

UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTÉ DE SANTÉ - DÉPARTEMENT D'ODONTOLOGIE

ANNEE 2023

2023 TOU3-3011

THESE

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

Présentée et soutenue publiquement

par

POCA Anthony

le 10 Février 2023

**ÉVALUATION IN VITRO DU DEGRÉ DE CONVERSION
D'UN COMPOSITE PHOTOPOLYMÉRISABLE UTILISÉ
POUR LE COLLAGE DE FACETTES SELON
L'ÉPAISSEUR DE CÉRAMIQUE**

Directeurs de thèse : Dr. CANCEILL Thibault, Dr DUCASSE Romain

JURY

Président : Professeur MONSARRAT Paul
1er assesseur : Docteur NASR Karim
2^{ème} assesseur : Docteur CANCEILL Thibault
3^{ème} assesseur : Docteur ALAUX Nicolas
Invité : Docteur DUCASSÉ Romain



**Faculté de santé
Département d'Odontologie**

➔ **DIRECTION**

Doyen de la Faculté de Santé

M. Philippe POMAR

Vice Doyenne de la Faculté de Santé

Directrice du Département d'Odontologie

Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN

Directeurs Adjoints

Mme Sarah COUSTY

M. Florent DESTRUHAUT

Directrice Administrative

Mme Muriel VERDAGUER

Présidente du Comité Scientifique

Mme Cathy NABET

➔ **HONORARIAT**

Doyens honoraires

M. Jean LAGARRIGUE +

M. Jean-Philippe LODTER +

M. Gérard PALOUDIER

M. Michel SIXOU

M. Henri SOULET

Chargés de mission

M. Karim NASR (*Innovation Pédagogique*)

M. Olivier HAMEL (*Maillage Territorial*)

M. Franck DIEMER (*Formation Continue*)

M. Philippe KEMOUN (*Stratégie Immobilière*)

M. Paul MONSARRAT (*Intelligence Artificielle*)

➔ **PERSONNEL ENSEIGNANT**

Section CNU 56 : Développement, Croissance et Prévention

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

ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE

Professeurs d'Université : Mme Isabelle BAILLEUL-FORESTIER, M. Frédéric VAYSSE

Maîtres de Conférences : Mme Emmanuelle NOIRRI-ESCLASSAN, Mme Marie- Cécile VALERA, M. Mathieu MARTY

Assistants : Mme Anne GICQUEL, M. Robin BENETAH

Adjoints d'Enseignement : M. Sébastien DOMINE, M. Mathieu TESTE, M. Daniel BANDON

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences : M. Pascal BARON, M. Maxime ROTENBERG

Assistants : M. Vincent VIDAL-ROSSET, Mme Carole VARGAS JOULIA

Adjoints d'Enseignement : Mme. Isabelle ARAGON

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

Professeurs d'Université : M. Michel SIXOU, Mme Catherine NABET, M. Olivier HAMEL, M. Jean-Noël VERGNES

Assistante : Mme Géromine FOURNIER

Adjoints d'Enseignement : M. Alain DURAND, Mlle. Sacha BARON, M. Romain LAGARD, M. Jean-Philippe GATIGNOL

Mme Carole KANJ, Mme Mylène VINCENT-BERTHOUMIEUX, M. Christophe BEDOS

Section CNU 57 : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

57.01 CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE (M. Philippe KEMOUN)

PARODONTOLOGIE

Maîtres de Conférences : Mme Sara LAURENCIN- DALICIEUX, Mme Alexia VINEL, Mme. Charlotte THOMAS

Assistants : M. Joffrey DURAN, M. Antoine AL HALABI

Adjoints d'Enseignement : M. Loïc CALVO, M. Christophe LAFFORGUE, M. Antoine SANCIER, M. Ronan BARRE

Mme Myriam KADDECH, M. Matthieu RIMBERT,

CHIRURGIE ORALE

Professeur d'Université : Mme Sarah COUSTY
Maîtres de Conférences : M. Philippe CAMPAN, M. Bruno COURTOIS
Assistants : M. Clément CAMBRONNE, M. Antoine DUBUC
Adjoints d'Enseignement : M. Gabriel FAUXPOINT, M. Arnaud L'HOMME, Mme Marie-Pierre LABADIE, M. Luc RAYNALDY, M. Jérôme SALEFRANQUE,

BIOLOGIE ORALE

Professeurs d'Université : M. Philippe KEMOUN, M. Vincent BLASCO-BAQUE
Maîtres de Conférences : M. Pierre-Pascal POULET, M. Matthieu MINTY
Assistants : Mme Chiara CECCHIN-ALBERTONI, M. Maxime LUIS, Mme Valentine BAYLET GALY-CASSIT, Mme Sylvie LE
Adjoints d'Enseignement : M. Mathieu FRANC, M. Hugo BARRAGUE, M. Olivier DENY, Mme Inessa TIMOFEEVA-JOSSINET

Section CNU 58 : Réhabilitation Orale

58.01 DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX (M. Franck DIEMER)

DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE

Professeur d'Université : M. Franck DIEMER
Maîtres de Conférences : M. Philippe GUIGNES, Mme Marie GURGEL-GEORGELIN, Mme Delphine MARET-COMTESSE
Assistants : Mme Sophie BARRERE, Mme. Manon SAUCOURT, M. Ludovic PELLETIER
M. Nicolas ALAUX, M. Vincent SUAREZ, M. Lorrís BOIVIN
Adjoints d'Enseignement : M. Eric BALGUERIE, M. Jean- Philippe MALLET, M. Rami HAMDAN, M. Romain DUCASSE, Mme Lucie RAPP

PROTHÈSES

Professeurs d'Université : M. Philippe POMAR, M. Florent DESTRUHAUT,
Maîtres de Conférences : M. Rémi ESCCLASSAN, M. Antoine GALIBOURG,
Assistants : Mme Margaux BROUTIN, Mme Coralie BATAILLE, Mme Mathilde HOURSET, Mme Constance CUNY
M. Anthony LEBON
Adjoints d'Enseignement : M. Christophe GHRENASSIA, Mme Marie-Hélène LACOSTE-FERRE, M. Olivier LE GAC, M. Jean-Claude COMBADAZOU, M. Bertrand ARCAUTE, M. Fabien LEMAGNER, M. Eric SOLYOM,
M. Michel KNAFO, M. Alexandre HEGO DEVEZA, M. Victor EMONET-DENAND, M. Thierry DENIS,
M. Thibault YAGUE

FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Professeur d'Université : Mr. Paul MONSARRAT
Maîtres de Conférences : Mme Sabine JONJOT, M. Karim NASR, M. Thibault CANCEILL
Assistants : M. Julien DELRIEU, M. Paul PAGES,
Adjoints d'Enseignement : Mme Sylvie MAGNE, M. Thierry VERGÉ, M. Damien OSTROWSKI

Mise à jour pour le 03 janvier 2023

Remerciements généraux

A mes parents, merci d'avoir toujours été un soutien sans faille et d'avoir toujours cru en moi, même dans les échecs. Les nombreux sacrifices que vous avez fait pour me donner ce confort et étudier dans les meilleures conditions paient aujourd'hui. Grace à vous j'avais en main toutes les chances pour réussir. Merci pour votre amour infini dans lequel j'ai grandi et évolué. Merci de m'avoir inculqué les valeurs du travail et de la persévérance. Ce diplôme je vous le dois et j'espère aujourd'hui vous rendre fiers.

