité trop importante risque de créer une sur épaisseur de notre joint ayant pour conséquence immédiate une sur occlusion de la pièce collée.

Nous pouvons déjà conclure à une ambivalence entre :

- Augmentation des charges et amélioration des propriétés physiques du matériau d'assemblage.
- Augmentation des charges et augmentation de la viscosité, préjudiciable à un assemblage correct.

Du point de vue physique, le composite d'assemblage idéal semble devoir répondre, de la moins mauvaise des façons, à cette ambivalence.

Afin de palier aux contraintes de viscosité, les professionnels du milieu dentaire ont apporté 3 grandes réponses:

- Une modification de la chimie des composites (brevets partiellement ou non accessibles) permet de diminuer la viscosité d'un composite sans modifier son pourcentage de charge. Certains composites ont donc une fluidité différente pour un pourcentage de charges relativement identique (Figure 10)
- L'augmentation de la température du composite diminue sa viscosité. Les industriels ont donc créé des « réchauffeurs à composites » afin d'augmenter transitoirement leur température juste avant leurs utilisations (*voir infra*).
- L'augmentation de l'agitation moléculaire de la résine composite augmente sa fluidité. La création d'embout siliconé associé à un phénomène oscillatoire (sonique ou ultrasonique) a permis de créer « un fouloir vibrant », capable de mettre en pression la pièce prothétique tout en augmentant la thixotropie du matériau d'assemblage. (Figure 9).

Figure 9. Insert C20 d'acteon permettant la mise en pression d'une restauration de type inlay onlay ou overlay lors d'un collage

Nom (Fabricant)	Famille	Viscosité	Matrice	Type de charges	Taille des particules de charges	Pourcentage des charges en poids (P) et en volume (V)	Retrait de polymérisation (Vol. %)
Filtek Supreme (3M ESPE)	Microhybride nanochargé	Moyenne	Bis-GMA TEGDMA UEDMA Bis-EMA	Zircone, Silice	Nanomères : 0,02 à 0,075 µm (teintes translucides) et 5 à 20 nm (autres teintes) Nanoclusters : 0,6 à 1,4µm	P : 72,5 (translucide) à 78,5 V : 57,7 à 59,5	2,5
Grandio (Voco)	Microhybride nanochargé	Moyenne	Bis-GMA TEGDMA	Nanoparticules : Dioxyde de silicium ; Fines particules de céramique	20 à 50 nm	P : 87,0 V : 71,4	1,57
Premise (Kerr)	Microhybride nanochargé	Moyenne	Bis-GMA Bis-EMA TEGDMA	Nanoparticules de silice non agglomérées, charges prépolymérisées, Verre d'alumino fluoro boro silicate de baryum	20 nm 30 à 50 γm 0,4 γm	P : 84,0 V : 75,0	1,6
Tetric Evoceram (Ivoclar Vivadent)	Microhybride nanochargé	Moyenne	Bis-GMA < 9 % UEDMA < 8 % TEGDMA < 5 %	Céramique de verre de baryum 50,8 %, Trifluorure d'Ytterbium (YbF3) 17,0 %	taille moyenne des charges 0,04 µm	P : 79,0 V : 60,0	3,3
EsthetX (Dentsply)	Microhybride nanochargé	Moyenne	Bis-GMA Bis-EMA TEGDMA Hexaméthylène disocyanate	Verre d'alumino boro fluoro silicate de baryum > 70 % SiO_2 < 3 %	Etendue de 0,02 à 2,5 µm Nanoparticules de 10 à 20 nm	P : 73,3 à 77,5 V : 60,0	2,3
Enamel Plus HFO (Micerium)	Microhybride nanochargé	Moyenne	Bis-GMA UEDMA	Boro alumino silicate de strontium, SiO_2	SiO_2 : 0,04 µm	P : 75,0 V : 52,0	4,3
Palfique Estelite (Tokuyama)	Microhybride nanochargé	Moyenne	Bis-GMA TEGDMA	Silice-zirconium Charges prépolymérisées de silice	0,2µm	P : 82,0 V : 71,0	*

Figure 10. Tableau SOP 2008 sur les nouveaux composites

2. Composite chémopolymérisable

Principe de la chémo-polymérisation, un électron de l'azote (N) se fixe sur le peroxyde de benzoyle créant un radical libre (R*).

Il s'agit d'une réaction d'oxydo-réduction (Figure 11).

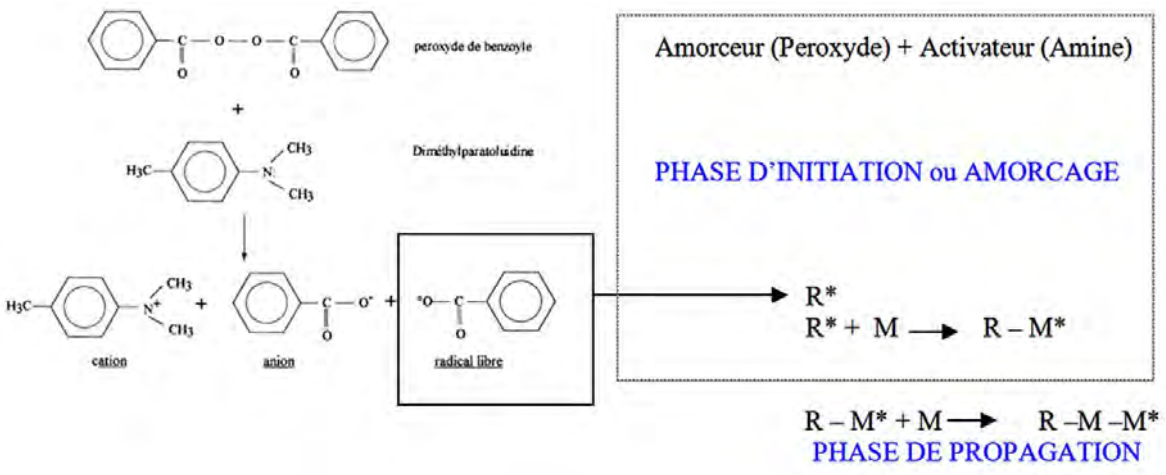


Figure 11 : Réaction de chémopolymérisation

R : radical libre, M : Monomère, M* : Monomère activé*

3. Composite photopolymérisable

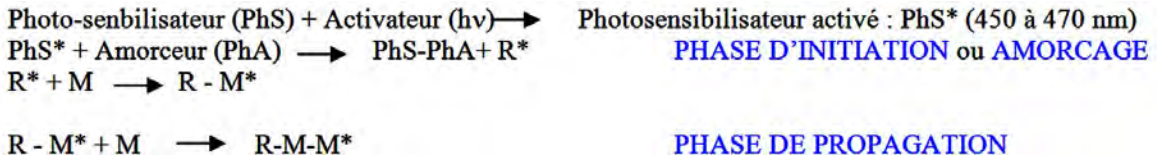


Figure 12 : Représentation schématique de la photopolymérisation

R : Radical libre, M : Monomère, M* : Monomère activé*

Les avantages de la photopolymérisation sur la chémopolymérisation sont notamment (17) :

- une porosité moindre
- une répartition homogène des activateurs
- un temps de travail modulable
- une gamme de teinte beaucoup plus étendue

La qualité de la photo-polymérisation va dépendre:

- de la puissance utile de la lampe (voir infra)
- de la distance entre la lampe et le composite (plus la distance augmente moins la photo-polymérisation sera efficace) (23)
- de la teinte (plus on aura une teinte sombre moins notre irradiation sera efficace) (24)
- du taux et de la nature des charges, plus les charges ont un indice de réfraction proche de celui de la matrice, plus la transmittance est élevée. A puissance équivalente, une même lampe de photopolymérisation permettra de polymériser une plus grande épaisseur de matériau en fonction de la qualité de réfraction des charges. Bien sur si le taux de ces charges augmente, on augmente aussi notre irradiation. (17)

La conséquence d'une mauvaise photo-polymérisation va influencer directement le taux de conversion de la résine composite. Le taux de conversion ou degré de conversion, est le pourcentage de doubles liaisons [C=C] qui se convertit en [C-C] lors de la réaction de polymérisation. Il n'est jamais de 100% et ne dépasse pas 50 à 60% pour les résines composites photopolymérisables. Le degré de conversion est fonction du mode de polymérisation : chémopolymérisation < photopolymérisation < thermopolymérisation. Comme vu précédemment, il dépend de la nature de la matrice et des charges, donc de la capacité à être irradié en fonction de la réfraction de ces mêmes charges, de la taille des charges (plus elles seront petites plus on pourra avoir de charges), de la teinte du composite, de la puissance de la source lumineuse, du temps d'irradiation et du volume de composite à irradier. (25)

On peut résumer la formation des composites par le schéma ci dessous (Figure 12), mettant en valeur aussi bien la composition de celui-ci que la nécessité d'une polymérisation performante.

La photopolymérisation des résines composites est une polymérisation par addition de type radicalaire. Cette réaction se décompose en trois phases : une phase d'initiation qualifiée de lente, une phase de propagation qualifiée de rapide et une phase de terminaison.

La phase d'initiation, va concerner l'activation des monomères par les radicaux libres qui sont issus de la dégradation de la camphroquinone par la lumière bleue, on aura alors l'ouverture des doubles liaisons C=C. Puis ensuite la phase de propagation qui concerne l'étape d'élongation du polymère. C'est au

cours de cette étape que la chaîne macromoléculaire se forme par addition successive d'unités monomériques sur la chaîne de polymère naissante. La consistance du matériau va alors évoluer, on a la gélification : passage d'un état de liquide visqueux à celui d'un gel élastique, c'est lors de cette étape qu'on va pouvoir éliminer les excès de notre futur matériau d'assemblage. La vitrification : passage d'un état caoutchouteux à celui de verre. La viscosité devient si importante que la diffusion des monomères est limitée. Le taux de polymérisation diminue c'est l'autodécélération. La vitrification empêche toute réaction supplémentaire, et explique pourquoi le degré de conversion ne peut atteindre 100%, même dans des conditions optimales de polymérisation. La majeure partie de la polymérisation se fait donc pendant le temps d'irradiation. La phase de terminaison : il s'agit de l'arrêt de la réaction de polymérisation. La réaction s'arrête lorsqu'il n'y a plus de radicaux libres disponibles ou lorsque les monomères ne peuvent plus diffuser à la fin de la phase de propagation (vitrification).

