

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

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

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

UNIVERSITÉ PARIS CITÉ

FACULTÉ DE SANTÉ

UFR D'ODONTOLOGIE

Année 2024

N°129

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le :

Par

Timothy FASHAM

**Profondeur de photopolymérisation de différentes résines
composites à travers divers matériaux CAD-CAM**

Dirigée par M. le Docteur Philippe François

JURY

Mme le Professeur Élisabeth Dursun

M. le Docteur Philippe François

M. le Docteur Jean-Pierre Attal

M. le Docteur Mathieu Izart

Mme le Docteur Élisabeth Caussin

Président

Assesseur

Assesseur

Assesseur

Invité

L'auteur s'engage à respecter les droits des tiers, et notamment les droits de propriété intellectuelle. Dans l'hypothèse où la thèse d'exercice comporterait des éléments protégés par un droit quelconque, l'auteur doit solliciter les autorisations nécessaires à leur utilisation, leur reproduction et leur représentation, auprès du ou des titulaires des droits. Le droit de citations doit s'exercer avec rigueur et discernement. Certaines citations peuvent comporter un extrait textuel de la source. Cet extrait textuel doit être relativement court (une quinzaine de lignes tout au plus), mis entre guillemets ou clairement séparé du corps du texte et bien évidemment référencé en citation. En ce qui concerne la citation sans extrait textuel (mention d'idées ou concepts originaux, données chiffrées, figures, etc.), il faut également en citer la source. Toute figure, tableau, graphique reproduit doit également être accompagné de la citation de la source. L'auteur est responsable du contenu de sa thèse d'exercice. Il garantit l'Université contre tout recours. Elle ne pourra en aucun cas être tenue responsable de l'atteinte aux droits d'un tiers.

Timothy FASHAM

Tableau des enseignants de l'UFR d'Odontologie

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PRÉVENTION	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme M. Molla-AUJAY DE LA DURE Mme É. DURSUN Mme S. VITAL	M. P.-J. BERAT (MCU associé) Mme A.-L. BONNET M. F. COURSON Mme A. VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE	Mme E. LE NORCY	M. G. DOT M. C. DUNGLAS M. P. GARREC Mme A. KAMOUN Mme B. VI-FANE
	PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	Mme S. AZOGUI-LEVY M. P. PIRNAY	Mme A. GERMA Mme V. SMAIL-FAUGERON Mme A. TENENBAUM
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme F. ANAGNOSTOU M. M. BIOSSE DUPLAN Mme M. C. CARRA Mme M.-L. COLOMBIER Mme M. GOSSET	M. A. BRUN M. D. GUEZ M. S. KERNER
	CHIRURGIE ORALE	Mme G. LESCAILLE M. L. MAMAN Mme L. RADOÏ M. N. MOREAU	Mme V. BAAROUN M. B. COURRIER Mme A.-L. EJEIL M. F. FERRÉ M. F. GAULTIER M. T. NGUYEN Mme J. ROCHEFORT M. L. SICARD Mme I. TAÏHI M. H. TARRAGANO
	BIOLOGIE ORALE	Mme C. BARDET (PU) Mme A. BERDAL Mme C. CHAUSSAIN M. V. DESCROIX M. B. FOURNIER M. B. GOGLY Mme S. SÉGUIER	Mme C. ANDRIQUE (MCU associée) M. C.-D. ARRETO M. J. BOUCHET (MCF) Mme H. CHARDIN M. P. COLLIN Mme M.-H. COTTET Mme A. COUDERT (MCF) Mme C. GORIN Mme S. HOUARI-MEJRI Mme J. ISAAC (MCF) M. O. LE MAY M. G. LIGNON (MCU associé) M. A. NASSIF Mme N. NOWWAROTE (MCU associé) M. B. PAIVA DOS SANTOS (MCF)
3. RÉHABILITATION ORALE (DÉBUT)	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme T. BOUKPESSI M. P. COLON Mme C. GAUCHER	Mme F. BERÈS Mme C. BESNAULT Mme A.-M. COLLIGNON M. F. DECUP Mme A. HARTMANN Mme K. JEDEON M. G. KUHN Mme C. MESGOUÉZ-MENEZ Mme C. MOCQUOT Mme N. PRADELLE PLASSE Mme M. ZANINI

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
3. RÉHABILITATION ORALE (SUITE)	PROTHÈSES	Mme M.-V. BERTERETCHE Mme A. BRAUD M. O. FROMENTIN M. C. RIGNON-BRET M. B. TAVERNIER Mme C. WULFMAN	M. J.-M. CHEYLAN Mme H. CITTERIO Mme M.-J. CRENN M. M. DAAS M. D. DOT M. L. DUPAGNE (MCU associé) M. N. EID M. S. ESCURE Mme I. FOUILLOUX Mme L. FRIEDLANDER M. P. GATEAU M. D. MAURICE M. P. MOULIN M. P. RENAULT Mme É. SARFATI M. J.-E. SOFFER M. P. TRAMBA
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIAUX	M. Y. BOUCHER Mme L. JORDAN M. J.-F. N'GUYEN M. B. SALMON	M. J.-P. ATTAL M. C. AZEVEDO Mme R. BENBELAÏD Mme A. BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) Mme J. BOSCO M. D. BOUTER M. M. CHERRUAU M. R. FELIZARDO M. P. FRANÇOIS Mme F. MANGIONE M. A. PORPORATI (MCU associé) Mme F. TILOTTA
PROFESSEURS ÉMÉRITES		M. P. BOUCHARD Mme M.-L. BOY-LEFÈVRE Mme M. FOLLIGUET Mme M. WOLIKOW M. R. GARCIA M. J.-J. LASFARGUES M. A. LAUTROU M. G. LEVY	M. B. PELLAT Mme A. POLIARD M. J.-L. SAFFAR

Liste mise à jour le 08/12/2023

Remerciements

À Mme le Professeur Élisabeth Dursun ; Docteur en Chirurgie-dentaire ; Ancien Interne des hôpitaux ; Docteur de l'Université Paris 13 ; Habilitée à Diriger des Recherches ; Professeur des Universités, UFR d'Odontologie – Université Paris Cité ; Praticien hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris ;

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury de thèse d'exercice. Pour votre disponibilité et vos conseils dans l'initiation à la rédaction d'article scientifique qui ont été d'une grande valeur pour moi. Pour votre engagement dans la direction de ma thèse d'université, je vous adresse mes plus sincères remerciements.