A mon frère, merci d'avoir été une source de motivation tout au long de ces années. Me dépasser et te donner le meilleur exemple possible auront été un but dans ces études. Merci d'avoir su me changer les idées et remonter le moral quand il le fallait. Merci pour tout ton soutien et cet amour fraternel.

A mes grands-parents, voir la fierté grandissante dans vos yeux aura été une grande source de motivation supplémentaire. Merci d'avoir été d'un soutien indéfectible et d'une tendresse infinie. Vous avez été tous, une réelle inspiration pour moi.

A Mélanie, ces études nous ont réunis et c'est ainsi que tu partages ma vie aujourd'hui. Ton sérieux et ton travail m'auront inspiré et tiré vers le haut. Tu as été mon pilier au quotidien ces dernières années, et j'espère que tu continueras à l'illuminer longtemps encore. A tous nos projets en cours, et les nombreux autres à venir.

A mes beaux-parents, merci d'être pour moi une seconde famille.

A Manon et Joris, vous avez toujours été présents notamment pendant les pires années, durant lesquelles j'ai pu compter sur vous. Vous avez été d'un soutien permanent. Deux grandes amitiés sur lesquelles je pourrai toujours compter.

A Pierre et Dine, mes deux grands compagnons d'études. Il n'aura pas fallu longtemps pour qu'on se lie d'amitié. Sans vous ces études n'auraient pas été les mêmes. Nous avons partagé tant de bons moments ensemble, et tellement d'autres sont à venir.

A mes amis de la fac, Sylvie, Mélanie D, Pauline, Henri, Alicia, Rudy, Marine, Margaux, Guillaume, Flora avec qui j'ai vécu beaucoup de belles choses et des moments inoubliables. Je suis heureux d'avoir pu partager ces années avec vous.

A notre Président du jury,

Monsieur le Professeur MONSARRAT Paul,

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier en Odontologie,
- 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,
- Diplôme universitaire de Recherche Clinique en Odontologie,
- Habilitation à Diriger les Recherches

Nous sommes très honorés que vous ayez accepté la présidence de notre jury de thèse.

Travailler durant ces années à vos côtés au centre de soin aura été une chance et un véritable plaisir.

Nous retiendrons votre grande simplicité.

Nous tenions à vous remercier de la confiance dont vous avez fait preuve à notre égard.

Veillez recevoir ici toute notre gratitude et l'expression de notre respect.

A notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur NASR Karim

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier.
- Master1 mention Biotechnologie-Biostatistiques
- Master 2 Recherche en Science des Matériaux
- Certificat d'Études Supérieures de technologie des matériaux employés en Art Dentaire
- Certificat d'Études Supérieures de prothèse Dentaire (Option prothèse Scellée)

Nous tenions à vous remercier de l'aide apportée à ce travail.

A travers vos enseignements vous avez su développer notre attrait pour les céramiques, la dentisterie adhésive et le numérique.

Travailler au sein de votre cabinet et apprendre à vos côtés aura été une réelle opportunité et une véritable chance.

Veillez recevoir ici le témoignage de notre immense admiration.

A notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur CANCEILL Thibault,

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur en sciences des matériaux
- Master 1 Santé Publique :
- Master 2 de Physiopathologie
- CES Biomatériaux en Odontologie
- D.U.de conception Fabrication Assisté par ordinateur en Odontologie (CFAO)
- D.U. de Recherche Clinique en Odontologie
- Attestation de Formation aux gestes et Soins d'Urgence Niveau 2

*Nous nous estimons chanceux de vous avoir comme directeur de thèse.
Ce travail n'aurait pas été possible sans vos précieux conseils, votre bienveillance et votre
extrême disponibilité.*

*Nous tenons également à vous remercier pour votre immense gentillesse, votre sens aigu
de la pédagogie lors des vacances hospitalières et lors de vos nombreux enseignements.*

Veillez recevoir ici l'expression de notre gratitude.

A notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur ALAUX Nicolas,

- Assistant hospitalo-universitaire en dentisterie restauratrice à l'Université de Toulouse,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Certificat d'Etude Supérieure en dentisterie endodontique et restauratrice de la Faculté d'odontologie de Toulouse,
- Attestation d'Etude Supérieure médico-chirurgical de la faculté de Toulouse.

Merci d'avoir accepté de siéger dans ce jury,

Nous tenons également à vous remercier pour votre encadrement au centre de soin, cela nous a permis de toucher du doigt l'exigence de la dentisterie adhésive. Vous avez su nous challenger et nous bousculer dans nos connaissances.

Aujourd'hui, nous pouvons dire que vous avez décuplé l'attrait que nous portions à la dentisterie restauratrice.

Veillez trouver ici le témoignage de notre reconnaissance.

A notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur DUCASSÉ Romain,

- Adjoint d'Enseignement,
- EX 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 universitaires en odontologie restauratrice et esthétique de la faculté d'odontologie de Marseille.

Nous sommes honorés de la confiance que vous avez placée en nous pour la réalisation de ce travail.

A travers vos divers enseignements et notamment vos travaux pratiques d'une grande qualité, vous avez été une inspiration et un exemple de rigueur.

Veillez recevoir ici tout notre respect.

TABLE DES MATIÈRES

INTRODUCTION	13
I. MATÉRIELS ET MÉTHODES	16
II. RESULTATS	20
III. DISCUSSION	24
CONCLUSION	27
BIBLIOGRAPHIE	28
TABLE DES ILLUSTRATIONS	31
LEXIQUE	32

INTRODUCTION

L'utilisation des céramiques est en nette augmentation ces dernières années en odontologie. En effet, l'amélioration de leurs propriétés optiques et physiques proches de celles de la dent naturelle en font le matériau de choix lors d'un traitement avec une attente esthétique. Ces matériaux sont décrits comme ayant un grand choix de translucidité, une large gamme de teinte et une bonne biocompatibilité (1,2).

Le choix de cette céramique est primordial et doit être cohérent en fonction de l'indication. Si nous classons ces céramiques suivant leur structure, il existerait 3 grandes familles :

- Les céramiques vitreuses et vitrocéramiques,
- Les céramiques cristallines,
- Les céramiques hybrides.

Les céramiques vitreuses telles que les céramiques feldspathiques ou les vitrocéramiques renforcées ou non, possèdent moins de charges dans leur matrice (3), leur conférant ainsi de plus faibles capacités mécaniques que les céramiques cristallines (céramiques alumineuses (4), zircons (4) (5)). Cependant, la matrice vitreuse permet aux céramiques de posséder des propriétés optiques plus intéressantes (6), et ainsi être plus esthétiques.

Parmi les vitrocéramiques renforcées, celle au disilicate de lithium est le matériau le plus couramment utilisé (2). En effet, grâce à ses propriétés physiques et optiques, elle répond à de nombreuses indications et ses différents conditionnements lui permettent de répondre aux 3 méthodes de fabrications d'une pièce prothétique en céramique : la technique de la barbotine, la technique pressée à chaud et l'usinage (7).