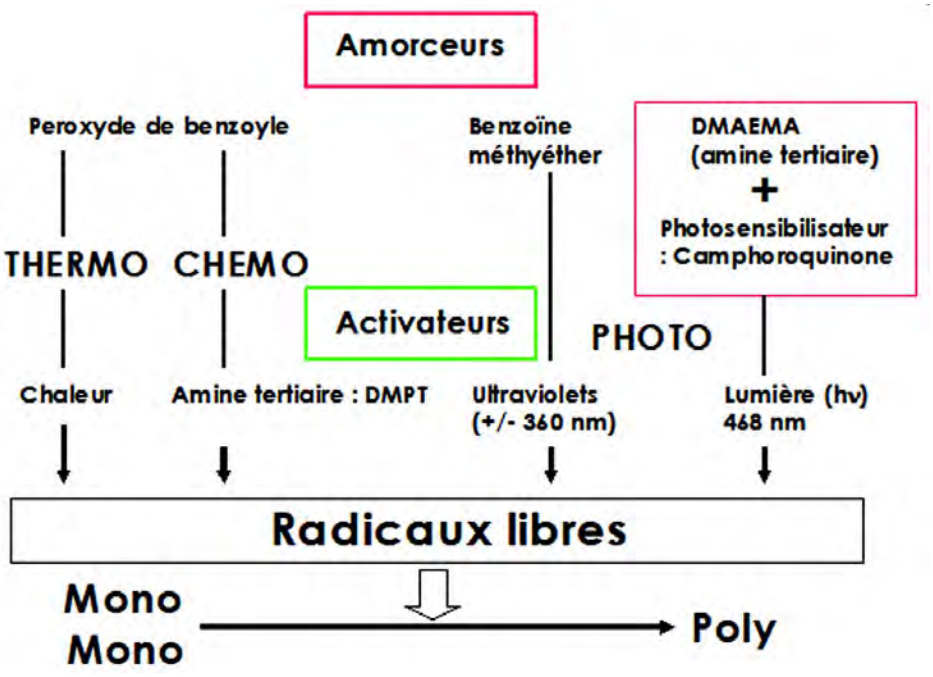


Figure 12 : Principaux modes de polymérisation des composites dentaires

A la fin de la réaction, il subsiste des radicaux libres piégés, des doubles liaisons, des monomères et des photoinitiateurs n'ayant pas réagi. Ces composants résiduels influencent les propriétés des composites en diminuant leurs propriétés mécaniques, physiques et chimiques. (26)

4. Les composites d’assemblage

Il semble, à ce stade, nécessaire de soulever qu’on peut classer de plusieurs façon les composites d’assemblage. Soit par leur mode de polymérisation, soit par leur mode d’adhésion. Il existe désormais beaucoup de ces composites sur le marché.

Nous retrouvons:

- Les composites de collage dual sans potentiel adhésif
- Les composites de collage dual avec potentiel adhésif
- Les colles duales auto-adhésives
- Les composites de restauration
- Les composites de collage photo-polymérisables sans potentiel adhésif.

(Voir annexe: liste des composites d’assemblage)

Afin de cibler notre propos sur les matériaux communément acquis comme performant, nous exclurons de notre exposé tous les composites de collage avec potentiels adhésifs ainsi que les colles auto-adhésives qui ne sont pas indiquées dans les situations cliniques de notre travail. (27,28,29,30)

On peut définir comme qualité principale d’un bon matériau d’assemblage sa rétention. L’objectif premier est de faire tenir notre restauration, il faut donc que les forces d’adhérences soient supérieures aux contraintes que va subir la restauration. Au niveau de sa manipulation, elle doit être facile; un compromis entre « performance » et « accessible à tous les praticiens » peut être un critère décisionnel à prendre en considération.

Le temps de travail doit être relativement long afin de positionner sans stress la pièce prothétique en place et d’enlever correctement les excès sans pour autant porter atteinte à la qualité du joint.

Le temps de prise se doit d’être court et doit permettre au matériau d’acquérir le plus rapidement possible le maximum de ses capacités intrinsèques.

1. Les composites de collage conventionnels de type dual sans potentiel adhésif

Ils sont dits duals, car ils sont à la fois chémopolymérisables et photopolymérisables. Proche du composite de restauration, ils vont se différencier par leur fluidité qui est voué à réaliser un joint de collage le plus faible possible lors de l'insertion de la pièce, ils sont donc moins chargés que le composite de restauration (16). Ils ne possèdent aucun potentiel adhésif c'est à dire qu'ils nécessitent d'utiliser un système adhésif amélodentinaire, au niveau de la dent et dans le cas de la céramique enrichie au disilicate de lithium, un silane après un mordançage à l'acide fluorhydrique pour la pièce prothétique.

On peut citer dans ce cas là, le Variolink Esthetic DC d'Ivoclar Vivadent, RelyX Ultimate de 3M ESPE, Calibra de Dentsply, Duolink de Bisco, et utilisé ici au centre de soins le Nexus Third Generation de Kerr.

2. Les composites de collage conventionnels photo-polymérisables

L'apparition récente de ces matériaux d'assemblage est principalement due à une nécessité de résultat esthétique et de contrôle complet de la polymérisation par le praticien. Ces composites sont dépendants de notre activation, ils ont donc un temps de travail illimité, ils sont en général préconisés par les fabriquants pour les facettes, car ils n'ont pas d'amines tertiaires étant donné que l'activation se fait uniquement via la lampe, on aura donc une stabilité optique du joint améliorée dans le temps.

On peut citer Variolink Esthetic LC d'Ivoclar Vivadent ou encore RelyX Veneer 3M ESPE qui sont disponibles dans de nombreuses teintes, avec notamment des « try in » pour simuler le futur résultat.

Toutefois la mise en valeur des qualités par les fabricants (absence d'amines tertiaires responsables de la chémopolymérisation et temps de travail illimité), par rapport à leurs grands frères aux propriétés duales, se fait au détriment de l'accès à la composition de ces composites. Il est donc regrettable de ne pas pouvoir les intégrer correctement à cette étude comparative.

3. Le composite de restauration

Le concept ici consiste à utiliser un composite de restauration pour assembler notre pièce prothétique. On privilégiera les composites hybrides nanochargés, car ce sont eux qui possèdent les meilleures qualités physico-chimiques, mécaniques et optiques sur le marché (18).

Le composite hybride nanochargé possède comme son nom l'indique des charges de très petites tailles qui permettent d'en augmenter la quantité dans un même volume ce qui permet d'améliorer les propriétés mécaniques.

Un des avantages de cette augmentation est un plus faible retrait de polymérisation, car plus de charges dit moins de matrice organique.

On aura un comportement mécanique meilleur, avec une meilleure résistance à l'usure et un ralentissement du vieillissement du joint vis à vis d'un composite de collage.

Il est uniquement photopolymérisable, donc cela entraine un temps de travail long, il sera plus facile d'éliminer les excès de ce composite, car plus la viscosité augmente plus il est facile de gérer nos excès, la gestion du joint est donc facilitée et il suffira de le polir.

Ses qualités optiques, avec une large gamme de teinte, permettent un très bon rendu esthétique, de plus ils n'ont pas d'amines dans leur composition donc pas de jaunissement du joint.

Les deux problèmatiques que soulèvent cette alternative sont à la fois des avantages et des inconvénients:

- la viscosité du composite de restauration, car, comme nous l'avons vu, s'il est trop visqueux l'insertion sera plus compliquée.
- l'unique façon de l'activer, la photopolymérisation, car cette dernière devra se réaliser à travers l'épaisseur de la pièce prothétique qui absorbera une partie des photons.

4. La température et les composites

1. Le composite de restauration et la température

Comme nous l'avons vu, la viscosité est la propriété qui détermine le degré de mobilité moléculaire d'une résine composite. Pour améliorer les paramètres de viscosité sans modifier le taux de charge et obtenir un meilleur taux de conversion certains auteurs ont donc proposé de réchauffer le composite.

Réchauffer des composites (Figure 13) de restauration a pour conséquences (31,32,33) :

- D'entrainer une énergie thermique élevée qui provoque une amélioration de la mobilité des monomères, ce qui diminue la viscosité.
- D'obtenir des valeurs de taux de conversion plus élevées par rapport à un composite polymérisé à température ambiante.
- De diminuer le temps de polymérisation pour atteindre un même niveau donné de conversion.
- D'améliorer la manipulation et d'homogénéiser le matériau d'assemblage afin de faciliter sa manipulation grâce à un meilleur écoulement.
- D'obtenir une meilleure adaptation marginale.

Figure 13. Exemple d'un dispositif de réchauffage de composite : le *Calset*

Or nous avons vu que le degré de conversion influence plusieurs paramètres comme :

- les propriétés mécaniques,
- la solubilité,
- la stabilité dimensionnelle,
- la stabilité optique,
- la biocompatibilité des résines composites par le re-largage de monomères.

En effet un fort degré de conversion va de pair avec une micro-dureté élevée ce qui entraine un joint plus résistant donc une moindre solubilité.

La stabilité dimensionnelle, elle, devrait être négative étant donnée que plus le degré de conversion augmente plus la rétraction de prise augmente, mais la diminution de la viscosité permet de compenser cela par un « effet de relaxation de chaine ». De plus, le taux de charges inorganiques de ces composites est important (65% des charges en moyenne) entrainant moins de phase organique diminuant ainsi la contraction.

La stabilité optique sera meilleure car le matériau sera plus homogène et plus stable si son taux de conversion augmente. (34,35)

Une augmentation de la micro-dureté a souvent été utilisée pour évaluer les propriétés mécaniques des composites de restauration. Une étude récente, nous montre une augmentation significative de la microdureté en surface et à 2 mm de profondeur pour les composites réchauffés par rapport aux composites polymérisés à température ambiante. Ces éléments sont en faveur d'un meilleur taux de conversion pour un composite réchauffé. (36)

Il est admis qu'une élévation ou une diminution de la température intra pulpaire de cinq degrés ou plus peut entrainer une nécrose pulpaire. Or lors d'une photopolymérisation il y a une transmission de chaleur qui s'ajoute à celle dégagée par le composite réchauffé. Celle-ci va dépendre de l'épaisseur des tissus dentaires restants et de la conduction des matériaux. En tenant compte de l'ensemble de ces paramètres, il a été rapporté une augmentation de la température intrapulpaire inférieure à 1°C lors de l'insertion de composites réchauffés à 60°C par rapport à des composites insérés dans les mêmes conditions à température ambiante (37).

Dans les deux minutes qui suivent le réchauffage du composite, la moitié de la température est déjà perdue. C'est pour cela qu'il doit être utilisé immédiatement après la sortie du dispositif afin de bénéficier des avantages liés à la procédure de réchauffage.

La valeur de l'augmentation de température du composite a aussi une importance. Des températures trop faibles (3°C) ont pour conséquence des valeurs de conversion de l'ordre de 35%. Des températures trop élevées ont aussi des conséquences. À 90°C, la résine composite subit une dégradation de ses photo-initiateurs. A partir de 140°C, elle peut subir une polymérisation thermique spontanée. Après 8 heures à 54°C, on observe une baisse significative du degré de conversion.

Il est conseillé de chauffer le composite sans dépasser 60°C et de limiter le stockage dans le dispositif de réchauffage à 4 heures au maximum. (35)

Par ailleurs, il est à noter qu'au sein d'un même composite, l'augmentation de sa température ne donnera pas la même viscosité en fonction de sa teinte (38). Spadacini et all ont montré que réchauffer un composite de stratification d'une même gamme, mais avec différentes teintes, influençait certes sa viscosité; mais que les teintes émail et dentine avaient des viscosités qui diminuaient quand on passait de 25°C à 45°C puis 60°C, à l'inverse les teintes incisales avaient une viscosité qui réaugmentaient après 45°C.

La clé de notre choix pour décider quel composite de restauration nous allons pouvoir réchauffer va être dans la composition de sa matrice.

En effet Khold Al-Ahdal et Coll (32) ont analysé différents composites ayant un taux de charge semblable tel que le Esthet. XHD (EXHD : 60%) et le Venus Diamond (VD : 64%). Leurs viscosités à 25 degrés est égale 281kPa.s pour le EXHD et 84.71kPa.s pour le VD. Ils ont rapporté une différence de viscosité, à 37 degrés, de 41,72kPa.s pour le EXHD et 28.43kPa.s pour le Venus Diamond. Soit une variation de viscosité de 85% pour le EXHD contre 66% pour le VD.

Quand on regarde la composition de la matrice on voit que le Esthet XHD a pour composition bis-GMA, TEGDMA et bis-EMA à l'inverse du Venus Diamond TCD-DI-HEA et UDMA. L'absence de bis-GMA et bis-EMA est mise en valeur, puisque les composites qui en possèdent sont les plus sensibles à une diminution de leurs viscosités lorsqu'on augmente la température. (32)

On peut donc réchauffer tous les composites mais pas avec le même résultat au niveau de leur thixotropie.