À M. le Docteur Philippe François ; Docteur en Chirurgie-dentaire ; Docteur de l'Université Paris 13 ; Maître de Conférences des Universités, UFR d'Odontologie – Université Paris Cité ; Praticien hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris ;

Pour m'avoir fait l'honneur de diriger cette thèse d'exercice. Pour ton encadrement et ta bienveillance tout au long de mon parcours : depuis mes premiers TP d'endodontie jusqu'à la fin de mon externat. Pour ta patience à me répondre à mes maintes questionnements en biomatériaux. Pour m'avoir fait confiance sur les différents projets de recherche et pour m'avoir accepté de venir en tant qu'attaché à ta vacation CFAO. Pour ton dévouement à développer toute la chaîne numérique à l'hôpital Bretonneau et à la formation universitaire. Tu es une source d'inspiration pour moi. J'espère que tu trouveras ici le témoignage de ma reconnaissance et de mon plus profond respect.

À M. le Docteur Jean-Pierre Attal ; Docteur en Chirurgie-dentaire ; Docteur de l'Université Paris Descartes ; Habilité à Diriger des Recherches ; Maître de Conférences des Universités, UFR d'Odontologie – Université Paris Cité ; Praticien hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris ; Vice-Doyen de l'UFR d'Odontologie – Université Paris Cité ;

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de participer à ce jury de thèse d'exercice. Pour votre soutien et votre confiance au sein du laboratoire URB2i et dans le cadre universitaire. Pour la qualité de vos enseignements en biomatériaux et pour votre partage de la vision de la dentisterie de demain. Veuillez trouver ici l'expression de ma profonde gratitude et reconnaissance.

À M. le Docteur Mathieu Izart ; *Docteur en Chirurgie-dentaire ; Chef de Clinique des Universités – Assistant des hôpitaux, UFR d’Odontologie – Université Paris Cité ; Praticien hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris ;*

Pour m’avoir fait l’honneur d’accepter de participer à ce jury de thèse d’exercice. Pour ton encadrement, tes conseils, et ta patience à me pousser dans une pratique à faire preuve d’exigence. Je te remercie pour toute ta bienveillance et ta bonne humeur pendant mon master d’endodontie.

À Mme le Docteur Élisabeth Caussin ; *Docteur en Chirurgie-dentaire ; Chef de Clinique des Universités – Assistant des hôpitaux, UFR d’Odontologie – Université Paris Cité ; Praticien hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris ;*

Pour m’avoir fait l’honneur d’accepter de participer à ce jury de thèse d’exercice. Pour ta disponibilité, tes conseils, et pour m’avoir aidé à me sentir intégré avec l’équipe d’endodontie, je t’en suis reconnaissant.

Résumé et indexation en français et anglais

Résumé :

Cette étude s'attache à évaluer de quelle manière la chimie de prise et la composition de résines composites impactent la profondeur de photopolymérisation à travers divers matériaux CAD-CAM, et à estimer s'il est possible de prédire une profondeur de photopolymérisation à partir d'une translucidité d'un matériau CAD-CAM. Des spécimens de matériaux CAD-CAM (zircone multicouche, vitrocéramique à base de disilicate de lithium, et résine composite) d'épaisseurs variables (2-, 3-, et 4 mm) ont été préparés et leur paramètres de translucidité (TP) ont été mesurés. Deux colles, une à prise photopolymérisable seule et une à prise duale (Variolink Esthetic LC et DC), ainsi qu'une résine composite bulk-fill plus chargée en Ivocerin (Tetric PowerFill) ont été utilisées dans cette étude pour mimer les résines de collage. Elles ont été photopolymérisées selon trois programmes différents : 20 secondes « High Power » (HP) ($\pm 1200 \text{ mW/cm}^2$), et 9 et 18 secondes « 3sCure » ($\pm 3000 \text{ mW/cm}^2$). Cette profondeur de photopolymérisation est évaluée par la microdureté de surface selon Vickers, selon que l'état de polymérisation « suffisamment polymérisée » est atteint ou non par les résines composites. Il a été constaté qu'avec le programme 18 secondes « 3sCure », les valeurs de profondeur de photopolymérisation sont équivalentes, voire supérieures, à celles obtenues avec le programme HP. Tetric PowerFill a été plus performant que les autres résines composites étudiées ; ceci suggère qu'une résine composite plus chargée en Ivocerin pourrait présenter une meilleure profondeur de photopolymérisation à travers un matériau CAD-CAM. Un modèle prédictif pour déterminer l'état de photopolymérisation des résines de collage à partir d'une valeur de TP de substrat prothétique CAD-CAM a été généré à partir des analyses de courbes ROC.

Discipline ou spécialité :

Matériaux dentaires

Mots clés français (fMeSH et Rameau) :

fMeSH : Polymérisation ; Résines composites

Rameau : Biomatériaux ; CFAO, Système de

Forme ou Genre :

fMeSH : Dissertation universitaire

Rameau : Thèses et écrits académiques

Title : Effects of CAD-CAM materials and thickness on the depth of cure of various light-cured resin composites

Abstract :

This study aims to evaluate how different chemistries of resin composite can affect the depth of cure (DOC) through different CAD-CAM materials and assess if it is possible to predict DOC according to CAD-CAM materials translucency. CAD-CAM specimens (multilayer zirconia , lithium disilicate glass ceramic, and resin composite) of three thicknesses (2-, 3-, and 4 mm) were prepared and their translucency parameter (TP) measured. A light-curable and a dual-curable resin luting cement (Variolink Esthetic LC and DC) as well as a bulk-fill resin composite with greater Ivocerin concentration (Tetric PowerFill) were used to mimic luting agents. They were light-cured with three different curing programs: 20 seconds « High Power » (HP) ($\pm 1200\text{mW/cm}^2$), 9 and 18 seconds « 3sCure » ($\pm 3000\text{mW/cm}^2$). DOC was assessed by Vickers microhardness (VHN) testing. DOC of resin composite light cured with 18 seconds of « 3sCure » was equal or better than when cured with HP. Tetric PowerFill performed better than the other resin composites, thus suggesting that resin composite with greater Ivocerin concentration could lead to a greater depth of cure. A predictive model to determine whether a luting agent was sufficiently cured according to a known CAD-CAM's TP was settled.