L'avènement du numérique ces dernières années a fait de l'usinage, un procédé de plus en plus répandu dans les laboratoires de prothèses mais également dans les cabinets possédant leur propre chaîne d'usinage. Cette technique, plus rapide que la technique pressée à chaud, donne également des garanties de précision car elle est au moins autant précise que les techniques plus traditionnelles (8,9), réduisant les erreurs opérateur-dépendantes. L'usinage est donc le procédé de choix dans de nombreuses indications.

Dans la pratique quotidienne du chirurgien-dentiste, il est courant de faire varier l'épaisseur des restaurations prothétiques en céramique. En effet, selon l'indication posée, et le type de céramique utilisé, des épaisseurs minimales seront nécessaires. Dans une dynamique d'odontologie minimalement invasive et grâce aux propriétés physiques des céramiques, ces épaisseurs peuvent aller de quelques dixièmes de millimètres pour les facettes (6,10) à plus de 2 mm pour certains onlays ou overlays. La facette, restauration indirecte à visée esthétique, peut prendre différentes formes suivant la préparation choisie (Figure 1) :

- Facette pelliculaire ou fenêtrée,
- Facette avec réduction du bord libre sans retour palatin (but margin),
- Facette avec réduction du bord libre et retour palatin (incisal overlap).



Figure 1 : Vue 3D des différents types de préparations pour facettes (11). De gauche à droite : préparation pour facette pelliculaire, but margin et incisal overlap

Le mode d'assemblage privilégié des céramiques est le collage grâce à des résines composites (1). Une longévité accrue de la céramique est observée lorsqu'un collage est réalisé (12). Il existe plusieurs principales familles de composites de collages :

- Les composites sans potentiel adhésif propre,
- Les composites avec potentiel adhésif propre,
- Les colles auto adhésives.

Les composites sans potentiel adhésif propre peuvent se présenter sous la forme de composites photopolymérisables (« *Light Cure* ») ou composites à double polymérisation avec un contingent photopolymérisable et un autre chémozpolymérisable (« *Dual Cure* »). Ces résines composites se différencient par leur composition, expliquant leur mode de polymérisation différent et donc leurs indications. La réaction de polymérisation d'une résine composite se fait par addition en chaîne de monomères présents dans la matrice, sous l'action d'un activateur qui changera suivant le type de composite utilisé. En effet, l'activateur du composite photopolymérisable est la longueur d'onde UV émise par les

lampes à photopolymériser, qui vient activer un photo-initiateur et permettre cette réaction en chaîne. Pour le composite dual, une amine tertiaire est souvent utilisée comme activateur (1,3,11).

Le mécanisme de polymérisation du matériau photopolymérisable ne repose que sur l'irradiance (13,14). Cette dernière doit donc être le moins possible atténuée, c'est pourquoi ce type de colle doit être utilisée dans des conditions d'épaisseur, de teinte et de translucidité de céramique adéquates (2,15–18). Néanmoins son utilisation comporte de nombreux avantages : l'absence d'amine tertiaire dans sa composition lui confère une meilleure stabilité chromatique, son temps de travail est très long et la gestion des excès est plus simple (15). Les résines composites *duals* ont été conçues pour assurer une polymérisation dans des conditions de trop forte diminution de l'irradiance, limite d'utilisation donc, des résines composites light cures. Néanmoins, sa prise exothermique peut entraîner une toxicité pulpaire et des sensibilités post opératoires (12). Lorsque c'est possible, l'utilisation d'une colle photopolymérisable est donc recommandée.

Une polymérisation optimale du composite de collage garantit ses propriétés physiques et mécaniques, mais est également déterminante quant à ses répercussions biologiques (3,16,18). Une mauvaise polymérisation peut entraîner une toxicité due aux monomères résiduels et une sensibilité post opératoire, mais également une diminution de la force de liaison et donc un décollement prématuré de la pièce prothétique (12). D'autres répercussions sont à signaler comme une diminution de la résistance du composite, une plus grande solubilité, et une instabilité chromatique (11,17–19). La polymérisation doit donc être la plus totale et la plus uniforme possible afin de garantir une adhésion forte et pérenne, critère essentiel d'une restauration réussie (1).

Le degré ou taux de conversion est le pourcentage de monomères assemblés durant la réaction en chaîne de photopolymérisation. S'il n'est pas, à lui seul, le garant d'une polymérisation efficace, il en est la caractéristique la plus représentative (19). Ce degré de conversion est variable suivant le mode de polymérisation, il est plus élevé pour les résines composites thermo-polymérisables, moins élevé pour les résines chémo-polymérisables et moyen pour les résines photo-polymérisables. Un degré de conversion cliniquement acceptable est de l'ordre de 60 à 75% (1,19), garantissant des propriétés physiques, mécaniques et optiques suffisantes.

L'objectif de cette étude est donc d'évaluer les modifications du taux de conversion d'une résine composite strictement photopolymérisable sous différentes épaisseurs de facettes en vitrocéramiques enrichies au disilicate de lithium. L'hypothèse nulle est que le degré de conversion du matériau de collage ne varie pas lorsque l'épaisseur de céramique est modifiée.

I. MATÉRIELS ET MÉTHODES

Une étude *in vitro* a été réalisée de façon concomitante au sein du laboratoire CIRIMAT et du plateau technique de la Faculté de Santé de Toulouse (département Odontologie) au cours de l'année 2022.

- Préparation des facettes

Des blocs d'IPS e.max® CAD de type MTA2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) pré-cristallisés (*Figure 2*) ont été sectionnés à l'aide d'un disque diamanté à faible vitesse et sous irrigation (IsoMet Low Speed Saw®, Buehler) de façon à obtenir 3 facettes d'épaisseur comprise entre 0,6mm et 0,8mm d'épaisseur formant ainsi 3 groupes distincts. Un 4^{ème} groupe sera formé par les résultats du groupe MTA2 de l'étude du Dr DE PERETTI DELLA ROCA, incluant une facette de 1mm du même bloc d'e max CAD avec une préparation strictement identique (3).

Groupes	0,6 mm	0,7 mm	0,8 mm	1 mm
Nombre d'échantillons	n=8	n=8	n=8	n=8

Ce premier lot de facettes a ensuite été soumis à cuisson dans un four CS6® (Ivoclar Vivadent) selon le programme « Cristall/Glaze », permettant la cristallisation de l'Emax CAD par cuisson à 840 – 850° durant 20 à 31 min (20). La cuisson a été effectuée sur support dédié et pate IPS object fix®.

Ces 4 facettes ont été polies sur une face à l'aide d'une fraise de polissage dédiée à la céramique de granulométrie ultra-fine (Réf. N°952.040HP, Stoner, France) montée sur pièce à main. Leurs épaisseurs ont été contrôlées à l'issue du polissage avec un pied-à-coulisse digital.



Figure 2 : Blocs IPS e.max® CAD MTA2 – Ivoclar Vivadent

- Procédure de collage

Le choix du composite de collage strictement photopolymérisable utilisé dans cette étude s'est porté sur le G-aenial® universal injectable en teinte A2 (GC Dental, Tokyo, Japon) (Figure 3).