Pour conclure, si le choix du matériau d'assemblage se porte sur les résines composites de restauration, nous privilégierons des composites de restaurations fortement chargés (nano-hybrides) avec une viscosité moyenne à température ambiante et qui ont dans leur composition des monomères bis-GMA et bis-EMA, car ces derniers seront plus sensibles à l'effet de la chaleur sur la modification de leur viscosité.

2. Le composite d'assemblage dual sans potentiel adhésif et la température

Si réchauffer notre composite de restauration augmente son taux de conversion, il semble assez logique de faire de même avec notre composite d'assemblage classique en prenant quelques précautions. En effet, réchauffer les composites d'assemblages augmente leur taux de conversion mais diminue leur temps de travail. Toutefois quand on prend l'exemple du Calibra (83.4s de temps de travail : TT) à 25 degrés, température considérée ambiante et du Variolink II (95.3s TT) à 37 degrés on constate que le temps de travail est presque équivalent pour un gain de taux de conversion considérable : Calibra à 25 degré sous 3mm d'épaisseur de céramique 52.9%, Variolink II à 25 degré sous 3mm d'épaisseur de céramique 54.5%, Variolink II à 37 degrés sous 3mm d'épaisseur de céramique 63.6%. (39,40)

Au delà de 37 degrés le temps de travail diminue trop rendant le composite d'assemblage inutilisable, en effet à 50 degrés le temps de travail du Calibra passe à 10s et celui du Variolink II à 31s comme le montre M Oliveira and all (39)

Quand nous voyons le gain de presque 10% de taux de conversion lorsqu'on passe de 25 à 37 degrés avec un temps de travail de 95,3s toujours à 37 degrés pour le Variolink II il semble intéressant d'inclure cela dans notre protocole d'assemblage.

On ne peut toutefois pas le généraliser à tous les composites de collage dual sans potentiel adhésif car le Calibra à lui un temps de travail de 22s à 37 degrés, cela parait un peu juste pour assembler la pièce de façon sereine…

5. Choix entre le composite de restauration photopolymérisé et le composite de collage dual sans potentiel adhésif lors de l'assemblage d'une restauration partielle enrichie en disilicate de lithium dans le secteur postérieur, revue de la littérature

Le choix du matériel d'assemblage va faire intervenir de nombreux paramètres. Notamment l'épaisseur de la restauration, la translucidité de la céramique, la teinte de celle-ci, la qualité de notre lampe à photopolymériser (voir infra), mais aussi la préparation réalisée.

L'épaisseur de la céramique tout d'abord qui conditionne l'absorption des photons pour une même intensité de temps d'insolation. À intensité et temps d'insolation identique, le taux de conversion diminue au fur et à mesure qu'augmente l'épaisseur de la céramique (41), or comme nous l'avons vu précédemment le taux de conversion conditionne la microdureté et donc la réussite de notre assemblage. La microdureté des composites de collage diminue assez logiquement de façon inversement similaire à l'augmentation de l'épaisseur de la céramique. (42,43,44).

Toutefois on note que pour des épaisseurs inférieures à 2mm, on a un meilleur taux de conversion et une meilleure microdureté chez les matériaux d'assemblage photopolymérisables que chez les matériaux d'assemblage à prise duale (42,45).

De plus, la microdureté du composite réchauffé est supérieure à celle des autres matériaux d'assemblage tout facteur variant (44).

Enfin on soulignera que l'atténuation de la lampe à photopolymériser est de 99% lorsque l'épaisseur de la céramique enrichie en disilicate de lithium atteint les 6mm. (46)

La translucidité de la céramique intervient également dans le choix de notre matériau d'assemblage. En effet, pour une épaisseur de céramique, un temps et une intensité d'insolation constants, l'augmentation de l'opacité de la restauration augmente l'absorption des photons entrainant une diminution du taux de

conversion (47,48). La translucidité de la restauration va elle aussi diminuer avec l'augmentation de son épaisseur, ce qui va diminuer la capacité des rayons lumineux à pouvoir photopolymériser le matériau d'assemblage. (49).

La translucidité fait varier notre taux de conversion tout comme la teinte, plus on est foncé (A3,A3.5,A4) plus il est difficile d'obtenir un taux de conversion élevé seulement avec la lampe à photopolymériser, et ce d'autant plus que la restauration est épaisse. En effet pour une épaisseur de 4mm de céramique en A4, on a une diminution de la microdureté du matériau d'assemblage égale à 3 par rapport à la teinte A1 (24,50).

La préparation réalisée (inlay, onlay, overlay), par son facteur de configuration va conditionner la friction du matériau d'assemblage sur les parois dentaires. Ainsi P. Magne et son équipe ont évalué la capacité d'un inlay, onlay et overlay à être collé par un composite réchauffé et un composite de collage classique sans potentiel adhésif (51). Ce que nous retirons de cette étude, c'est certes, la confirmation que lorsqu'il est réchauffé, le composite de restauration obtient une meilleure adaptation et un joint plus fin que le composite d'assemblage classique dual non réchauffé, mais surtout qu'il n'y a pas la même friction entre un inlay et un onlay ou overlay lors de son assemblage. Il est conclu qu'il est plus évident de faire fuser du composite de restauration réchauffé entre deux parois dentaires que lorsque celles-ci augmentent. Le risque de sur occlusion avec un composite de restauration réchauffé est augmenté pour les inlays par rapport aux overlay et onlays.

La compilation de ces paramètres nous amène à dresser une proposition de choix quand à la sélection du matériau d'assemblage idéal pour les restaurations indirectes partielles en vitrocéramiques enrichies au discilicate de lithium dans le secteur postérieur :

Si celles ci sont inférieures à 2mm d'épaisseur, au vu de la bibliographie (42,44,45,46,47,50) et des avantages du composite réchauffé avec notamment un temps de travail illimité, une facilitation d'élimination des excès, une microdureté supérieure et un composite adaptable au niveau optique (choix d'une gamme de teinte conséquente), nous préconisons son usage pour le collage dans cette situation.

En ce qui concerne les épaisseurs supérieures à 5mm, il apparait difficile d'obtenir un taux de conversion correct sans un mécanisme double de polymérisation, à la fois une chémopolymérisation et une photopolymérisation. En aucun cas juste une chémopolymérisation sera suffisante (48), car il y aura toujours du composite que nous pourrons photopolymériser avec notre lampe et qui sera accessible directement au niveau du joint. Ainsi un composite dual de collage sans potentiel adhésif (28,29) que nous chaufferons mais à 37 degrés seulement, semble être, dans cette situation, la solution pertinente.

En ce qui concerne la zone qui demande réflexion, entre 2mm et 5mm, celle-ci mérite selon nous d'être divisée en plusieurs catégories pour essayer de dégager une conduite à tenir. En effet vont entrer en compte la teinte et le type de la restauration, la translucidité du bloc de disilicate de lithium et bien sur l'épaisseur de la céramique.

A la lumière de ces études et des arguments cités au-dessus nous avons proposé les tableaux suivant :

Inlay

	HT	**HT**	**MT**	**MT**	**LT**	**LT**
2-3mm						
3-4mm						
4-5mm						
	A1-A2	A3-A4	A1-A2	A3-A4	A1-A2	A3-A4

Onlay - Overlay

	HT	**HT**	**MT**	**MT**	**LT**	**LT**
2-3mm						
3-4mm						
4-5mm						
	A1-A2	A3-A4	A1-A2	A3-A4	A1-A2	A3-A4

Avec vert composite réchauffé, bleu composite dual

6. La lampe à photopolymériser

Comme nous l'avons vu la lampe à photopolymériser est l'outil indispensable d'une bonne polymérisation. Les contraintes décrites et imposées par l'épaisseur de la céramique, sa translucidité et sa teinte sur la polymérisation ne peuvent être compensées sans l'utilisation d'une lampe à photopolymériser performante et bien utilisée. Toutefois le développement de cette partie a été conçu du point de vue d'une lampe performante pour un assemblage, nous avons conscience que les qualités nécessaires à l'assemblage (puissance), ne sont pas les mêmes que pour les restaurations directes.

1. Historique de la lampe à photopolymériser

Tout d'abord, il est important de souligner l'évolution de celle-ci. Les premières lampes ont été à ultra violet, maintenant interdites car pouvant causer des cataractes pour l'utilisateur (52). Les spectres d'émissions sont désormais de l'ordre du visible. En ce qui concerne les lampes à photopolymériser qui émettent dans les spectres du visible il existe deux grandes catégories principales, les lampes à quartz (QTH : quartz tungsten halogen lights) et les lampes à LED (light emitting diodes). La première catégorie a été remplacée peu à peu par la deuxième, de nos jours on travaille principalement avec des lampes LED.

Il y a eu trois générations de lampe à LED. La technologie de la LED met en avant de nombreux avantages : une alimentation moindre, pas de filament, et une efficacité augmentée de génération de photon vis à vis des autres sources lumineuses. De plus, elles sont facilement alimentées par batterie, les rendant « sans fil » permettant donc une meilleure ergonomie de travail. Une LED a une durée de vie de plusieurs milliers d'heures. (53)

La première génération a servi à mettre la LED sur le marché, c'est à dire que le but était de produire quelque chose de semblable aux QTH en termes de résultats, le principal problème de cette génération étant la nécessité de dissiper la chaleur produite pour éviter l'endommagement des LEDs. Elles étaient composées de 8 à 64 LED de faible puissance. (Figure 14)

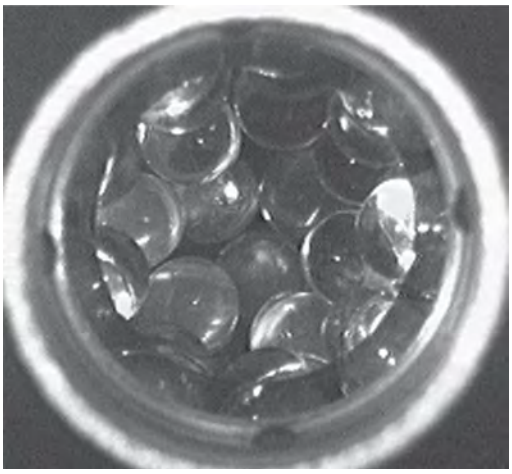


Figure 14. Photo d'un émetteur d'une lampe LED de première génération arrangé en grappe.

La première génération produisait une puissance relativement faible mais celle-ci pouvait rivaliser avec les QTH de part son émission très centrée sur la Camphorquinone. (Figure 15) (54).