Branch or specialty :

Dental materials

English keywords (MeSH) :

Polymerization ; Dental Composite

Publication type (MeSH) :

Academic Dissertation

Liste des abréviations

- CAD-CAM : Conception assisted design – conception assisted manufacturing (CFAO)
- HP : programme de photopolymérisation « High Power »
- LS₂ : Disilicate de lithium
- PF : Tetric PowerFill
- TP : Paramètre de translucidité
- VHN : microdureté de surface selon Vickers
- VD : Variolink Esthetic Dual Cure
- VL : Variolink Esthetic Light Cure
- 3s3 : programme de photopolymérisation 9 secondes « 3sCure »
- 3s6 : programme de photopolymérisation 18 secondes « 3sCure »

Table des matières

INTRODUCTION	3
1 : RESTAURATIONS PARTIELLES POSTERIEURES ET POLYMERISATION DES RESINES DE COLLAGE	5
1.1 LES DIVERS MATERIAUX DE RESTAURATIONS PARTIELLES POSTERIEURES	5
1.1.1 Les substrats prothétiques en résine composite	5
1.1.2 Les substrats prothétiques en céramique vitreuse partiellement cristalline	6
1.1.3 Les substrats prothétiques en céramique hybride	9
1.1.4 Les substrats prothétiques en céramique polycristalline de zircon	9
1.2 POLYMERISATION DES RESINES DE COLLAGE	12
1.2.1 Les différents stades de polymérisation d'une résine composite	13
1.2.2 Les initiateurs de la photopolymérisation	18
1.2.3 Les initiateurs de chémozopolymérisation	22
1.3 CLASSIFICATION DES RESINES DE COLLAGE	22
1.3.1 Les colles complexes ou colles adhésives	23
1.3.2 Les colles simplifiées	25
1.4 ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE DE LA PROFONDEUR DE PHOTOPOLYMERISATION	29
1.4.1 Les différentes approches de mesure de la profondeur de photopolymérisation	29
1.4.2 Les profondeurs de photopolymérisation à travers les matériaux CAD-CAM dans les études in-vitro	32
1.4.3 Les facteurs influençant la profondeur de photopolymérisation dans l'assemblage	34
2 : EVALUATION IN-VITRO DE LA PROFONDEUR DE POLYMERISATION DE RESINES COMPOSITES A TRAVERS LES MATERIAUX CAD-CAM	41
2.1 LES OBJECTIFS DE L'ETUDE	41
2.2 MATERIEL ET METHODES	42
2.2.1 Les matériaux étudiés dans cette étude	42
2.2.2 Fabrication des spécimens CAD-CAM mimant le substrat prothétique	46
2.2.3 Mesure du paramètre de translucidité TP	47
2.2.4 Fabrication des spécimens mimant la résine de collage	47
2.2.5 Mesure de la microdureté de surface VHN des spécimens mimant la résine de collage	49
2.2.6 Analyse statistique	50
2.3 RESULTATS	51
2.3.1 TP des blocs CAD-CAM	51
2.3.2 VHN et cartographie de l'état de polymérisation des résines composites	53
2.3.3 Analyse de deux modèles prédictifs pour déterminer la profondeur de photopolymérisation selon une valeur de TP	54

2.4 DISCUSSION	57
2.4.1 Profondeur de photopolymérisation : mesure, différence entre les programmes de photopolymérisation et concentration d'Ivocerin	57
2.4.2 Est-ce qu'un modèle universel peut prédire l'état de polymérisation d'une résine composite selon un TP de substrat prothétique ?	65
CONCLUSION	70
BIBLIOGRAPHIE	71
TABLE DES FIGURES	76
TABLE DES TABLEAUX	79
ANNEXES	80

Introduction

Lors d'importantes pertes de substances dentaires, il était possible de remplacer ce manque par un apport direct de résines composites photopolymérisées couche par couche. Cependant, l'un des désavantages de cette technique directe est la reproductibilité d'une anatomie occlusale avec des points de contacts proximaux adaptés et d'un bon profil d'émergence (1).

Aujourd'hui, il existe un large choix de matériaux CAD-CAM aux propriétés mécaniques et optiques différentes. D'une part, ces matériaux peuvent être sélectionnés selon leur rigidité et leur résistance à la flexion. D'autre part, le pouvoir opacifiant d'un matériau en présence d'un substrat dyschromié peut influencer le choix, comme c'est le cas des zircons qui présentent une opacité augmentée par rapport aux céramiques vitreuses. De plus, l'augmentation de l'épaisseur d'un matériau s'accompagne naturellement d'une diminution de la translucidité (2). Or, cette translucidité reste essentielle lors de l'assemblage de restaurations indirectes partielles afin d'assurer que l'irradiance générée par la lampe à photopolymériser soit suffisante pour une bonne polymérisation du matériau de collage. Ce matériau de collage, appelée résine de collage ou colle, présente une composition similaire ou dérivée des résines composites de restauration. Par ailleurs, l'avantage d'une colle par rapport à un ciment est la possibilité d'assurer de bonnes valeurs d'adhérence à la fois aux tissus dentaires et aux matériaux CAD-CAM. Ceci permet donc de s'affranchir de certaines formes de préparation dentaire (i.e. rétentive ou périphérique) pour lesquelles un assemblage par microclavetage était recherché avec les agents de scellement.

La profondeur de photopolymérisation est déterminée tel que la profondeur au-delà de laquelle la résine de collage perd ses propriétés mécaniques, et est donc considérée comme insuffisamment polymérisée. Dans le cadre de l'assemblage de restaurations épaisses, une profondeur de photopolymérisation suffisante de la résine de collage est nécessaire. De ce fait, certains auteurs s'accordent ici sur l'utilisation d'une colle à prise duale (i.e. initiation prise chimique et lumineuse) plutôt qu'une à prise photopolymérisable seule (2,3). En effet, l'avantage d'une prise mixte est que la chimopolymérisation peut compenser la limitation de l'activation lumineuse. Pourtant dans la littérature, d'autres auteurs estiment qu'une colle à prise photopolymérisable seule peut être suffisamment photopolymérisée sous des substrats prothétiques d'importante épaisseur (4–6). Par conséquent, deux approches sont développées par les fabricants afin d'optimiser la polymérisation de la résine de collage. Une première approche, appelée effet « *touch cure* » consiste en l'utilisation d'un

adhésif ou d'un primer appliqué sur la dent afin de déclencher une prise par contact de la colle duale pour optimiser la polymérisation (7,8). La deuxième approche est l'incorporation de photoinitiateurs plus photoréactifs. L'étude qui suit est une étude *in vitro* préliminaire qui cherche en partie à évaluer l'impact d'un photoinitiateur plus photoréactif en plus grande concentration sur la profondeur de photopolymérisation à travers les matériaux CAD-CAM.