Figure 3 : G-aenial® universal injectable teinte A2 – GC Dental Europe

Ce composite a été appliqué sur une plaque de verre selon le protocole qui suit et a été photopolymérisé pendant 40 secondes à 1400 mW/cm² (D-Light® Pro, GC Dental, Tokyo, Japon) (Figure 4).



Figure 4 : D-Light® Pro – GC Dental Europe

Une épaisseur de composite de collage d'environ 0,5 mm a été obtenue et contrôlée grâce à un moule en silicone afin de :

- Reproduire une situation clinique
- S'affranchir du facteur profondeur de polymérisation pouvant également occasionner un biais dans les résultats.

Les facettes e.max®, après nettoyage à l'alcool à 70°, ont été appliquées par pression digitale modérée jusqu'à la butée du moule. Leur face polie a été placée en regard de l'embout de la lampe à photopolymériser. Les échantillons de composite de collage non polymérisés, ont été préalablement déposés au centre du moule à l'aide des embouts de seringue fournis dans le conditionnement.

La photopolymérisation des échantillons a été menée immédiatement en suivant, à J_0 à une irradiance en sortie de lampe de 1400 mW/cm^2 (mode HP), pour un temps d'irradiation de 40 secondes au moyen d'une lampe à photopolymériser D-Light Pro® (GC Dental, Tokyo, Japan) neuve, à batterie entièrement chargée. L'embout de la lampe a été placé en contact étroit avec la face externe de la facette e.max.

Les échantillons de composite ont ensuite été décollés et recueillis avec précaution à l'aide d'une lame de bistouri, l'absence d'adhésion de la résine ni avec la plaque de verre ni avec la facette e.max aidant car aucun pré-traitement de l'intrados des facettes n'avait été réalisé. L'opération a été répétée 8 fois pour chaque groupe, la facette étant nettoyée à l'alcool à 70° et l'absence de résidus vérifiée à chaque reprise.

La photopolymérisation de la résine composite sans interposition de facette en céramique, a été réalisée afin d'obtenir 1 échantillon de composite témoin.

Ils ont ensuite été stockés pendant 7 jours à température ambiante en milieu clos et sec sans lumière.

La constitution des échantillons a été réalisée dans une pièce à température ambiante de 25°C, avec un éclairage ambiant faible.

- Spectrométrie infra-rouge

À J+7, afin de tenir compte de la post-polymérisation, près de 0,005g de chaque échantillon de composite ont été pesés au moyen d'une balance de précision (Adventurer™, OHAUS®), broyés et mélangés à 0,4g de Bromure de Potassium (KBr), "transparent" à la spectrométrie infrarouge. Ceci a permis de constituer des pastilles formées par pressée, soumises à analyse FT-IR (Spectroscopie Infrarouge à Transformée de Fourier, Spectromètre Spectrum One®, Perkin Elmer).

Une pastille de résine composite non-polymérisée a également été constituée selon le même procédé afin de pouvoir comparer les spectres d'absorption et calculer les taux de conversion de chaque échantillon.

Les spectres IR ont été recueillis et analysés entre 1700 et 1500 cm⁻¹ en mode Absorbance. Chaque degré de conversion (DC) a été calculé avec la méthode d'ajustement de la ligne de base standard (auto-baseline), c'est-à-dire par les changements des rapports entre les pics d'Absorbance correspondants aux doubles liaisons carbone aliphatique (1638 cm⁻¹) et aromatique (1608 cm⁻¹) avant et après la polymérisation.

Nous avons utilisé les pics d'absorbance des C=C aromatiques comme références internes car leur longueur d'onde d'absorption ne change pas au cours de la réaction de polymérisation.

Le DC pour chaque échantillon a été déterminé à l'aide de l'équation suivante :

$$DC(\%) = 100 \times \frac{\frac{abs(C=C \text{ aliphatiques})_{\text{polymérisé}}}{abs(C=C \text{ aromatiques})_{\text{polymérisé}}}}{\frac{abs(C=C \text{ aliphatiques})_{\text{non polymérisé}}}{abs(C=C \text{ aromatiques})_{\text{non polymérisé}}}}$$

Où abs (C=C aromatiques) est la hauteur du pic d'absorbance des liaisons C=C aromatiques et abs (C=C aliphatiques) est la hauteur du pic d'absorbance des liaisons C=C aliphatiques pour les échantillons de composite polymérisé et non-polymérisé

II. RESULTATS

Les échantillons MT de l'étude de K. De Peretti Della Rocca ont été inclus dans l'analyse afin de former le 4^e groupe, d'épaisseur de 1mm. Voici en suivant, des exemples de spectres FT-IR moyens obtenus pour chaque groupe :

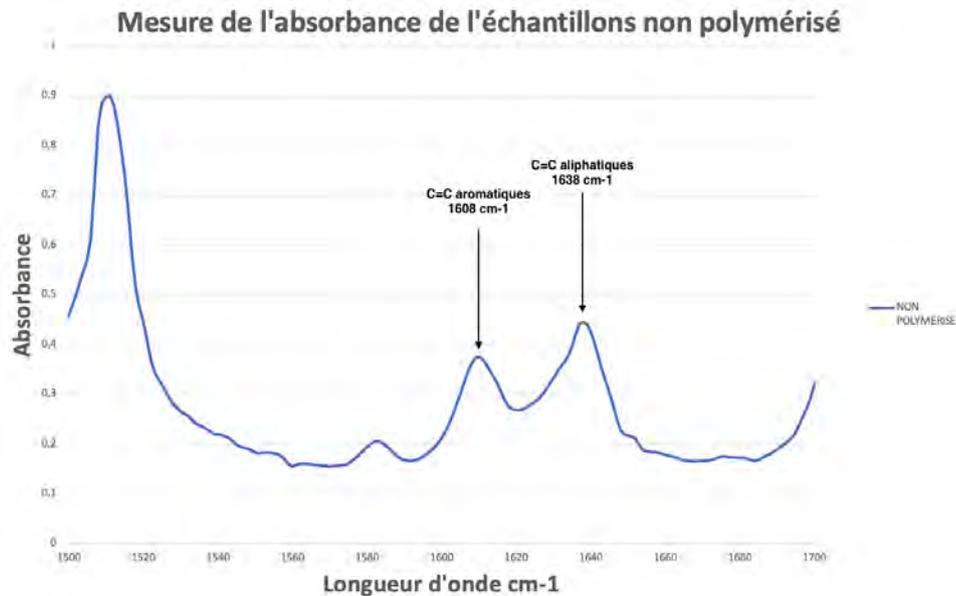


Figure 5 : Spectre d'Absorption IR du composite G-aenial® universal injectable non polymérisé