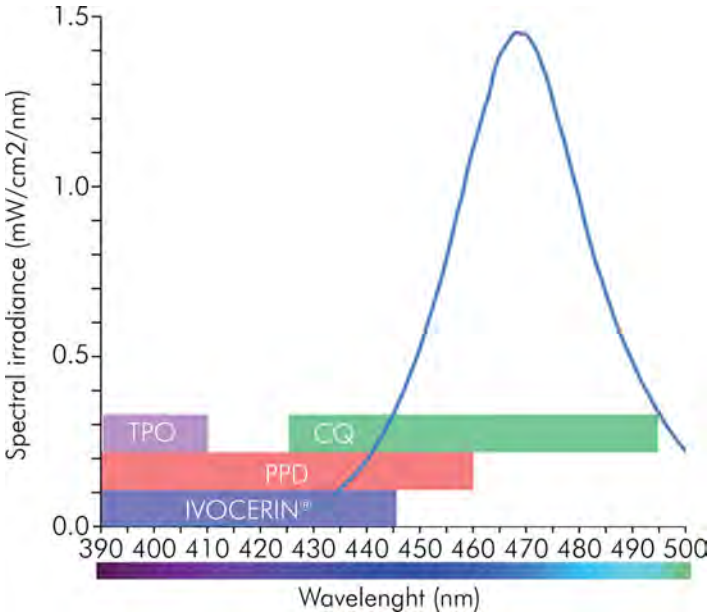


Figure 15. Spectre d'émission d'une lampe de première génération

La deuxième génération voit des lampes plus puissante apparaitre grâce à l'avancé des puces. En effet des LED de 10 à 15 W sont incorporées permettant de dépasser tous les autres types de lampes du marché en termes de production de photon. (Figure 16)

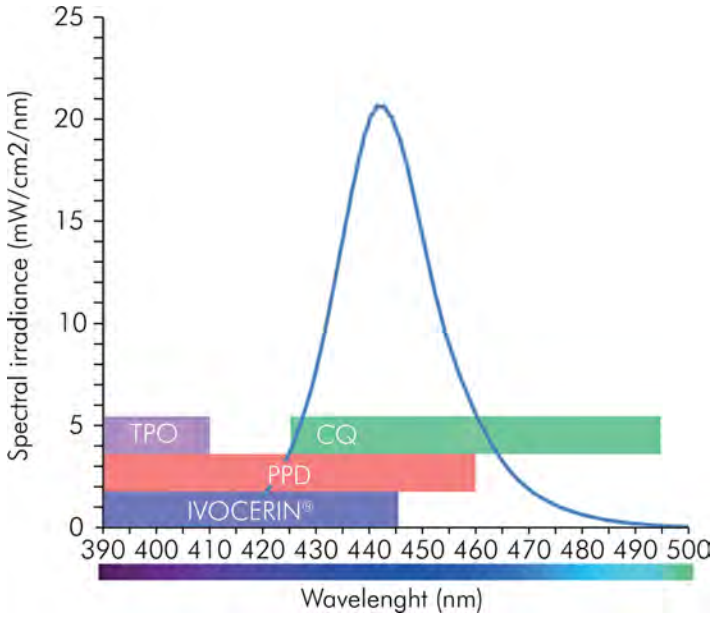


Figure 16. Spectre d'émission d'une lampe de deuxième génération

La troisième génération de LED dérivent de la deuxième et a pour but de toucher plusieurs types de photo-initiateurs. Comme nous le verrons par la suite, il en existe un certain nombre qui répondent à différents types de spectre et présentent des avantages et des inconvénients. Cette génération va donc assembler plusieurs types de LED au sein d'une même lampe à photopolymériser. On passe de LED exclusivement bleu à des LED bleues et violettes qui couvrent donc une plus large gamme du spectre photométrique. Un fabriquant a par exemple incorporé trois différentes LED, 2 bleues (émission proche de 460 nm), une autre bleue (émission proche de 445 nm), et une violette (émission proche de 400 nm). La totalité de ces émissions va permettre de couvrir un large spectre photométrique et donc tous les photo-initiateurs contemporains que nous verrons par la suite. On peut voir le spectre d'émission typique d'une lampe de 3ème génération ci dessous. (Figure 17).

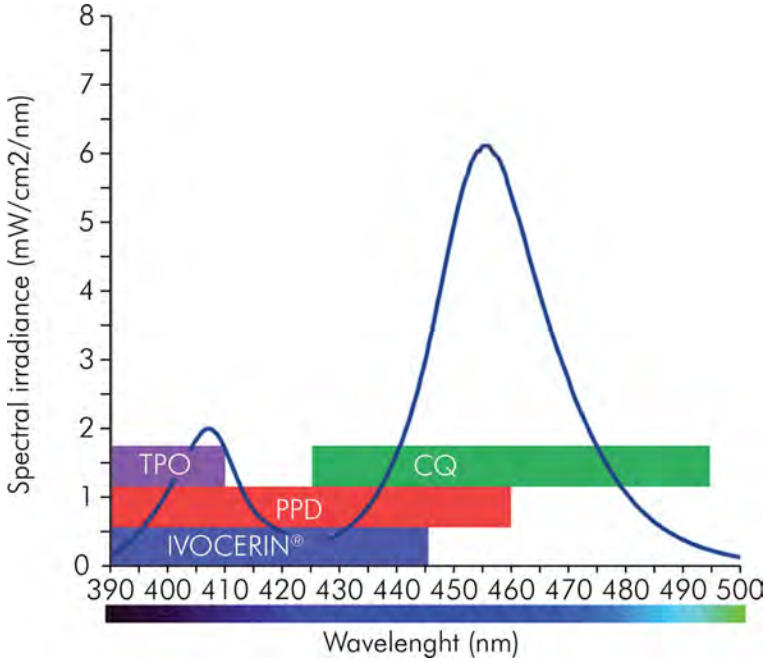


Figure 17. Spectre d'émission typique d'une lampe de 3ème génération

De plus cette 3ème génération a aussi vu le développement d'une deuxième forme de lampe. La forme classique est celle de pistolet, avec la LED à l'intérieur de la crosse et l'utilisation d'une fibre optique qui va guider l'émission des photons vers la zone à éclairer. Le nouveau concept est celui d'une lampe en forme de stylo. Ce concept peut aussi être équipé d'une fibre optique mais il devient vraiment intéressant quand la LED se situe directement au niveau de la zone buccale de la lampe. Ceci permet d'être directement sur la zone à photopolymériser et donc d'être plus précis et d'amener la source au plus prêt de la zone de travail et ainsi transmettre un maximum de lumière à la restauration.

Ci dessous de haut en bas un exemple d'une forme en stylo, d'une forme intermédiaire et pour finir d'une forme en pistolet classique. (Figure 18)

Figure 18. Différent types de formes de lampe à photopolymériser

2. Les photo initiateurs contemporains

Actuellement, il existe de nombreux photo-initiateurs. Le plus couramment utilisé est la camphorquinone (CQ, 1,7,7-trimethylbicyclo[2.2.1]heptane-2,3-dione). (Figure 19). La CQ est développée pour fonctionner dans le domaine du visible, le système combine un échange de proton entre une amine tertiaire et la camphorquinone quand celle-ci est dans un état excité. Elle utilise donc une molécule intermédiaire, une amine, qui va elle enclencher la réaction de polymérisation. On parle de photo-initiateur de type 2. Or les systèmes de photopolymérisation incorporant la CQ sont moins photon-efficients que les photo-initiateurs de type 1 (55). De plus la camphorquinone est de couleur jaune ce qui a tendance à donner une coloration à la restauration.

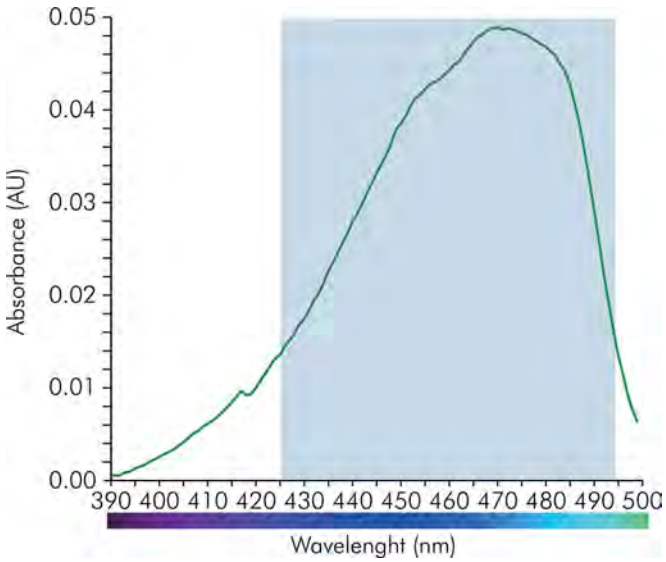


Figure 19. Spectre d'absorption de la camphorquinone, 425 à 490 nm

Pour contrer l'aspect jaunâtre du à la camphorquinone, d'autres photo-initiateurs ont été développés comme la Lucirin® TPO (2,4,6-Trimethylbenzoyldiphenylphosphine oxide).

Comme on peut le voir ci-dessous (Figure 20), le spectre diffère complètement de celui de la camphorquinone, au départ utilisé seul, le TPO est désormais utilisé en combinaison avec la CQ pour une meilleure action de polymérisation ainsi qu'une diminution de l'aspect jaunâtre qu'engendre la CQ. De plus le TPO est un photo-initiateur de type 1, donc sans intermédiaire, il est donc plus photon efficient. (55)

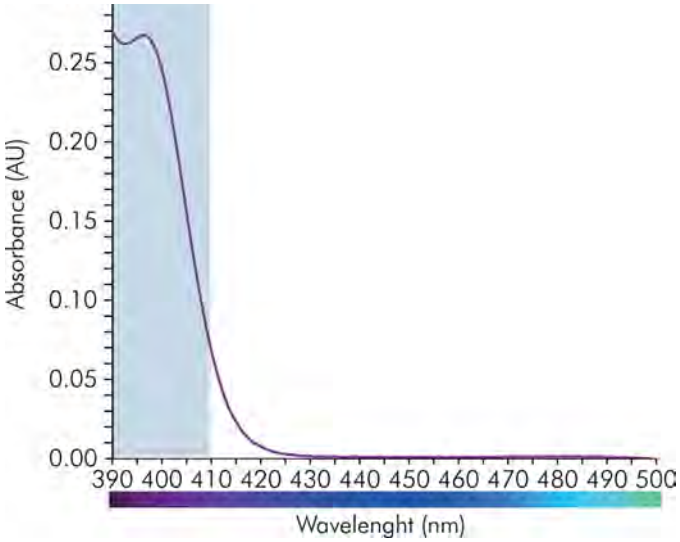


Figure 20. Spectre d'absorption du TPO, 390 à 410 nm

Un autre photo initiateur de type 2 est le PPD, qui correspond à 1-phenyl-1,2-propanedione. Son spectre est beaucoup plus large et plus dans le bleu que la CQ (Figure 21). Il sera lui aussi utilisé en combinaison de celle-ci avec toujours les mêmes buts, réduire la couleur jaunâtre engendrée par la CQ et augmenter la polymérisation.

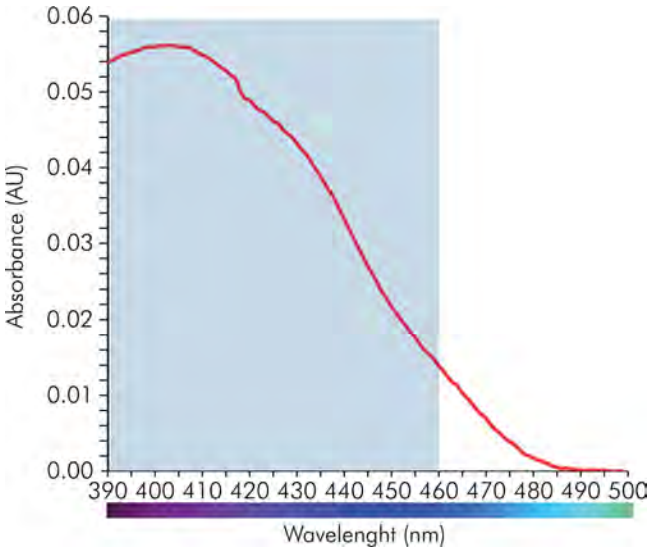


Figure 21. Spectre d'absorption du PPD, 390 à 460 nm.