Dans un premier temps, les différents matériaux de restaurations indirectes ainsi que les différentes formes de prises des colles et la classification des colles seront abordés. Un état des lieux sur la profondeur de photopolymérisation retrouvée dans la littérature sera aussi évoqué. Dans un second temps, une étude *in vitro* exposera l'impact de la chimie de prise et de la composition des résines composites sur la profondeur de photopolymérisation, et déterminera s'il est possible de prédire la profondeur de photopolymérisation à partir d'une translucidité de matériaux CAD-CAM.

1 : Restaurations partielles postérieures et polymérisation des résines de collage

1.1 Les divers matériaux de restaurations partielles postérieures

Plusieurs critères décisionnels peuvent intervenir dans la décision du choix du matériaux pour la RPP : les propriétés mécaniques du matériaux (résistance à la flexion, module d'élasticité, ténacité), la susceptibilité à l'usure, la combinaison substrat sous-jacent et l'épaisseur prothétique disponible, ainsi que l'usinabilité et l'esthétique (ex : la teinte et translucidité proposée).

Les sous-parties qui suivent aborderont les différents matériaux CAD-CAM retrouvés parmi les RPP.

1.1.1 Les substrats prothétiques en résine composite

- Caractéristiques

Une différence majeure d'un substrat prothétique de résine composite CAD-CAM (ou bloc CAD-CAM de matrice de polymères renforcée par des charges) par rapport à une résine composite de restauration ou de laboratoire est la diminution de relargage de monomères grâce à une optimisation du taux de conversion. En effet, une résine composite apportée directement en bouche présente un taux de conversion compris entre 50 et 60 %, alors qu'au sein d'un bloc CAD-CAM, ce taux est compris entre 90 et 95%. Ce taux de conversion est facilité par l'utilisation d'une matrice de polymères constituée de UDMA au lieu de Bis-GMA, et d'une production sous haute température (>100°C). Une matrice d'UDMA a aussi l'avantage d'être moins sujet à une absorption hydrique que le Bis-GMA ce qui pourrait dégrader les propriétés du matériau.

De plus, ces blocs ont une teneur de charges plus élevée, et leur procédé de mise en forme permet d'éviter la présence de porosités ou de défauts générés lors de l'apposition d'incréments de résine composite photopolymérisée par technique directe. Le renforcement de la matrice de polymère est réalisé soit avec des charges de nanoparticules de silices produites par sol-gel (ex : Lava Ultimate®, 3M), soit avec des charges de silice et de verre à baryum (ex : Brilliant Crios®, Coltène) ou soit avec des charges de silicate de zirconium (ex : Block HC®, Shofu).

- Propriétés, avantages, inconvénients

Au niveau mécanique, la résistance en flexion varie entre 120 et 250 MPa pour un module d'élasticité compris entre 8 et 16 GPa avec une ténacité autour de 1,1-1,8 MPa*m^{1/2}.

Un avantage de ce substrat est que son usinabilité est aisée avec moins de risque d'écaillage étant donné que le matériau est moins fragile qu'une céramique. De plus, ce matériau est adapté pour des fines épaisseurs (i.e. inférieures à 1 mm) s'il est assemblé sur un substrat dentinaire en raison du faible différentiel de module d'élasticité entre le substrat dentinaire (20 GPa) et la résine composite. Cependant, une limite clinique reprochée à l'utilisation d'un substrat en résine composite est sa susceptibilité accrue à l'usure ne permettant pas de maintenir la dimension verticale d'occlusion à long terme.

Il est possible de noter deux désavantages esthétiques à ces matériaux. D'une part, ils sont souvent monochromatiques, ce qui ne permet pas de reproduire aisément les dégradés de saturation et de translucidité des résines composites apposées par incrément. D'autre part, le maquillant qui est appliqué pour caractériser une surface, sera éliminé par l'usure du matériau.

1.1.2 Les substrats prothétiques en céramique vitreuse partiellement cristalline

- Caractéristiques générales

Les céramiques vitreuses sont des matériaux biocompatibles présentant une phase vitreuse et une phase cristalline. Trois groupes majeurs de céramique vitreuses CAD-CAM sont identifiables selon si cette céramique est « renforcée » en cristaux (i.e. les vitrocéramiques) ou non, et selon la teneur et le type de cristaux : les céramiques feldspathiques, les vitrocéramiques à base de leucite, et les vitrocéramiques à base de (di)silicate de lithium.

Au sein d'une céramique vitreuse, la cohésion est assurée par des liaisons ioniques et covalentes au sein des chaînes de tétraèdres de SiO₄ (i.e. formés d'un cation Si⁴⁺ et de 4 anions O⁻). Ces liaisons ioniques font de ce matériau un substrat fragile. En effet, lors d'un glissement de plan, il ne peut se former une liaison ionique lorsque deux ions de même charge se rencontrent, aboutissant in fine à la rupture du matériau.

Les vitrocéramiques sont des céramiques caractérisées par une étape de cristallisation en deux étapes lors de leur mise en forme. Cette étape permet d'augmenter la phase cristalline par la nucléation et la croissance des cristaux issu d'un verre parent ; ce qui permet de multiplier le nombre d'interfaces verre/cristal. Ceci contribue à limiter de manière plus importante la propagation des fissures, c'est à dire d'accroître la ténacité du matériau. L'augmentation de la phase cristalline est aussi associée à une

augmentation de la résistance à la flexion et du module d'élasticité. Ainsi, le chirurgien-dentiste doit tenir compte des épaisseurs minimales de matériau recommandées au niveau occlusal par le fabricant pour assurer une résistance suffisante du matériau. En revanche, d'un point de vue esthétique, la diminution de la phase vitreuse s'accompagne d'une diminution de la translucidité de ce matériau.