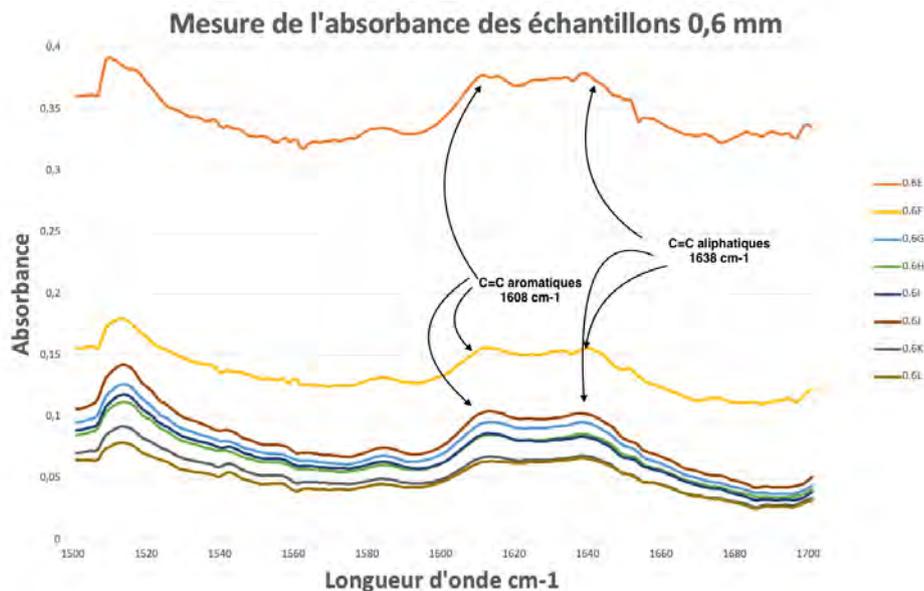


Figure 6 : Spectre d'Absorption IR des échantillons de composite G-aenial® universal injectable sous la facette e.max® de 0,6mm

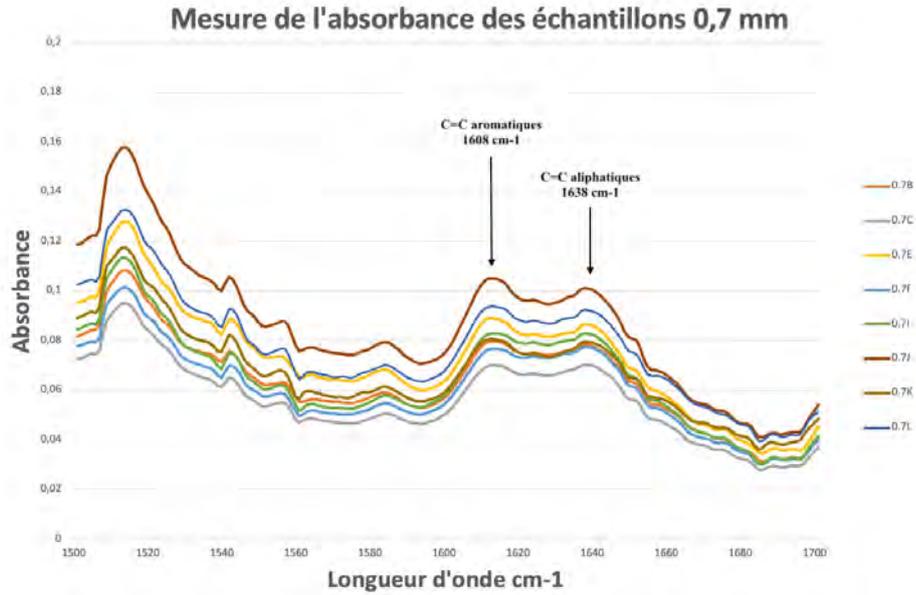


Figure 7 : Spectres d'Absorption IR des échantillons de composite G-aenial® universal injectable sous la facette e.max® de 0,7mm

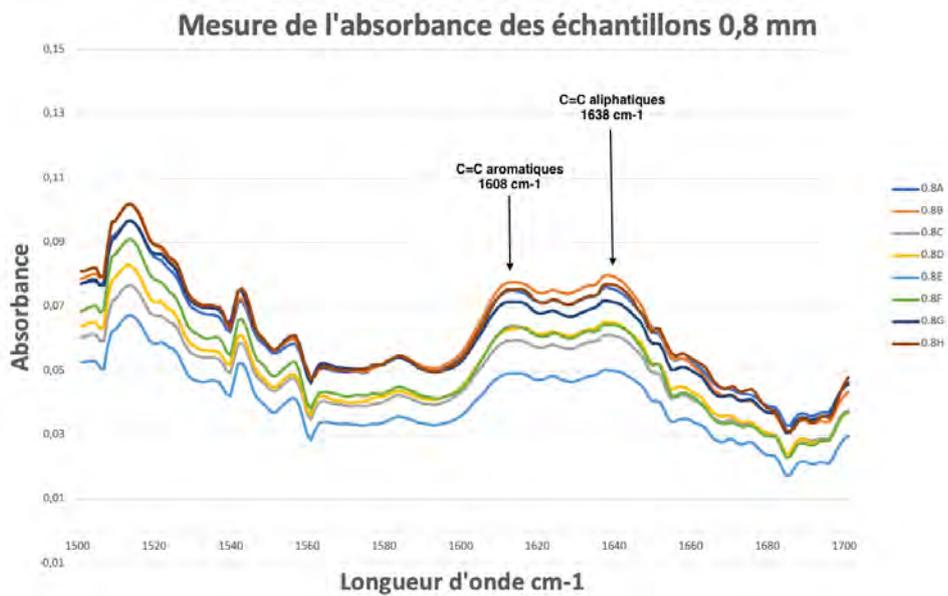


Figure 8 : Spectres d'Absorption IR des échantillons de composite G-aenial® universal injectable sous la facette e.max® de 0,8mm

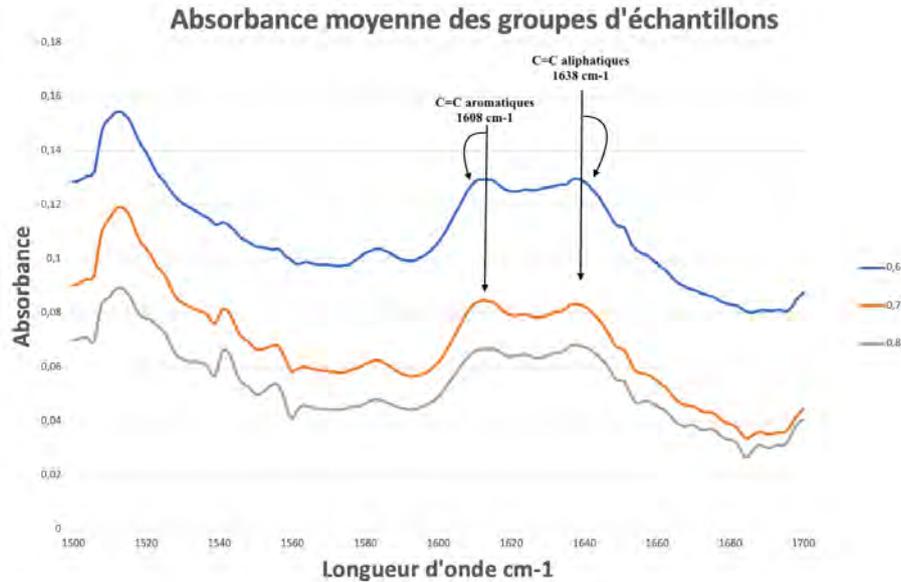


Figure 9 : Spectres d’Absorption IR moyens des groupes d’échantillons de composite G-aenial® universal injectable sous la facette e.max®

NB : L’échelle d’Absorbance sur l’axe des ordonnées est différente sur les spectres IR entre le groupe non polymérisé et les groupes polymérisés. L’échelle des abscisses est inversée pour le groupe MTA2 1mm.