On peut en citer un dernier qui est commercialisé par Ivoclar Vivadent : Ivocerin®, son spectre d'absorption varie entre 390 et 445 nm.
Il est important de souligner que, en plus d'avoir différents spectres d'absorption, chacun de ces photo-initiateurs a une capacité différente à absorber la lumière. (Figure 22)

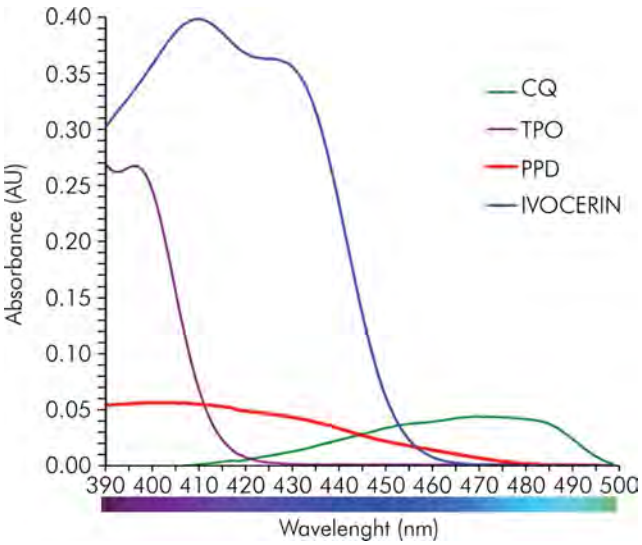


Figure 22. Comparaison de l'absorbance de ces 4 photoinitiateurs

L'absorbance correspondant à la capacité d'un milieu à absorber la lumière qui la traverse, on voit qu'il nécessitera moins de photon par exemple pour le TPO et l'ivocerin que pour la CQ et le PDD pour polymériser. Il convient alors de parler de puissance de lampe, car c'est en en effet la puissance de celle-ci qui permet de générer des photons.

3. La puissance de la lampe à photopolymériser.

La puissance d'une lampe à photopolymériser ou intensité lumineuse, s'exprime en général en milliWatts. L'intensité lumineuse peut être définie comme le nombre de photons émis dans une même direction par unité de temps. Celle - ci dépend du nombre de LED et de la puissance de chacune des LEDs.

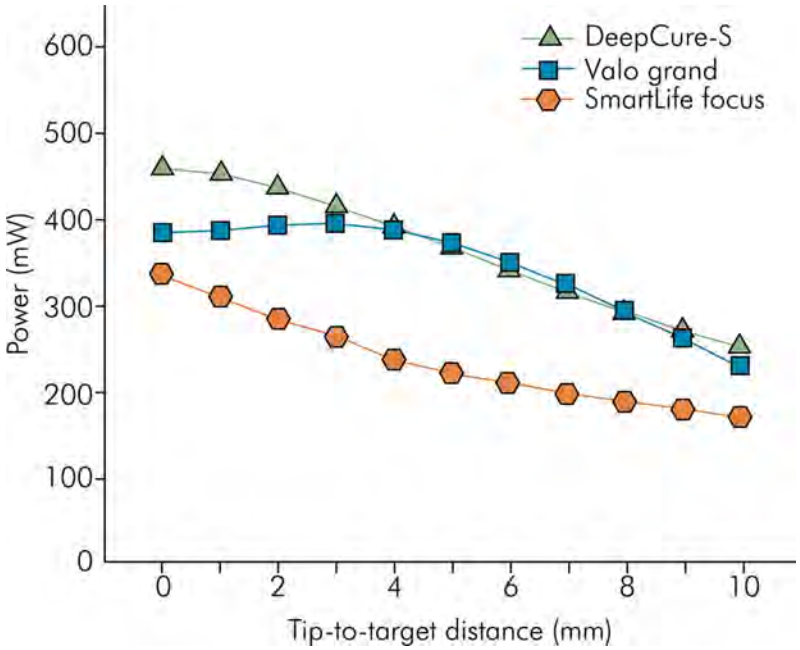


Figure 23. Diagramme de puissance d'une lampe en fonction de la distance à sa cible

Le diagramme ci-dessus (Figure 23) montre que l'intensité diminue en fonction de la distance de la lampe à sa cible. Il est donc essentiel de rapprocher au plus prêt l'embout de notre lampe, et donc de concentrer notre émission de photon. Ceci est trompeur pour le praticien car la puissance annoncée par le fabricant est celle à la sortie de la lampe or, nous sommes en général à 5 millimètres de distance et donc selon le diagramme ci dessus nous perdons déjà de la puissance.

C'est pour cela qu'il est insuffisant de ramener simplement la puissance d'une lampe à ses milliWatts.

En effet, l'embout d'une lampe est déterminant dans la puissance de celle-ci. Dès lors, nous parlerons de surface d'irradiation, ou de densité de puissance et donc de milliWatts par centimètre carré, mW/cm2.

La largeur du guide de lumière va donc directement influencer le nombre final de mW/cm2, puisque celle-ci correspond à la partie métrique de cette mesure.

C'est ici qu'il convient de faire attention dans les annonces commerciales, supposons une lampe de 350 mW de puissance avec un guide de lumière de diamètre de sortie de 6 mm. Cette lampe aura une densité de puissance de 1 250 mW/cm2 (350/surface du guide qui est 0,29 cm2), alors qu'une seconde lampe de 700 mW aura une densité de puissance de 900 mW/cm2 avec un embout de 10 mm de diamètre. Le premier fabricant pourra faire croire que sa lampe est plus puissante (1 250 mW/cm2) que le second (900 mW/cm2), alors que cela est faux puisque la seconde lampe (700 mW) est deux fois plus puissante que la première (350 mW). Si la seconde lampe utilisait le même guide (6 mm) que la première, sa densité serait alors de 2 400 mW/cm2 en théorie. (56)

Le guide de lumière est donc une qualité essentielle intrinsèque de la lampe à photopolymériser.

Figure 24. Différents types d'embouts lumineux

Bien sur, il existe comme vu précédemment des lampes dont les LEDs sont directement en contact avec la zone buccale et donc qui s'affranchissent du guide de lumière. Mais celles-ci sont non stérilisables, et accumulent beaucoup de chaleur sur la zone photopolymériser. Elles sont donc à éviter pour ne pas chauffer la pulpe.

Le guide lumière est composé d'une fibre optique (ou plusieurs) elle même composée d'un coeur, enrobé d'une gaine d'optique le tout recouvert d'un revêtement de protection. Elle peut être monofibrée ou multifibrée

Une fibre ayant un angle de 45° perd plus de 40 % de puissance par rapport à une fibre droite si elle est monofibrée et 25 % si elle est multifibrée. Il faut donc choisir préférentiellement une multifibrée si on a une fibre avec un angle sur notre lampe. A surface égale, une monofibrée présente 20 % de plus de surface active par rapport à une multifibrée du fait de l'absence des zones aveugles. Une fibre droite doit donc être choisie monofibrée.

Une monofibrée est idéale pour toute action rapprochée car elle transmet plus de lumière à puissance égale de source. Elle a donc l'avantage de préserver la puissance à son plus haut niveau. Elle a deux inconvénients : elle peut être éblouissante et un contact intempestif (doigt ou joue) sur la fibre peut réduire la puissance d'émission en créant une sorte de fuite de lumière (c'est la lumière que nous percevons).

Classiquement, nous la trouvons : sous forme de barreau droit, limitant les risques d'éblouissement et de perte de puissance en courbure et maximisant la puissance.

Il est possible de frôler les 2 000 mW/cm2 théoriques si le diamètre de l'embout est de 5 mm. Même en diminuant le diamètre, il est en général impossible de faire mieux pour des raisons purement optiques.

Une multifibrée est plus efficace au-delà de 3 mm de profondeur de restauration car la lumière qui en sort y est moins divergente. Le guide multifibré a donc l'avantage de préserver la puissance à longue distance et dans les grandes courbures. Enfin, il est moins éblouissant et un contact intempestif (doigt ou joue) n'a aucun effet sur sa puissance.

Il conviendrait donc d'avoir deux embouts optiques, un droit monofibré pour le secteur antérieur, et un courbe multifibré pour le secteur postérieur si l'on souhaite augmenter ses taux de polymérisation.

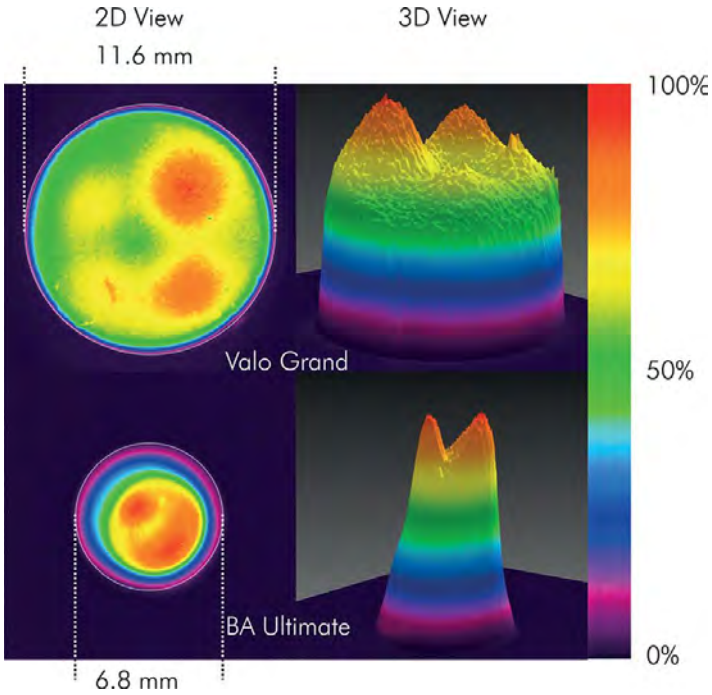


Figure 25. Représentation de hot spot entre deux lampes différentes

De plus certaines lampes présentent des différences d'uniformités au niveau de l'émission des photons, engendrant, avec la largeur des embouts, des zones non couvertes. (Figure 25,26)