- Les céramiques feldspathiques

Les céramiques feldspathiques sont des céramiques avec une phase cristalline peu dense. Elles sont conditionnées sous forme de bloc, par exemple Mark II®, VITA. Ce dernier est une céramique vitreuse renforcée au sanidine (20%). Ces matériaux présentent une très bonne translucidité. De plus, ces blocs peuvent être polychromatiques : Triluxe Forte®, VITA (gradient pigment horizontal). Néanmoins, leurs propriétés mécaniques sont réduites par rapport aux céramiques vitreuses renforcées avec un module de Young 45-50 GPa, une résistance en flexion 110-120MPa, et une ténacité de $1,3 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$. Au niveau du secteur postérieur, une épaisseur occlusale de matériau d'au moins 1,5 mm est recommandée.

- Les vitrocéramiques à base de leucite

Cette céramique est « renforcée » aux cristaux de leucite KAlSi_2O_6 , un minéral feldspathoïde de la famille des tectosilicates suite à une nucléation de surface. Le pourcentage de la phase cristalline est plus élevé (30-45%) que dans les céramiques feldspathiques. Au niveau mécanique, ce matériau possède un module d'élasticité autour de 60 GPa, une résistance à la flexion de 160 MPa, et une ténacité $1,1\text{-}1,3 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$.

Cette céramique existe sous forme de blocs CAD-CAM et sous forme de lingotins. Ces derniers s'utilisent par une technique pressée, c'est à dire une céramique injectée sous haute température dans un puits de revêtement. Le désavantage du procédé de mise en œuvre pour les blocs CAD-CAM est que malgré un usinage aisé, le matériau peut présenter plus de défauts. Ceci peut donc s'accompagner d'une diminution des propriétés mécaniques avec une diminution de la résistance à la fracture. Au niveau postérieur, de même que pour les céramiques feldspathiques, une épaisseur de matériau d'au moins 1,5mm est recommandée.

- Les vitrocéramiques à base de (di)silicate de lithium LiSi_2

Cette famille regroupe les vitrocéramiques soit à base de disilicate de lithium ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) telles que l'IPS e.max CAD® (Ivoclar) ou GC Initial® LiSi (GC), soit à base de silicate de lithium (Li_2SiO_3) (ex : Obsidian® (Glidewell)), et soit à base de (di)silicate de lithium renforcée par des « nanoclusters » de zircone (ex :

Celtra Duo® (Dentsply)). Les cristaux de ces matériaux sont issus d'une nucléation en volume grâce à la présence d'agents nucléants (ou oxydes de germination ex : ZrO_2 et TiO_2) présents dans le verre parent. Au niveau des propriétés mécaniques, le module de Young est compris entre 90-110 GPa, une résistance en flexion comprise entre 350-450 MPa, et une ténacité entre $1,5-2,3 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$. Ces valeurs sont bien supérieures à celles des autres céramiques vitreuses à cause d'une augmentation du taux cristallin d'environ 70%. La variabilité entre les matériaux est aussi dépendante du procédé de mise en forme ; par exemple les vitrocéramiques à base de (di)silicate de lithium sous forme de lingotins utilisées en technique pressée présentent des propriétés mécaniques améliorées (9). Ceci s'explique par la forme et la taille des cristaux (ex : bâtonnet $1,5\mu\text{m}$ pour l'IPS e.max CAD cristallisé versus aiguille $3-6\mu\text{m}$ pour l'IPS e.max Press cristallisé), ainsi que par l'orientation des cristaux dans le sens de la pressée pour l'IPS e.max CAD Press. En effet, la nucléation est dépendante du programme de cristallisation qui est soit propre à la technique pressée ou soit propre aux procédés de mise en forme des blocs CAD-CAM.

Il est possible d'obtenir esthétiquement un large éventail de résultats en raison de la variabilité des teintes, des translucidités et d'opacités et d'opalescence (ex : gamme de l'IPS e.max CAD®). De plus, il est possible de stratifier ou de réaliser des cut-backs sur les pièces usinées pour améliorer le rendu final.

Dans le cas d'une réhabilitation par augmentation de dimension verticale, le substrat dentaire va influencer le choix de matériau. En effet, si un substrat amélaire est présent, il est possible de réaliser des pièces en vitrocéramique à base de $LiSi_2$ d'épaisseur minimale de 0,5 mm. Cependant, en cas de forte usure exposant la dentine, une épaisseur minimale de 1 mm est recommandée. Comme évoqué précédemment pour la résine composite, ceci s'explique par la différence de module d'élasticité entre le substrat dentaire et prothétique. En effet, des contraintes principales plus importantes vont être générées au sein d'un table top en vitrocéramique à base de $LiSi_2$ par rapport à un table top en résine composite (< 1mm d'épaisseur) (10). Ceci conduira à des fissures au sein du substrat prothétique (10).

Un autre avantage clinique à l'utilisation de l'IPS e.max CAD est que cette céramique est présente dans un état précristallisé. De ce fait, étant donné que la résistance de la pièce est diminuée dans cet état, l'effort de coupe lors de l'usinage est plus réduit par rapport à un bloc cristallisé, tel que le GC Initial® LiSi. Ainsi, l'usure des instruments est limitée, et moins de défauts de surface sont générés. En revanche, le désavantage de l'IPS e.max CAD® est que ce matériau nécessite donc une cristallisation impliquant un temps hors fauteuil plus important lors d'une réalisation de RPP en chairside. C'est au cours de la cristallisation que l'état « bleu » du bloc CAD-CAM disparaît pour laisser place à une teinte

dentaire par le changement d'état d'oxydation du vanadium (i.e. une valence modifiée de V^{4+} à V^{3+} selon les données du fabricant).

1.1.3 Les substrats prothétiques en céramique hybride

- Caractéristiques

Une céramique hybride ou réseau de céramique infiltré de polymère (PICN - polymer infiltrated ceramic network) consiste en un réseau de céramique feldspathique pré-fritté poreux (75%) infiltré par des monomères qui sont secondairement polymérisés sous haute pression (350 MPa) et sous haute température (180°) (11). La polymérisation sous haute pression apporte plusieurs avantages tels qu'une limitation de la rétraction de monomères et des contraintes à l'interface résine-céramique, ainsi qu'une meilleure liaison entre la matrice de polymère et le réseau de céramique (matrice de verre). Ce matériau est commercialisé sous le nom d'Enamic de la marque VITA.

- Propriétés, avantages, inconvénients

L'Enamic présente des propriétés mécaniques plus faibles que certains blocs CAD-CAM en résine composite. Sa résistance à la flexion est comprise entre 150-160 MPa avec un module d'élasticité autour de 30 GPa et une ténacité de $1,4 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$. Au niveau du résultat esthétique, le bloc existe aussi sous un format de bloc poly-dégradé.