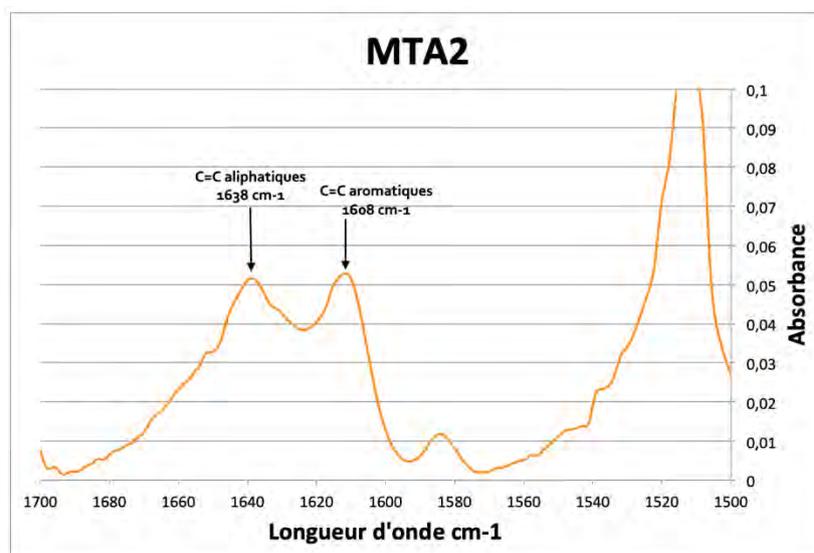


Figure 10 : Spectre d’Absorption IR moyens du groupe d’échantillon de composite G-aenial® universal injectable sous la facette e.max® MTA2 de 1mm

Bien qu’une tendance à la diminution du degré de conversion soit observée lorsque l’épaisseur de céramique augmente (Figure 10) (DC 0,6mm > DC 0,7mm > DC 0,8mm), les différences demeurent non significatives entre ces 3 groupes de l’études. Nous constatons cependant une différence significative ($p < 0,001$) entre ces groupes et celui de 1mm d’épaisseur (Figure 11).

L'augmentation de l'épaisseur de la facette en céramique e.max® modifie donc de façon significative le degré de conversion du composite de collage G-aenial universal injectable à partir d'une épaisseur d'1mm.

	Groupe 0,6	Groupe 0,7	Groupe 0,8	Groupe 1	p
Degré de conversion DC (%)	87,46 ± 0,71	87,44 ± 0,40	86,33 ± 0,34	67,46 ± 3,31	<0.001

Figure 11 : Degrés de conversion (%) moyens (± écart-type) des échantillons de composite de collage en fonction de l'épaisseur (croissante) des facettes e.max®

Les variables quantitatives sont présentées sous la forme [moyenne ± écart type].

La comparaison entre tous les groupes a été assurée par l'application d'une analyse Anova (p-value totale) après vérification de l'hypothèse d'une distribution normale des valeurs et de l'égalité des variances.

La comparaison des groupes deux à deux a été assurée par l'utilisation d'un test post-hoc de Tukey.

Le seuil de significativité est fixé à 5%.

La base de données a été constituée sur Microsoft Excel® puis les analyses et figures réalisées grâce aux logiciels Stata v.13®, R v.3.5.1® et GraphPad Prism 5®.

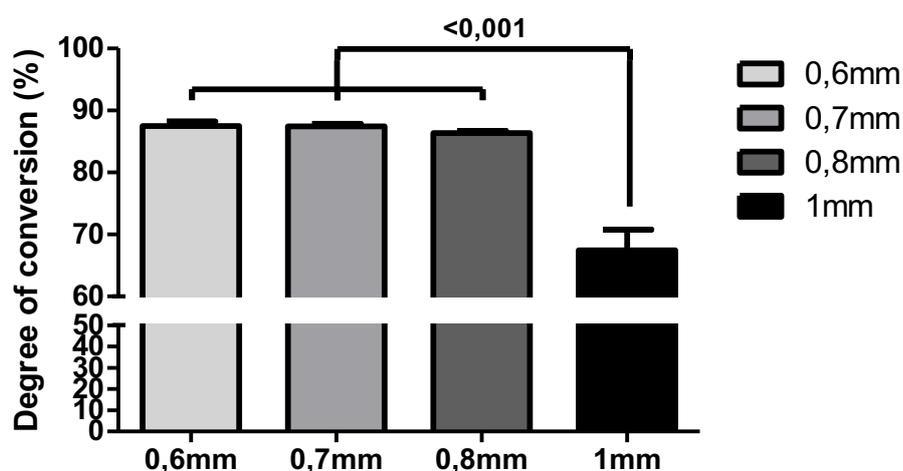


Figure 12 : Diagramme représentatif des degrés de conversion (%) moyens (± écart-type) des échantillons de composite de collage en fonction de l'épaisseur des facettes e.max®

III. DISCUSSION

L'utilisation de composites photopolymérisables dans l'assemblage de facettes en disilicate de lithium comporte de nombreux avantages (15), mais la variation possible du taux de conversion, diminuant ainsi la qualité du collage (19), devait être étudiée en fonction de l'épaisseur de céramique utilisée, afin de reproduire différentes situations cliniques.

Les résultats de notre étude montrent que l'épaisseur de la vitrocéramique enrichie en disilicate de lithium (e.max®) d'une facette a une influence négative sur le degré de conversion du composite universel G-aenial® universal injectable utilisé dans son assemblage, à partir de 1mm d'épaisseur.

Notre hypothèse nulle selon laquelle le degré de conversion ne varie pas selon l'épaisseur de céramique utilisée est donc rejetée. Malgré la tendance à la décroissance du degré de conversion du composite à mesure de l'augmentation de l'épaisseur de céramique, ces résultats ne sont pour autant pas statistiquement significatifs pour des valeurs inférieures à 1mm.

Martins et *al.* dans leur méta-analyse (2), ont conclu que plus la céramique était mince, plus le degré de conversion était élevé. Ils ont notamment précisé qu'une épaisseur supérieure à 1mm réduisait considérablement le degré de conversion du composite sous-jacent, qu'il soit photopolymérisable ou dual, ce qui confirme nos résultats.

Les travaux de Runnacles et *al.* (15) vont également dans le même sens, affirmant ainsi que « le degré de conversion des céramiques évaluées est une fonction linéaire négative en fonction de l'épaisseur ». Cependant, leurs résultats ne sont statistiquement significatifs qu'à partir de 1,5mm. Les résultats sont similaires pour Faria-e-Silva et *al.* (14) puisqu'ils obtiennent dans leurs travaux une diminution significative du taux de conversion pour des épaisseurs de 2mm. Cette tendance est également confirmée dans les travaux de Scotti et *al.* (17) avec une diminution du degré de conversion pour les composites *light cure* en fonction de l'épaisseur de céramique.