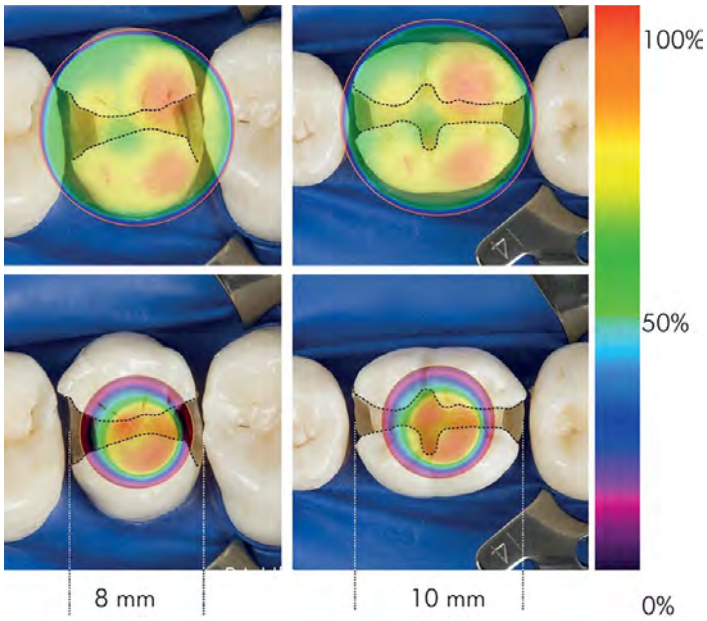


Figure 26. Représentation de zone non couverte par l'irradiation d'une lampe

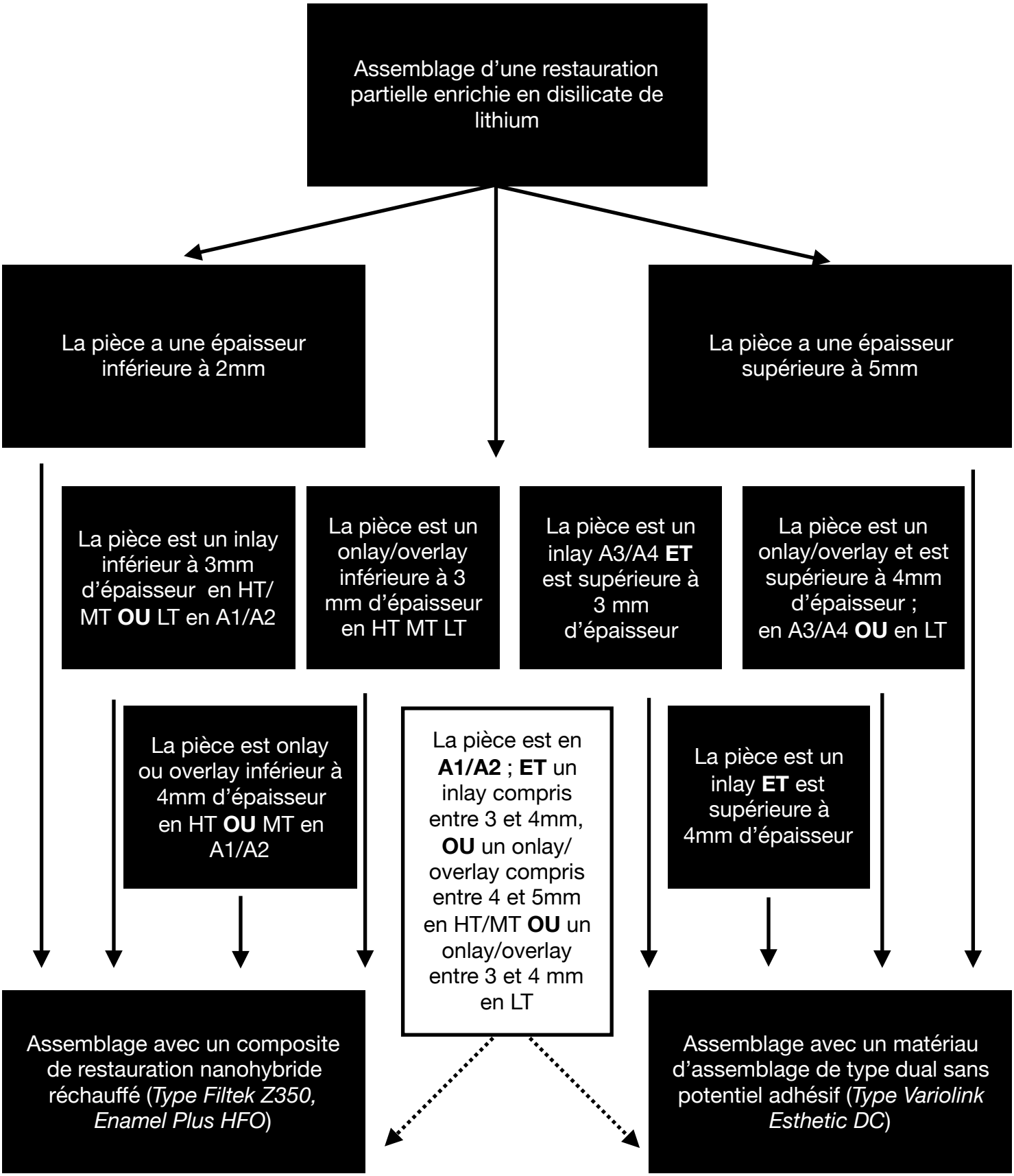
Caughman et al. ont exposé que la durée de l'irradiation est l'un des facteurs les plus importants qui gouvernent la photopolymérisation. Si l'intensité de la lumière est suffisante afin d'exciter la camphoroquinone, la durée de l'exposition est le facteur limitant dans les cas où :

- intensité = 280 mW/cm^2
- épaisseur = 2mm,
- distance du matériau = 6 mm (cf. distance de la lampe).

Yap et Seneviratne démontrent qu'une polymérisation efficace à 2 mm d'épaisseur ne pouvait pas être accomplie à 200 mW/cm^2. Il fallait au minimum 120 secondes à 300 mW/ cm^2. Trente secondes étaient requises pour une polymérisation efficace dans les mêmes conditions pour une intensité de 500 à 600 mW/cm^2, ce qui est plus acceptable cliniquement actuellement.

Tout cela appuie la nécessité d'avoir une lampe suffisamment puissante qui pourra photopolymériser en profondeur notre composite d'assemblage.

7. Proposition d'un guide clinique pour le praticien



Conclusion

L’assemblage est essentiel à la restauration prothétique dans la dentisterie. Son évolution vient avec ses inconvénients. L’amélioration de l’assemblage a pour coût la complexification des protocoles, et donc une plus grande part de réussite opérateur dépendante.

La céramique enrichie en disilicate de lithium est à ce jour un matériau idéal pour ses propriétés optiques et mécaniques lorsqu’on souhaite réaliser un assemblage avec un protocole de collage. Le conditionnement de cette céramique pour son assemblage est désormais bien décrit dans la littérature.

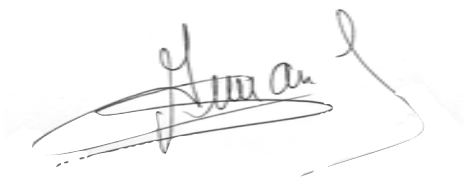
L’adhésion au niveau dentaire avec l’importance de la quantité et de la qualité de l’émail n’est plus à démontrer.

Le matériau d’assemblage étant la source de débat actuel, nous avons cherché à travers une revue de la littérature à mettre en évidence, tout d’abord, l’importance de son choix, puis les caractéristiques de celui - ci.

Le composite de restauration réchauffé semble être la meilleure option, lorsque l’épaisseur, la translucidité et la teinte le permettent. Pour les autres situations, un protocole d’assemblage par collage avec un composite dual sans potentiel adhésif est à nos yeux le matériau d’assemblage de choix. Il faut par ailleurs rester attentif quand aux avantages potentiels des nouveaux composites de collage photopolymérisables disponibles depuis peu sur le marché. Dans tous les cas, la diminution de la viscosité par élévation de la température et l’utilisation de vibration par inserts ultra sonores ou sonores nous semblent essentiels à l’assemblage correct de ces restaurations.

Nous soulignons que toute la dentisterie adhésive est basée sur la qualité de notre lampe à photopolymériser, celle-ci étant donc la clé de voute de notre assemblage par collage.

Monsieur le président du jury :



Monsieur le directeur de thèse :

Bibliographie :

1. ROSENSTIEL, Stephen F., LAND, Martin F., et CRISPIN, Bruce J. Dental luting agents: A review of the current literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1998, vol. 80, no 3, p. 280-301.
2. M. DEGRANGE, L. POURREYRON, Les systèmes adhésifs amélo-dentinaires, Société Francophone de Biomatériaux Dentaires, Date de création du document 2009-2010,
3. ERICKSON, Robert L., BARKMEIER, Wayne W., et LATTA, Mark A. The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dental materials*, 2009, vol. 25, no 11, p. 1459-1467.
4. Olivier ETIENNE, Charles TOLEDANO, Francesco PALADINO, René SERFATY, Restauration tout-céramique sur dents vitales, Edition CdP 2011
5. Romain CHERON, Anthony ATLAN, Inlay Onlay Overlay Chapitre 8 : Assemblage des restaurations indirectes, Editions ESPACE Id 2015
6. KELLY, J. Robert et BENETTI, Paula. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal*, 2011, vol. 56, p. 84-96.
7. IPS e.max® Press Monolithic Solutions, Ivoclar Vivadent 2019
8. IPS e.max® CAD Laboratoire, Ivoclar Vivadent 2019
9. Scientific Documentation IPS e.max® Press, Ivoclar Vivadent 2019
10. FILHO, Alfredo Meyer, VIEIRA, LUIZ CLOVIS CARDOSO, ARAUJO, Elito, *et al.* Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 2003, vol. 15, no 6, p. 338-352.
11. GUARDA, G. B., CORRER, A. B., GONÇALVES, L. S., *et al.* Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Operative dentistry*, 2013, vol. 38, no 2, p. 208-217.
12. BRUM, R., MAZUR, R., ALMEIDA, J., *et al.* The influence of surface standardization of lithium disilicate glass ceramic on bond strength to a dual resin cement. *Operative dentistry*, 2011, vol. 36, no 5, p. 478-485.
13. XIAOPING, Luo, DONGFENG, Ren, et SILIKAS, Nick. Effect of etching time and resin bond on the flexural strength of IPS e. max Press glass ceramic. *Dental Materials*, 2014, vol. 30, no 12, p. e330-e336.

14. IRIE, M. et SUZUKI, K. Current luting cements: marginal gap formation of composite inlay and their mechanical properties. *Dental materials*, 2001, vol. 17, no 4, p. 347-353.
15. HOFMANN, N., PAPSTHART, G., HUGO, B., *et al.* Comparison of photo−activation versus chemical or dual−curing of resin−based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2001, vol. 28, no 11, p. 1022-1028.
16. ROJPAIBOOL, Thitithorn et LEEVAILOJ, Chalermpol. Fracture resistance of lithium disilicate ceramics bonded to enamel or dentin using different resin cement types and film thicknesses. *Journal of Prosthodontics*, 2017, vol. 26, no 2, p. 141-149.
17. A. RASKIN, Les résines composites, Société Francophone de Biomatériaux Dentaires, Date de création du document 2009-2010
18. G.N. BERTHAULT, A.L. DURAND, J.J. LASFARGUES, F. DECUP, Les nouveaux composites : évaluation et intérêts cliniques pour les restaurations en technique directe, Société Odontologique de Paris, 2008
19. BUCHALLA, W., ATTIN, T., et HELLWIG, E. Brushing abrasion of luting cements under neutral and acidic conditions. *Operative dentistry*, 2000, vol. 25, no 6, p. 482-487.
20. FREEDMAN, Michael, QUINN, Frank, et O'SULLIVAN, Michael. Single unit CAD/CAM restorations: a literature review. *journal of the Irish Dental Association*, 2007, vol. 53, no 1.
21. GERDOLLE, David Alain, MORTIER, Eric, JACQUOT, Bruno, *et al.* Water sorption and water solubility of current luting cements: An in vitro study. *Quintessence international*, 2008, vol. 39, no 3.
22. GERDOLLE, David A., MORTIER, Eric, LOOS-AYAV, Carole, *et al.* In vitro evaluation of microleakage of indirect composite inlays cemented with four luting agents. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2005, vol. 93, no 6, p. 563-570.
23. FLURY, Simon, LUSSI, Adrian, HICKEL, Reinhard, *et al.* Light curing through glass ceramics with a second-and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements. *Clinical oral investigations*, 2013, vol. 17, no 9, p. 2127-2137.

24. SOARES, C. J., SILVA, N. R., et FONSECA, R. B. Influence of the feldspathic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement. *Operative dentistry*, 2006, vol. 31, no 3, p. 384-389.
25. HOOSHMAND, Tabassom, MAHMOODI, Nasrin, et KESHVAD, Alireza. Microhardness of a Resin Cement Polymerized by Light−Emitting Diode and Halogen Lights through Ceramic. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 2009, vol. 18, no 5, p. 411-416.
26. CHAUMONT Pierre-Emmanuel, Thèse pour le diplôme de docteur en chirurgie dentaire : la photopolymérisation des résines composites : données actuelles, 2012
27. ILIE, Nicoleta et SIMON, Alexander. Effect of curing mode on the micro-mechanical properties of dual-cured self-adhesive resin cements. *Clinical Oral Investigations*, 2012, vol. 16, no 2, p. 505-512.
28. RIGOLIN, Fernando J., MIRANDA, Milton E., FLÓRIO, Flávia M., *et al.* Evaluation of bond strength between leucite-based and lithium disilicate-based ceramics to dentin after cementation with conventional and self-adhesive resin agents. *Acta Odontológica Latinoamericana*, 2014, vol. 27, no 1, p. 16-24.
29. HUSSAIN, Abdullah M. et AL-AZZAWI, A. J. Shear bond strength between lithium disilicate ceramic and different luting cements. *J Prosthet Dent*, 2015, vol. 3, no 3, p. 212-7.
30. LISE, Diogo P., PERDIGÃO, Jorge, VAN ENDE, Annelies, *et al.* Microshear bond strength of resin cements to lithium disilicate substrates as a function of surface preparation. *Operative dentistry*, 2015, vol. 40, no 5, p. 524-532.
31. LOVELL, Lale G., LU, Hui, ELLIOTT, Jeannine E., *et al.* The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. *Dental Materials*, 2001, vol. 17, no 6, p. 504-511.
32. AL-AHDAL, Khold, SILIKAS, Nick, et WATTS, David C. Rheological properties of resin composites according to variations in composition and temperature. *Dental Materials*, 2014, vol. 30, no 5, p. 517-524.
33. LEE, Jong-Hyuk, UM, Chung-Moon, et LEE, In-bog. Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition. *Dental Materials*, 2006, vol. 22, no 6, p. 515-526.
34. DARONCH, M., RUEGGEBERG, F. A., et DE GOES, M. F. Monomer conversion of pre-heated composite. *Journal of dental research*, 2005, vol. 84, no 7, p. 663-667.