Ce matériau a plus tendance à s'écailler lors de son usinage par rapport aux blocs de résine composite. De plus, il est suggéré que la différence de coefficient de dilatation entre la résine et le réseau de céramique altère les propriétés mécaniques (12). La longévité buccale de ce matériau pourrait donc être compromise.

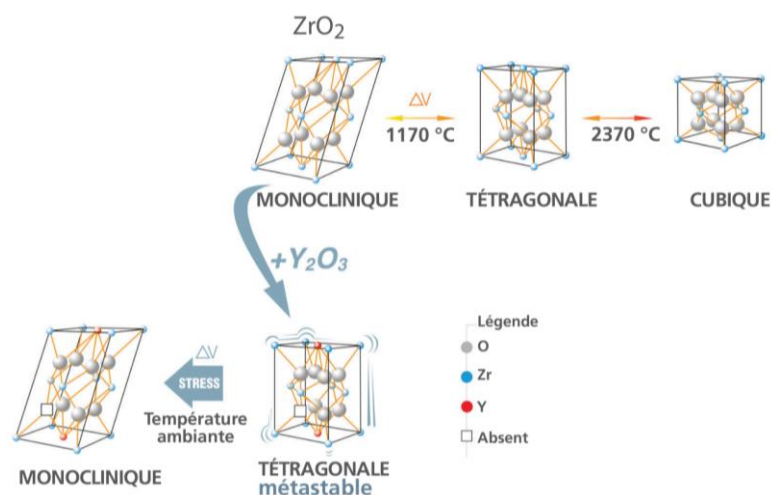
1.1.4 Les substrats prothétiques en céramique polycristalline de zircon

- Caractéristiques

Depuis l'abandon des céramiques alumineuses In-Ceram® de VITA, le principal matériau de la classe des céramiques denses ou polycristallines est la zircon (dioxyde de zirconium ZrO_2). La microstructure est compacte et régulière avec des cristaux d'une taille d'environ $0,5 \mu\text{m}$. L'indication courante pour ce matériau est la réalisation de couronnes. Néanmoins, une étude utilisant la méthode des éléments finis met en avant qu'en raison de sa rigidité, moins de contraintes sont transmises au niveau des tissus dentaires et à la résine de collage (13). Cette caractéristique en fait un matériau potentiellement indiqué dans les RPP.

Le dioxyde de zirconium est un matériau qui présente différents réseaux cristallins : monoclinique, tétragonal et cubique. Lors du refroidissement de la zircone, la transformation de phase d'une zircone tétragonale à monoclinique à 1170°C s'accompagne d'une expansion volumique. Ceci conduit à la génération de contraintes au sein de la pièce, et donc à des fissures lors de cette transformation martensitique (14). De ce fait, des oxydes sont ajoutés afin de stabiliser la zircone dans un état métastable pour présenter un réseau tétragonal à température ambiante : l'oxyde d'yttrium (yttria) est le dopant le plus commun (14). Trois générations de zircone en découlent selon le pourcentage molaire d'oxyde d'yttrium ajouté : les zircons 3Y-TZP (*yttria tetragonal zirconia polycrystal*), les 4Y-TZP et les 5Y-TZP avec des pourcentages molaires d'oxydes d'yttrium respectives de 3%, 4% et 5%. L'augmentation d'oxyde d'yttrium est accompagnée d'une augmentation de phase cubique au sein du matériau : la phase cubique est inférieure à 15% pour les zircons 3Y-TZP, et supérieure à 25% et 50% pour les 4Y-TZP et 5Y-TZP respectivement.

Figure 1 : Trois types de réseaux de la zircone et de son état métastable grâce à l'oxyde d'yttrium



Source : Amélie Mainjot, « ZIRCON(S) Partie 2 – Restaurations émaillées ou monolithiques », 2019

- Propriétés, avantages, inconvénients

L'augmentation de la phase cubique au sein des zircons s'accompagne d'une variation des propriétés mécaniques :

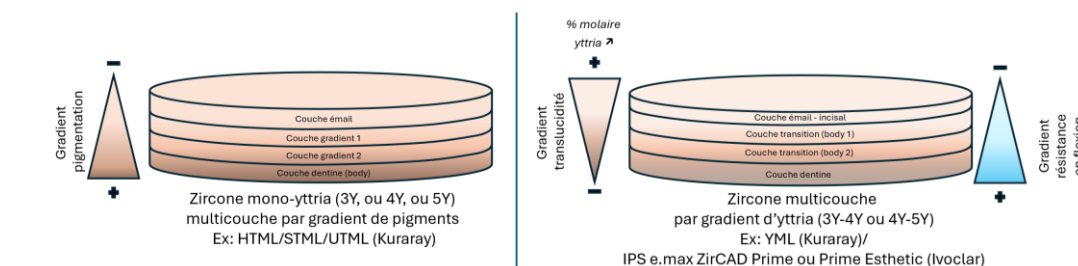
- Une zircone 3Y-TZP : la résistance en flexion est de 1000-1100 MPa, un module de 210 GPa et une ténacité autour de 4,5-5 MPa*m^{1/2} ;
- Une zircone 4Y-TZP : la résistance en flexion est de 700-800 MPa, un module de 210 GPa et une ténacité autour de 3-3,5 MPa*m^{1/2} ;
- Une zircone 5Y-TZP : la résistance en flexion est de 500-600 MPa, un module de 210 GPa et une ténacité autour de 2,5-3 MPa*m^{1/2}.

Le peu de variation du module d'élasticité entre les différentes générations de zircons suggère que l'arrangement des atomes au sein du cristal et l'énergie de liaison ne sont que peu affectés par l'augmentation de la phase cubique. En revanche, l'intensité de la liaison est altérée puisque la résistance en flexion est nettement diminuée.

De plus, la zircone TZP bénéficie d'un potentiel de renforcement par transformation de phase. En effet, la contrainte générée en présence d'une fissure va favoriser le changement du réseau cristallin de tétragonal à monoclinique : cette dernière représente un état plus stable. Lors de cette transformation, l'expansion volumique des cristaux (4-5%) génère des contraintes compressives au niveau de l'extrémité de la fissure, bloquant ainsi la progression de la fissure (14). Cependant, l'augmentation de la phase cubique se traduit par une diminution du potentiel de renforcement par transformation de phase, et donc par une baisse de la ténacité du matériau.