Notre étude porte sur un type de céramique bien précis : la vitrocéramique enrichie en disilicate de lithium. Oh et *al.* (16) ont comparé dans leurs travaux le degré de conversion des composites en fonction de différents types de céramiques, incluant l'e.max® CAD, mais aussi l'IPS empress CAD, et la Vita Mark II. Ils ont conclu que quel que soit le type de céramique, le degré de conversion du composite photopolymérisable diminuait quand l'épaisseur de céramique augmentait.

Moraes et *al.* (21) ont quant à eux trouvé des résultats contradictoires aux nôtres. En effet, ils affirment qu'il n'y a pas de différence significative entre les degrés de conversion pour des épaisseurs de 0,7mm à 2,0mm. Ces résultats divergents peuvent s'expliquer par l'utilisation d'un composite différent, puisque celui utilisé par Moraes et *al.* est de type *dual* tandis que nous avons étudié un biomatériau strictement photopolymérisable. Notre choix s'est porté sur le composite universel G-aenial® universal injectable en teinte A2 de la société GC Dental (Tokyo, Japon) car, bien que cela ne soit pas clairement inscrit dans sa brochure, il est de plus en plus utilisé par les praticiens pour le collage de facettes. Ses propriétés mécaniques, sa thixotropie et sa bonne mouillabilité rendent sa manipulation aisée. Ce matériau possède un taux de charges élevé en poids de 69%. La Fiche de Données Sécurité du produit nous renseigne sur la présence du TPO (oxyde de diphényl(2,4,6-triméthylbenzoyl)phosphine)) comme photoinitiateur. (22)

Les travaux de Cho et *al.* en 2015 (12) confirment eux-aussi la tendance à la diminution du degré de conversion du composite, cependant leurs résultats ne sont pas statistiquement significatifs pour les épaisseurs utilisées, comprises entre 0,3 et 1,2mm. Cette discordance peut être expliquée par la différence de type de céramique utilisé ainsi que sa translucidité. En effet, bien que Oh et *al.* (16) affirment que quel que soit le type de céramique, le degré de conversion de la résine composite diminue avec l'augmentation de l'épaisseur de céramique, cette différence de type, couplée à une variation de translucidité de la céramique (LT vs. MT) pourraient expliquer la discordance de résultats. De plus le temps de polymérisation est relativement différent : avec seulement 15s de photopolymérisation, les degrés de conversion obtenus sont relativement faibles (<30%) avec une distribution étendue des valeurs et un écart type élevé. Dans notre étude, le temps de photopolymérisation est de 40s. La lampe à photopolymériser choisie est la D-Light® Pro (GC Dental, Tokyo, Japon), qui possède un large spectre d'émission grâce à une double longueur d'onde (LED bleue émettant à 460-465nm et LED violette émettant à 400-405nm), et une puissance de sortie atteignant les 1400 mW/cm² avec le mode haute puissance HP.

Le protocole de notre étude peut également être discuté. Bien que cherchant à reproduire au maximum une situation clinique en polissant la face externe, il s'affranchit du glaçage et du traitement de l'intrados de la céramique par acide fluorhydrique ainsi que par application de silane, pouvant potentiellement modifier la pénétration de la lumière (13,14) et le degré de conversion du composite. Tous les échantillons ont été réalisés par le même opérateur dans un souci de pallier aux variables inter-opérateur, mais les manipulations ont été réalisées à température ambiante et non à température corporelle, en milieu sec contrairement au milieu buccal.

Les résultats de la présente étude et la littérature actuelle permettent d'affirmer que le composite universel G-aenial® universal injectable peut être utilisé dans l'assemblage de facettes en vitrocéramique enrichie en disilicate de lithium en teinte A2 et de translucidité MT, jusqu'à une épaisseur de 1mm sans impact clinique sur son degré de conversion. Les degrés de conversions obtenus sont supérieurs aux valeurs permettant une performance cliniquement acceptable (1,19).

CONCLUSION

Le degré de conversion du composite universel G-aenial® universal injectable a diminué lorsque l'épaisseur de vitrocéramique enrichie en disilicate de lithium (e.max®) augmentait. Malgré une tendance observable sur l'ensemble des groupes, seules les valeurs relevées pour les facettes de 1mm d'épaisseur étaient significativement inférieures à celles relevées pour les épaisseurs plus fines de céramique.

Nous pouvons donc en conclure qu'à partir d'1mm d'épaisseur d'e.max®, le degré de conversion d'un composite photopolymérisable est nettement diminué, bien qu'il reste cliniquement acceptable. Dans les mêmes conditions, et pour des épaisseurs supérieures à 1mm, la littérature semble confirmer que l'utilisation d'un composite *dual* pourrait être recommandé afin de garantir une qualité de collage suffisante.

Le Président du jury

Pr MONSARRAT Paul



Les Directeurs de thèse

Dr CANCEILL Thibault



Dr DUCASSÉ Romain



BIBLIOGRAPHIE

1. David-Pérez M, P Ramírez-Suárez J, Latorre-Correa F, A Agudelo-Suárez A. Degree of conversion of resin-cements (light-cured/dual-cured) under different thicknesses of vitreous ceramics: systematic review. *J Prosthodont Res.* 1 déc 2021;
2. Martins FV, Vasques WF, Fonseca EM. How the Variations of the Thickness in Ceramic Restorations of Lithium Disilicate and the Use of Different Photopolymerizers Influence the Degree of Conversion of the Resin Cements: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* janv 2019;28(1):e395-403.
3. De Peretti Della Roca K. Les composites de collage Light Cure dans l'assemblage de facettes en vitrocéramique enrichie en disilicate de lithium : avantages et limites.
4. Blatz MB, Vonderheide M, Conejo J. The Effect of Resin Bonding on Long-Term Success of High-Strength Ceramics. *J Dent Res.* févr 2018;97(2):132-9.
5. Tafur-Zelada CM, Carvalho O, Silva FS, Henriques B, Özcan M, Souza JCM. The influence of zirconia veneer thickness on the degree of conversion of resin-matrix cements: an integrative review. *Clin Oral Investig.* juin 2021;25(6):3395-408.
6. Houvenaeghel M. Les techniques de préparations pour restaurations adhésives collées antérieures: actualisation des données, fiches de protocole pédagogique et clinique. :63.
7. Bobée AL. Les restaurations céramo-céramiques: étude du système IPS e.max® Press et indications en prothèse dento-portée et implanto-portée. Université d'odontologie de Lorraine;
8. Yuce M, Ulusoy M, Turk AG. Comparison of Marginal and Internal Adaptation of Heat-Pressed and CAD/CAM Porcelain Laminate Veneers and a 2-Year Follow-Up. *J Prosthodont.* juin 2019;28(5):504-10.
9. Riccitiello F, Amato M, Leone R, Spagnuolo G, Sorrentino R. In vitro Evaluation of the Marginal Fit and Internal Adaptation of Zirconia and Lithium Disilicate Single Crowns: Micro-CT Comparison Between Different Manufacturing Procedures. *Open Dent J.* 22 févr 2018;12(1):160-72.
10. Etienne O. Les facettes en céramiques. CdP; 2015. (Memento).