35. AIT OUARABI Idir, Thèse pour le diplôme de docteur en chirurgie dentaire : le composite de restauration : utilisation en tant que matériau d'assemblage pour les restaurations adhésives en céramique, 2016
36. AYUB, Karen V., SANTOS JR, Gildo C., RIZKALLA, Amin S., *et al.* Effect of preheating on microhardness and viscosity of 4 resin composites. *J Can Dent Assoc*, 2014, vol. 80, no 12, p. e12.
37. DARONCH, Márcia, RUEGGEBERG, Frederick A., HALL, George, *et al.* Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. *Dental Materials*, 2007, vol. 23, no 10, p. 1283-1288.
38. SPADACINI, Alessandro, BARABANTI, Nicola, BALDI, Francesco, *et al.* Effect of shade and thermo-mechanical viscosity stimulation methods on the rheological properties of nanohybrid resin composite. *Journal of adhesion science and Technology*, 2017, vol. 31, no 1, p. 100-108.
39. OLIVEIRA, M., CESAR, Paulo Francisco, GIANNINI, M., *et al.* Effect of temperature on the degree of conversion and working time of dual-cured resin cements exposed to different curing conditions. *Operative dentistry*, 2012, vol. 37, no 4, p. 370-379.
40. ARRAIS, C. A. G., CHAGAS, C. L., MUNHOZ, A., *et al.* Effect of simulated tooth temperature on the degree of conversion of self-adhesive resin cements exposed to different curing conditions. *Operative dentistry*, 2014, vol. 39, no 2, p. 204-212.
41. RUNNACLES, Patrício, CORRER, Gisele Maria, BARATTO FILHO, Flares, *et al.* Degree of conversion of a resin cement light-cured through ceramic veneers of different thicknesses and types. *Brazilian dental journal*, 2014, vol. 25, no 1, p. 38-42.
42. CHO, Seok-Hwan, LOPEZ, Arnaldo, BERZINS, David W., *et al.* Effect of different thicknesses of pressable ceramic veneers on polymerization of light-cured and dual-cured resin cements. *The journal of contemporary dental practice*, 2015, vol. 16, no 5, p. 347.
43. TURP, Volkan, TURKOGLU, Pinar, et SEN, Deniz. Influence of monolithic lithium disilicate and zirconia thickness on polymerization efficiency of dual–cure resin cements. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2018, vol. 30, no 4, p. 360-368.

44. LEE, Jung-Won, CHA, Hyun-Suk, et LEE, Joo-Hee. Curing efficiency of various resin-based materials polymerized through different ceramic thicknesses and curing time. *The journal of advanced prosthodontics*, 2011, vol. 3, no 3, p. 126-131.
45. SCOTTI, Nicola, COMBA, Allegra, CADENARO, Milena, *et al.* Effect of Lithium Disilicate Veneers of Different Thickness on the Degree of Conversion and Microhardness of a Light-Curing and a Dual-Curing Cement. *The International journal of prosthodontics*, 2016, vol. 29, no 4, p. 384-388.
46. FLURY, Simon, LUSSI, Adrian, HICKEL, Reinhard, *et al.* Light curing through glass ceramics with a second-and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements. *Clinical oral investigations*, 2013, vol. 17, no 9, p. 2127-2137
47. CALGARO, Patricia Angelica Milani, FURUSE, Adilson Yoshio, CORRER, Gisele Maria, *et al.* Influence of the interposition of ceramic spacers on the degree of conversion and the hardness of resin cements. *Brazilian oral research*, 2013, vol. 27, no 5, p. 403-409.
48. MENDONÇA, Luana Menezes de, RAMALHO, Ilana Santos, LIMA, Livia Aguiar Santos Nogueira, *et al.* Influence of the composition and shades of ceramics on light transmission and degree of conversion of dual-cured resin cements. *Journal of Applied Oral Science*, 2019, vol. 27.
49. WANG, Fu, TAKAHASHI, Hidekazu, et IWASAKI, Naohiko. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2013, vol. 110, no 1, p. 14-20.
50. CHAIYABUTR, Yada, KOIS, John C., LEBEAU, Dene, *et al.* Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2011, vol. 105, no 2, p. 83-90.
51. MAGNE, Pascal, RAZAGHY, Mehrdad, CARVALHO, Marco Aurelio, *et al.* Luting of inlays, onlays, and overlays with preheated restorative composite resin does not prevent seating accuracy. *Int J Esthet Dent*, 2018, vol. 13, no 3, p. 318-32
52. DOUHAY Jean-Raphaël, Thèse pour le diplôme de docteur en chirurgie dentaire : le risque oculaire lors de la photopolymérisation en chirurgie dentaire, 2016

53. JANDT, Klaus D. et MILLS, Robin W. A brief history of LED photopolymerization. *Dental Materials*, 2013, vol. 29, no 6, p. 605-617
54. RUEGGEBERG, Frederick Allen, GIANNINI, Marcelo, ARRAIS, Cesar Augusto Galvão, *et al.* Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Brazilian oral research*, 2017, vol. 31.
55. CHEN, Yin-Chu, FERRACANE, Jack L., et PRAHL, Scott A. Quantum yield of conversion of the photoinitiator camphorquinone. *dental materials*, 2007, vol. 23, no 6, p. 655-664.
56. PELISSIER, B. et DURET, F. Embouts des lampes à photopolymériser. *EMC-Chirurgie orale et maxillo-faciale*, 2007, p. 1-13.

Table des illustrations :

Figure 1 : Représentation sous microscope électronique de l'IPS e.max CAD et Press. *Source : Guide de données Ivoclar Vivadent*

Figure 2 : Blocs destinés de céramique enrichie en disilicate de lithium destiné à la CFAO. *Source : Guide de données Ivoclar Vivadent*

Figure 3 : Tableaux de synthèse des translucidités et indication de l'e.max press. *Source : Guide de données Ivoclar Vivadent*

Figure 4 : Comparaison de la dureté, du module d'élasticité et de la résistance à la flexion de l'e.max versus différent matériau. *Source : Guide de données Ivoclar Vivadent*

Figure 5 : Représentation schématique d'une résine composite. *Source : Les résines composites, Société Francophone de Biomatériaux*

Figure 6 : Réaction d'estérification de l'acide méthacrylique et de l'alcool glycidique. *Source : Les résines composites, Société Francophone de Biomatériaux*

Figure 7 : Réaction d'addition du méthacrylate de glycide et du Bisphénol A donnant naissance au Bis-GMA. *Source : Les résines composites, Société Francophone de Biomatériaux*

Figure 8 : Représentation schématique de la polymérisation en chaines polymérisation de radicalaire. *Source : Les résines composites, Société Francophone de Biomatériaux*

Figure 9 : Insert C20 d'acteon permettant la mise en pression d'une restauration de type inlay onlay ou overlay lors d'un collage. *Source : www.acteongroup.com*

Figure 10 : Tableau SOP 2008 sur les nouveaux composites. *Source : Article SOP 2008 sur les nouveaux composites*

Figure 11 : Réaction de chémopolymérisation. *Source : Les résines composites, Société Francophone de Biomatériaux*

Figure 12 : Représentation schématique de la photopolymérisation. *Source : Les résines composites, Société Francophone de Biomatériaux*

Figure 12 : Principaux modes de polymérisation des composites dentaires. *Source : Les résines composites, Société Francophone de Biomatériaux*

Figure 13 : Exemple d'un dispositif de réchauffage de composite : le Calset. *Source : http://cdentaire.eu/restauration-et-esthetique/rechauffeur-composites-et-facettes/*

Figure 14 : Photo d'un émetteur d'une lampe LED de première génération arrangé en grappe. *Source : A brief history of LED photopolymerization*
Figure 15 : Spectre d'émission d'une lampe de première génération. *Source : Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review*
Figure 16 : Spectre d'émission d'une lampe de deuxième génération. *Source : Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review*
Figure 17 : Spectre d'émission typique d'une lampe de 3ème génération. *Source : Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review*
Figure 18 : Différent types de formes de lampe à photopolymériser. *Source : Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review*
Figure 19 : Spectre d'absorption de la camphorquinone, 425 à 490 nm. *Source : Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review*
Figure 20 : Spectre d'absorption du TPO, 390 à 410 nm. *Source : Source : Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review*
Figure 21 : Spectre d'absorption du PPD, 390 à 460 nm. *Source : Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review*
Figure 22 : Comparaison de l'absorbance de ces 4 photoinitiateurs. *Source : Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review*
Figure 23 : Diagramme de puissance d'une lampe en fonction de la distance à sa cible. *Source : Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review*
Figure 24 : Différents types d'embouts lumineux. *Source : Embouts des lampes à photopolymériser*
Figure 25 : Représentation de hot spot entre deux lampes différentes du aux différentes fibres. *Source : Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review*
Figure 26 : Représentation de zone non couverte par l'irradiation d'une lampe. *Source : Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review*

Annexe :

Etudes	Type d'assemblage	Epaisseur de la restauration	Teinte de la restauration	Translucidité	Résultats
Degree of Conversion of a Resin Cement Light-Cured Through Ceramic Veneers of Different Thicknesses and Types *Patrício Runnacles, Gisele Maria Correr, Flares Baratto Filho, Carla Castiglia Gonzaga, Adilson Yoshio Furuse*	Photopolymérisation avec le RelyX Veneer Teinte A1	0,5mm 1mm 1,5mm 2mm	A1	Lingotin HT et LT	Le taux de conversion diminue au fur et à mesure qu'augmente l'épaisseur de la céramique. Pas de différence entre HT et LT pour ces épaisseurs.

Etudes	Type d'assemblage	Epaisseur de la restauration	Teinte de la restauration	Translucidité	Résultats
Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown *Yada Chaiyabutr, DDS, MSD,* *DSc, John C. Kois, DMD,* *MSD, Dene* *LeBeau, CDT, and Gary Nunokawa,* *CDT*	Dual avec Variolink II Teinte translucide et Opaque	1mm 1,5mm 2mm 2,5mm	BL (BLEACH)	LT	La teinte du substrat dentaire, la teinte du composite de collage et l'épaisseur de la céramique vont influencer la couleur finale de la restauration. En cas de teinte du substrat de type noire/foncé, une céramique LT de 1mm collé avec la teinte translucide ou la teinte opaque engendrera une teinte non acceptable cliniquement. De même on aura un échec de teinte avec une céramique LT de 1.5mm mais seulement avec la teinte translucide du Variolink II.