Au niveau du résultat esthétique, il a longtemps été reproché aux zircons d'être trop opaques. Cependant, il existe aujourd'hui une gamme de zircons mono-yttria multicouche par gradient de pigments (i.e. un même pourcentage molaire d'oxyde d'yttrium à travers tout le matériau) que l'on retrouve dans les zircons HTML (3Y-TZP), STML (4Y-TZP) et UTML (5Y-TZP) de la gamme Katana Zirconia Plus® (Kuraray). Une autre gamme de zircons multicouche comprend les zircons à gradient d'yttria. Cette option repose sur l'optimisation des propriétés mécaniques et optiques des différentes générations de zircons. Au sein de ce bloc ou disque, la partie cervicale présente une zircone avec une faible teneur molaire d'oxyde d'yttrium afin de bénéficier de l'avantage des propriétés mécaniques. En revanche, au niveau incisal-occlusal, la couche de zircone présente une plus forte teneur molaire d'oxyde d'yttrium. L'augmentation de la phase cubique confère à cette zone une translucidité accrue en raison d'une moindre diffusion lumineuse (14).

Figure 2 : Schéma de deux disques de zircone : à gauche un disque de zircone mono-yttria multicouche par gradient de pigments, et à droite un disque de zircone multicouche par gradient d'yttria



Source : Auteur, 2024

Un avantage de la zircone par rapport aux céramiques vitreuses est son plus faible pouvoir abrasif. En effet, le pouvoir abrasif d'un matériau est dicté par la rugosité de surface. Cette rugosité varie selon la densité des cristaux et de leur taille. Or, après des cycles de mastication, la rugosité de surface de la zircone n'est que peu augmentée par rapport à une céramique vitreuse (15). Ainsi, malgré une dureté plus élevée que celle de la céramique feldspathique et de la vitrocéramique, une zircone usera moins l'antagoniste (15).

Ce matériau présente quelques désavantages. D'une part, le temps de production de la pièce n'est pas adapté lors de la réalisation de RPP en chairside. En effet, l'usinage se fait dans un bloc ou un disque pré-fritté afin de limiter l'effort de coupe, car une fois fritté, le matériau acquiert une bonne résistance mécanique et une dureté plus élevée. De plus, l'usinage est surdimensionné pour compenser la densification des grains se produisant pendant le frittage. Ce retrait dimensionnel varie entre 20 et 30% selon les fabricants. D'autre part, la durée du frittage est longue afin d'assurer le meilleur résultat esthétique. Cette durée peut aller jusqu'à 7-8 heures selon les fabricants. Des programmes plus courts existent aujourd'hui (i.e. 50-90 min), néanmoins leur durée reste tout de même le double, voire le triple, d'un programme de cristallisation de l'IPS e.max CAD® par exemple. Finalement, ce matériau présente un manque de fluorescence naturelle. L'ajout d'une glazure fluorescente après frittage est donc impératif.

Le tableau 1A (annexe) récapitule l'ensemble des caractéristiques des matériaux CAD-CAM indiqués pour les RPP.

1.2 Polymérisation des résines de collage

Une résine de collage est une résine qui solidarise deux surfaces (substrat dentaire et substrat prothétique) suite à un durcissement du matériau par réaction de polymérisation. De nombreux résines de collages sont des résines composites, c'est-à-dire une matrice organique résineuse renforcée par des charges (amorphes ou cristallines), et dont la cohésion est assurée par le silane (un agent de couplage). Cette matrice résineuse est essentiellement composée de monomères de diméthacrylates tels que le Bis-GMA (bis-phénol A méthacrylate de glucidyl) et/ou de ses dérivés (ex : Bis-EMA), ainsi que d'uréthanes diméthacrylates (UDMA) (Figure 1A). Du fait de la viscosité de ces monomères, des diluants ou des contrôleurs de viscosité sont ajoutés, dont le plus commun est le TEGDMA (triéthylène glycol diméthacrylate). D'autres composants d'une résine composite sont des agents de la polymérisation tels que les activateurs (s'il s'agit d'une chimopolymérisation), les

initiateurs (aussi appelés amorceurs), ainsi que des inhibiteurs ou stabilisateurs (i.e. dérivés phénols, ex : hydroquinone) ayant pour but d'éviter l'initiation du matériau par la lumière lors de son stockage.

La polymérisation consiste en une réaction au cours de laquelle les monomères se lient pour former un réseau tridimensionnel de polymères. Au sein des résines composites, cette polymérisation est dite radicalaire. Il s'agit d'une réaction par addition pendant laquelle un monomère, qui en se fixant sur une chaîne en cours de formation, s'active après la rupture de la double liaison vinylique $C=C$ d'un des groupes méthacrylates. Le degré de conversion est le taux de transformation des liaisons vinyliques ($C=C$ à $C-C$). Cependant au sein d'une résine composite, ce taux reste compris entre 50 et 75% du fait de l'inaccessibilité des liaisons vinyliques (des groupes méthacrylates) pendantes au fur et à mesure de la réaction de polymérisation.

1.2.1 Les différentes stades de polymérisation d'une résine composite

Une réaction de polymérisation est caractérisée par quatre étapes : l'initiation, la formation de microgels et leur agglomération, la gélification et la vitrification (16). En parallèle à ces étapes, deux catégories de réactions sont retrouvées suite à l'initiation : la propagation et la terminaison

1.2.1.1 L'initiation

L'initiation comporte deux phases et débute par la formation de radicaux libres (R^*). Ces radicaux libres sont formés suite à la décomposition d'un initiateur par un activateur. Cet activateur peut être un photon dans le cas d'une photopolymérisation, ou un activateur chimique dans le cas d'une chémozopolymérisation, ou de la chaleur dans le cas d'une thermo-polymérisation. La deuxième partie de l'initiation correspond aux ruptures d'une double liaison $C=C$ (fonction vinyle) du groupe méthacrylate des monomères (M) par les radicaux libres. En effet, la double liaison $C=C$ est caractérisée par une liaison σ (forte) et une liaison π (faible). Cette dernière s'ouvre pour se lier à un radical libre, formant une molécule activée (macro-radical) ou un centre actif ($R-M^*$). Celle-ci est de grande réactivité en raison d'un « radical libre » carbone non chargé et présentant un électron non apparié. Ainsi, la réactivité du centre actif d'une polymérisation radicalaire se différencie de la polymérisation ionique faisant intervenir un centre actif chargé (i.e. cation ou anion). Pour la continuité de la polymérisation, il est nécessaire au préalable que tous les inhibiteurs soient consommés par les radicaux libres formés.