11. Etienne O, Anckenmann L. Restaurations esthétiques en céramique collée. CdP; 2016. (JPIO).
12. Cho SH, Lopez A, Berzins DW, Prasad S, Ahn KW. Effect of Different Thicknesses of Pressable Ceramic Veneers on Polymerization of Light-cured and Dual-cured Resin Cements. *J Contemp Dent Pract.* 1 mai 2015;16(5):347-52.
13. O'Keefe KL, Pease PL, Herrin HK. Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples. *J Prosthet Dent.* oct 1991;66(4):434-8.
14. Faria-e-Silva AL, Pfeifer CS. Effectiveness of high-power LEDs to polymerize resin cements through ceramics: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* avr 2017;S0022391317300057.
15. Runnaeles P, Correr GM, Baratto Filho F, Gonzaga CC, Furuse AY. Degree of Conversion of a Resin Cement Light-Cured Through Ceramic Veneers of Different Thicknesses and Types. *Braz Dent J.* janv 2014;25(1):38-42.
16. Oh S, Shin SM, Kim HJ, Paek J, Kim SJ, Yoon TH, et al. Influence of glass-based dental ceramic type and thickness with identical shade on the light transmittance and the degree of conversion of resin cement. *Int J Oral Sci.* 2 mars 2018;10(1):5.
17. Scotti N, Comba A, Cadenaro M, Fontanive L, Breschi L, Monaco C, 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. *Int J Prosthodont.* juill 2016;29(4):384-8.
18. Alkudhairy F, AlKheraif A, Naseem M, Vohra F, Khan R. Degree of conversion and depth of cure of Ivocerin containing photo-polymerized resin luting cement in comparison to conventional luting agents. *Pak J Med Sci [Internet].* 5 avr 2018 [cité 9 déc 2022];34(2). Disponible sur: <http://pjms.com.pk/index.php/pjms/article/view/14491>
19. De Souza G, Braga RR, Cesar PF, Lopes GC. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *J Appl Oral Sci.* août 2015;23(4):358-68.
20. Mode d'emploi e.max CAD IVOCLAR VIVADENT. 2009.
21. Moraes RR, Brandt WC, Naves LZ, Correr-Sobrinho L, Piva E. Light- and time-dependent polymerization of dual-cured resin luting agent beneath ceramic. *Acta Odontol Scand.* janv 2008;66(5):257-61.

22. G-aenial Universal Flo. User Manual

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : Vue 3D des différents types de préparations pour facettes ; Source : Etienne O, Anckenmann L. Restaurations esthétiques en céramique collée. CdP; 2016. (JPIO)

Figure 2 : Blocs IPS e.max® CAD MTA2; Source Ivoclar Vivadent

Figure 3 : G-aenial® universal injectable teinte A2; Source GC Dental Europe

Figure 4 : D-Light® Pro; Source : GC Dental Europe

Figure 5 : Spectre d'Absorption IR du composite G-aenial® universal injectable non polymérisé

Figure 6 : Spectre d'Absorption IR des échantillons de composite G-aenial® universal injectable sous la facette e.max® de 0,6mm

Figure 7 : Spectres d'Absorption IR des échantillons de composite G-aenial® universal injectable sous la facette e.max® de 0,7mm

Figure 8 : Spectres d'Absorption IR des échantillons de composite G-aenial® universal injectable sous la facette e.max® de 0,8mm

Figure 9 : Spectres d'Absorption IR moyens des groupes d'échantillons de composite G-aenial® universal injectable sous la facette e.max®

Figure 10 : Spectre d'Absorption IR moyens du groupe d'échantillon de composite G-aenial® universal injectable sous la facette e.max® MTA2 de 1mm

Figure 11 : Degrés de conversion (%) moyens (\pm écart-type) des échantillons de composite de collage en fonction de l'épaisseur (croissante) des facettes e.max®

Figure 12 : Diagramme représentatif des degrés de conversion (%) moyens (\pm écart-type) des échantillons de composite de collage en fonction de l'épaisseur des facettes e.max®

LEXIQUE

MT : « Medium Translucency »

LT : « Low Translucency »

CFAO : Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur

CAD/CAM : « Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing »

LC : « Light-Cure »

DC : « Dual-Cure »

ÉVALUATION IN VITRO DU DEGRÉ DE CONVERSION D'UN COMPOSITE PHOTOPOLYMÉRISABLE UTILISÉ POUR LE COLLAGE DE FACETTES SELON L'ÉPAISSEUR DE CÉRAMIQUE

RESUME EN FRANÇAIS

Lors du collage d'une facette en e.max avec un composite photopolymérisable, la variation d'épaisseur de céramique pourrait diminuer le degré de conversion, refléter d'une polymérisation efficace, et garantir des performances cliniques. Le but de cette étude était de mesurer le degré de conversion d'un composite *light cure* (G-aenial® universal injectable), photopolymérisé à travers des échantillons de céramique (e.max CAD MT A2) d'épaisseurs différentes (0,6 mm, 0,7mm, 0,8mm et 1mm). Le degré de conversion a été évalué par spectroscopie FTIR (n = 8). Les données ont été analysées avec une ANOVA unidirectionnelle et le test de Tukey ($\alpha = 0,05$). Nous observons une différence significative ($p < 0,001$) entre les groupes (0,6 à 0,8mm) et celui de 1mm d'épaisseur. L'augmentation de l'épaisseur de la facette en céramique e.max® modifie donc de façon significative le degré de conversion du composite de collage G-aenial universal injectable à partir d'une épaisseur d'1mm.

TITRE EN ANGLAIS : IN VITRO EVALUATION OF THE DEGREE OF CONVERSION OF A LIGHT-CURED COMPOSITE USED FOR BONDING VENEERS ACCORDING TO CERAMIC THICKNESS

RESUME EN ANGLAIS

When bonding an e.max veneer with a light-cured composite, the variation of ceramic thickness could reduce the degree of conversion, reflecting efficient polymerization and guaranteeing clinical performance. The aim of this study was to measure the degree of conversion of a light cure composite (G-aenial® universal injectable), light-cured through ceramic samples (e.max CAD MT A2) of different thicknesses (0.6 mm, 0.7mm, 0.8mm and 1mm). The degree of conversion was assessed by FTIR spectroscopy (n=8). Data were analyzed with one-way ANOVA and Tukey's test ($\alpha = 0.05$). We observe a significant difference ($p < 0.001$) between the groups (0.6 to 0.8mm) and that of 1mm thickness. Increasing the thickness of the e.max® ceramic veneer therefore significantly modifies the degree of conversion of the injectable G-aenial universal luting composite from a thickness of 1mm.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Chirurgie dentaire

MOTS-CLES : céramique, e.max, FT-IR, collage, degré conversion

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :

Université Toulouse III-Paul Sabatier
Faculté de Santé – Département d'odontologie : 3 chemin des Maraîchers, 31062 Toulouse
Cedex

Directeurs de thèse : Dr CANCEILL Thibault, Dr DUCASSÉ Romain