Etudes	Type d'assemblage	Epaisseur de la restauration	Teinte de la restauration	Translucidité	Résultats
Effect of Different Thicknesses of Pressable Ceramic Veneers on Polymerization of Light-cured and Dual-cured Resin Cements *Seok-Hwan Cho, DDS, MS, MS[a], Arnaldo Lopez, DDS[b], David W. Berzins, BS, PhD[c], Soni Prasad, BDS, MS[d], and Kwang Woo Ahn, PhD*	Photopolymérisation avec NX3 Nexus LC; Kerr Dual avec NX3 Nexus DC; Kerr	0,3 mm 0,6 mm 0,9 mm 1,2 mm	A1	LT	Le degré de conversion ne varie pas pour les épaisseurs comprises entre 0,3mm et 0,9mm quelques soit le type d'assemblage. Pour 1,2mm le degré de conversion du DC est inférieur à LC La micro dureté est supérieure par catégorie dans le LC. Dans le groupe du DC la microdureté chute à 1.2mm

Etudes	Type d'assemblage	Epaisseur de la restauration	Teinte de la restauration	Translucidité	Résultats
Influence of the interposition of ceramic spacers on the degree of conversion and the hardness of resin cements *Patricia Angélica Milani Calgaro Adilson Bárbara Pick Ornaghi Carla Castiglia Gonzaga*	Photopolymérisation avec le RelyX Veneer Dual avec Variolink II	1.5 mm 2 mm	A2	LT MO HT	La microdureté est supérieure peut importe la translucidité ou l'épaisseur avec le dual, elle diminue en fonction de l'épaisseur. Le taux de conversion est supérieur avec le Relyx et décroit comme ceci HT>LT>MO en fonction de la translucidité, on n'observe pas de différence en fonction de l'épaisseur.

Etudes	Type d'assemblage	Epaisseur de la restauration	Teinte de la restauration	Translucidité	Résultats
Light curing through glass ceramics with a second- and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements *Simon Flury & Adrian Lussi & Reinhard Hickel & Nicoleta Ilie*	Dual avec Relyx Unicem automix (Auto adhésif) Panavia F2.0 (Potentiel adhésif) BisCem (Auto adhésif) SpeedCEM (Auto adhésif)	1.5 mm 3 mm 4.5 mm 6 mm	A3	LT	Irradiation diminue de 80% à travers 1.5mm 95% à travers 3.mm Et 99% à travers 6mm Le taux de conversion le plus élevé est obtenu par le SpeedCEM> BisCem> Panavia 2.0> Relyx Unicem Le taux de conversion diminue lorsqu'on augmente l'épaisseur de la céramique pour le Panavia 2.0 et pour le Relyx Unicem. Le taux de conversion ne change pas de 1.5 à 3mm pour SpeedCEM et Biscem

Etudes	Type d'assemblage	Epaisseur de la restauration	Teinte de la restauration	Translucidité	Résultats
Influence of monolithic lithium disilicate and zirconia thickness on polymerization efficiency of dual-cure resin cements *Volkan Turp* *Pinar Turkoglu* *Deniz Sen*	Dual avec Panavia F2.0 (Potentiel adhésif) Relyx U200 Duolink Universal	0,5 mm 1 mm 1.5 mm 2 mm 2.5 mm 3mm	A2	HT	La microdureté des composites de collage diminue lorsque l'épaisseur de la céramique augmente. Panavia F2.0>Duolink > Relyx U200 pour la microdureté. Si l'épaisseur de la céramique approche les 2.5mm aucun de ces composites d'assemblage ne produit des résultats satisfaisant

Etudes	Type d'assemblage	Epaisseur de la restauration	Teinte de la restauration	Translucidité	Résultats
Effect of Temperature on the Degree of Conversion and Working Time of Dual-Cured Resin Cements Exposed to Different Curing Conditions *M Oliveira PF Cesar M Giannini FA Rueggeberg J Rodrigues CA Arrais*	Dual Calibra de Dentsply Variolink II d'Ivoclar Les deux à température ambiante 25°, 37° et 50°	1.5mm 3mm	A2	Non renseigné	Peu importe le matériaux d'assemblage, réchauffer le composite augmente le taux de conversion. Le temps de travail diminue de 50% à 37° et de 90% à 50°. Les valeurs du Variolink II sont globalement supérieures à celle du Calibra. A 37 et 50° les DC ne sont plus influencés par l'épaisseur à l'inverse de 25 Lorsqu'il est réchauffé à 50 degré le Variolink atteinte 70% de DC même sous 3mm.

Etudes	Type d'assemblage	Epaisseur de la restauration	Teinte de la restauration	Translucidité	Résultats
Effect of Lithium Disilicate Veneers of Different Thickness on the Degree of Conversion and Microhardness of a Light-Curing and a Dual-Curing Cement *Scotti N, Comba A, Cadenaro M*	Photopolymérisation avec Choice 2 de Bisico Dual NX3 de Kerr	0,6 mm 1 mm 1.5 mm	A2	Non renseigné	Choice 2 présente un taux de conversion et une microdureté supérieure au NX3 dual LC>DC
Effect of Simulated Tooth Temperature on the Degree of Conversion of Self-adhesive Resin Cements Exposed to Different Curing Conditions *CAG Arrais CL Chagas A Munhoz M Oliveira AF Reis JA Rodrigues*	Dual avec Relyx Unicem automix (Auto adhésif) Maxcem Elite (Auto adhésif) 25°, 28° et 32°	1,5mm	A2	Non renseigné	On observe une augmentation du taux de conversion quelque soit la nature du matériau d'assemblage lorsque celui est chauffé. Pour 1.5mm d'emax le taux de conversion des deux matériaux à 32° équivaut à celui à temperature ambiante à 0mm Le mode autopolymérisant est bien inférieur au mode dual même en réchauffant.

Etudes	Type d'assemblage	Epaisseur de la restauration	Teinte de la restauration	Translucidité	Résultats
Influence of the composition and shades of ceramics on light transmission and degree of conversion of dual-cured resin cements *Luana Menezes de MENDONÇA[1] Ilana Santos RAMALHO[2] Livia Aguiar Santos Nogueira LIMA[3] Laís Alcântara PIRES Thiago Amadei PEGORARO Luiz Fernando PEGORARO[2]*	Dual Variolink II Relyx U200 (auto adhésif)	2 mm LT 0.5 mm MO + 1.5mm Emax ceram dans les teintes du tableau	A2 A3.5 B2 C2 D3	LT MO	Plus la translucidité augmente plus le degré de conversion augmente quelque soit le matériau d'assemblage Pour le Variolink II le taux de conversion ne varie pas lors de l'interposition de la céramique de 2mm. Pour le Relyx U200 on observe une baisse du taux de conversion avec A3.5 MOA2 MOA3.5 des 2mm.
Shear bond strength between lithium disilicate ceramic and different luting cements *Abdullah M. Hussain and Abdul-Kareem J. Al-Azzawi*	Dual avec Variolink II Relyx X ultimate Scellement avec CVI	Disque de 3mm collé à des disques de 3mm	Non précisé	Non précisé	La résistance au cisaillement après 24h varie comme cela RelyX> Variolink> CVI. A un mois on a eu une dilminution chez le CVI et le relyx seulement on a donc Variolink > Relyx>CVI.

Etudes	Type d'assemblage	Epaisseur de la restauration	Teinte de la restauration	Translucidité	Résultats
Evaluation of bond strength between leucite-based and lithium-disilicate based ceramics to dentin after cementation with conventional and self-adhesive resin cement *Fernando J. Rigolin, Milton E. Miranda, Flávia M. Flório, Roberta T. Basting*	Dual avec Variolink II Multilink (auto polymérisant) Relyx U100 (auto adhésif)	5mm	Non précisé	Non précisé	La force de liaison des matériaux varie comme suit Variolink>RelyX> Multilink. Plus grosse prévalence de fracture chez le RelyX Capacité d'adhésion à la dentine similaire chez le Variolink et le Relyx

Etudes	Type d'assemblage	Epaisseur de la restauration	Teinte de la restauration	Translucidité	Résultats
Curing efficiency of various resin-based materials polymerized through different ceramic thicknesses and curing time *Jung-Won Lee, DDS, MSD, Hyun-Suk Cha, DDS, MSD, PhD, Joo-Hee Lee*	Photopolymérisation avec Z350 Z250 Dual Variolink II avec et sans ajout de l'autopolymérisant VL VLC (C= Cataliseur)	0,5 mm (MO-0) 1 mm (MO-0) 2 mm (BL2+MO)	BL2 MO-0	MO	Plus l'épaisseur de la céramique augmente plus la microdureté du composite diminue, quelque soit le composite. Photopolymériser 40 sec augmente la microdureté par rapport à 20 seconde. Le VLC obtient une meilleure microdureté que le VL. La microdureté est supérieure chez les composites de restauration quelque soit le paramètre qui varie MCC.

Etudes	Type d'assemblage	Epaisseur de la restauration	Teinte de la restauration	Translucidité	Résultats
Fracture Resistance of Lithium Disilicate Ceramics Bonded to Enamel or Dentin Using Different Resin Cement Types and Film Thickness (45) *Thitithorn Rojpaibool Chalermpol Leevailoj*	Dual Relyx Ultimate Reylx U200 (auto adhésif)	1mm	A1	LT	Plus l'épaisseur du matériel de collage diminue plus la résistance à la fracture augmente. Le composite auto adhésif présente une moins bonne résistante à la fracture. Coller le lithium disilicate augmente la résistance à la fracture de la dent. Coller à l'émail >> à la dentine pour la résistance à la fracture.

Composite d'assemblage dual sans potentiel adhésif (liste non exhaustive)	Composite d'assemblage dual avec potentiel adhésif (liste non exhaustive)	Colles duales auto-adhésive (liste non exhaustive)	Composite de restauration (liste non exhaustive)	Composite d'assemblage photopolymérisable sans potentiel adhésif (liste non exhaustive)
Variolink DC	Panavia V5	Relyx Unicem	HFO Enamel	Relyx Veneer
Relyx Ultimate		Smartcem 2	Filtek Z350	Variolink LC
NX3 DC		Speedcem	Esthet XHD	NX3 LC
Calibra		Biscem		Choice 2

ALAUX Nicolas 2019 TOU3 3066

RESUME EN FRANÇAIS :

L'ASSEMBLAGE DE LA VITROCERAMIQUE ENRICHIE AU DISILICATE DE LITHIUM DANS LE SECTEUR POSTERIEUR

Par une revue systématique de la littérature, cette thèse essaye de guider le praticien dans le choix du matériau d'assemblage lorsque celui-ci utilise la céramique enrichie en disilicate de lithium. Nous avons comparé les qualités intrinsèques de l'assemblage avec un composite réchauffé et un composite dual sans potentiel adhésif afin de mieux définir leurs usages. Notre travail comporte un arbre décisionnel pour aider le praticien à prendre sa décision en fonction de la situation de restauration dans laquelle il se trouve afin de potentialiser son succès.

RESUME EN ANGLAIS :

LUTING OF LITHIUM DISILICATE BASED CERAMIC IN POSTERIOR DENTAL AREA

By a systematic review of the literature, this thesis tries to show to the practitioner which assembly material is the best fit when he uses lithium disilicate enriched ceramic. We compared the intrinsic qualities of the assembly with a heated composite and a dual composite with no adhesive potential to better define their uses. Our work includes a decision tree to help the practitioner make his decision based on the restoration situation in which he finds himself in order to potentiate his success

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Chirurgie dentaire

MOTS-CLES : vitrocéramique enrichie au disilicate de lithium, composite, composite réchauffé, composite dual, épaisseur, translucidité, teinte

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :
Université Toulouse III-Paul Sabatier

Faculté de chirurgie Dentaire

3 chemin des Maraîchers 31062 Toulouse Cedex

Directeur de thèse : Dr Romain Ducasse