1.2.1.2 Réaction de propagation et terminaison à la formation des microgels

La réaction de polymérisation se caractérise par des réactions de propagation au cours desquelles les polymères s'allongent par une addition successive de monomères sur les différentes molécules activées (centres actifs de croissance) : $R-M-M^* + M \rightarrow R-M-M-M^*$.

De plus, du fait de la présence de deux groupes méthacrylates dans les monomères diméthacrylates, il est possible qu'une fonction vinyle pendante d'un groupement méthacrylate interagisse avec des chaînes en cours de croissance selon trois possibilités (Figure 2A).

Si la liaison pendante réagit avec le radical libre d'une autre chaîne en cours de croissance (i.e. avec une liaison covalente), ceci donne lieu à un pontage ou une réticulation (cross-linking) du polymère. Un cross-linking par liaison hydrogène (ex : bis-GMA et UDMA) peut aussi augmenter la rigidité du réseau. En revanche, si cette liaison pendante réagit avec le radical libre carbone de la même chaîne, une cyclisation primaire se produit. La cyclisation secondaire (multiple crosslinking) se forme entre une liaison pendante (d'une chaîne « x ») réagissant avec le radical libre carbone d'une autre chaîne en cours de croissance et ayant déjà réticulé avec « x ». L'ensemble de ces phénomènes conduit à la propagation d'une structure tridimensionnelle de polymères.

En parallèle aux réactions de propagation, on peut aussi retrouver des réactions de terminaison entre les polymères. Ces terminaisons ont une plus grande probabilité de prendre place en début de réaction puisque les chaînes de polymères présentent à ce stade un moindre encombrement stérique (17). Pour que les terminaisons puissent avoir lieu, il faut une part une proximité entre les polymères (diffusion translationnelle) et/ou une orientation favorable entre ces polymères (diffusion segmentaire). Les terminaisons à ce stade peuvent se faire soit par (18) (Figure 3A) :

- « combinaison » au cours de laquelle deux polymères réactifs (P^*) ou un polymère réactif (P^*) et un radical libre (R^*) s'assemblent par liaison covalente en un polymère non réactif (P_{final}') ;
- « dismutation » qui consiste en une saturation de l'extrémité réactive d'un polymère par H^+ entre deux polymères réactifs (P^*) formant ainsi deux polymères non réactifs (P_{final}' et P_{final}'').

Au fur et à mesure des réactions, des microgels vont progressivement se former suite aux réticulations et particulièrement aux cyclisations à proximité des centres de croissance. Le microgel est composé de deux domaines :

- Le cœur est constitué de polymères réticulés et de polymères cyclés. Il correspond à une zone inaccessible avec des espèces réactives piégées et ne pouvant pas participer aux réactions inter-microgel. Les polymères réactifs (P^*) piégés par les polymères immobiles (P) constituent la troisième forme de terminaison.

- La périphérie est faiblement réticulée et pouvant interagir avec le « pool » de monomères à l'extérieur du microgel.

1.2.1.3 La gélation

Ce stade est caractérisé par une auto-accélération (ou effet gel ou effet Trommsdorff-Norrish), c'est-à-dire une augmentation du taux de polymérisation. Les réactions de terminaison deviennent de plus en plus limitées (i.e. diminution de la constante de vitesse de terminaison k_t). En effet, à la suite des formations de macrogels, la mobilité des longues chaînes de polymères réactifs (P^*) décroît rapidement par l'augmentation de la viscosité du milieu piégeant les polymères non réactifs (16). Les réactions de terminaison persistante sont qualifiées de terminaison par réaction-diffusion impliquant une propagation entre les deux chaînes pour rapprocher deux chaînes de polymères. Ainsi, les réactions de propagation ne sont pas affectées et continuent entre les chaînes plus courtes, les radicaux libres et les monomères (i.e. maintien de la constante de vitesse de propagation k_p) (18). Lors de ce stade, la taille des microgels va progressivement croître grâce à l'apposition de couches de polymères réticulés à leur surface.

- Gélation : le point gel et les contraintes de polymérisation

Le stade de gélation marque aussi la transition sol-gel du matériau appelée le point gel. Il ne correspond pas au taux de polymérisation maximal obtenu atteint lors de l'auto accélération puisqu'il est rapporté que le degré de conversion au point gel est inférieur à 5%, alors que le degré de conversion au maximum du taux de polymérisation maximale est compris entre 5 et 20% (19).

C'est à ce stade que la rigidité du réseau se développe (i.e. le moment où une structure percole à travers tout un réseau), et que se développent les contraintes de polymérisation (ou contraintes de rétraction). En effet, ces contraintes sont en partie liées à la rétraction volumétrique lors du passage de liaisons intermoléculaires de Van der Waals (3,4 Å) à des liaisons covalentes C-C (1,5 Å). Au fur et à mesure de la polymérisation du réseau (i.e. post point-gel), le réseau de polymères ne peut dissiper les contraintes de polymérisation du fait de l'augmentation de la viscosité, notamment lors de la vitrification *a posteriori*. Ceci résulte en une structure de polymères hétérogènes avec des propriétés mécaniques réduites (20), et dont les contraintes sont transmises à l'interface de collage par exemple.

C'est pour cette raison qu'il est essayé de retarder le point gel afin d'obtenir un degré de conversion plus élevé à ce stade, et ainsi favoriser une relaxation des contraintes de polymérisation. Au niveau clinique, diminuer les contraintes d'interface aura pour but de limiter la compétition entre les

contraintes de polymérisation et l'adhérence. Ceci diminuerait le « *microleakage* » ou perte de l'étanchéité coronaire, la percolation bactérienne à l'origine de caries secondaires, les hiatus, les fêlures amélaire, les sensibilités post-opératoires et les colorations marginales.

1.2.1.4 La vitrification

La vitrification est progressive : elle débute au niveau du cœur des microgels, et puis elle s'étend dans l'ensemble du réseau. Ces microgels vont entrer en contact suite à leur croissance et s'agglomérer, formant ainsi des macrogels ou clusters. Ainsi lors de la polymérisation, la microstructure non homogène obtenue lors de la formation des microgels passe à une microstructure hétérogène lors de l'agglomération des microgels (Figure 4A).

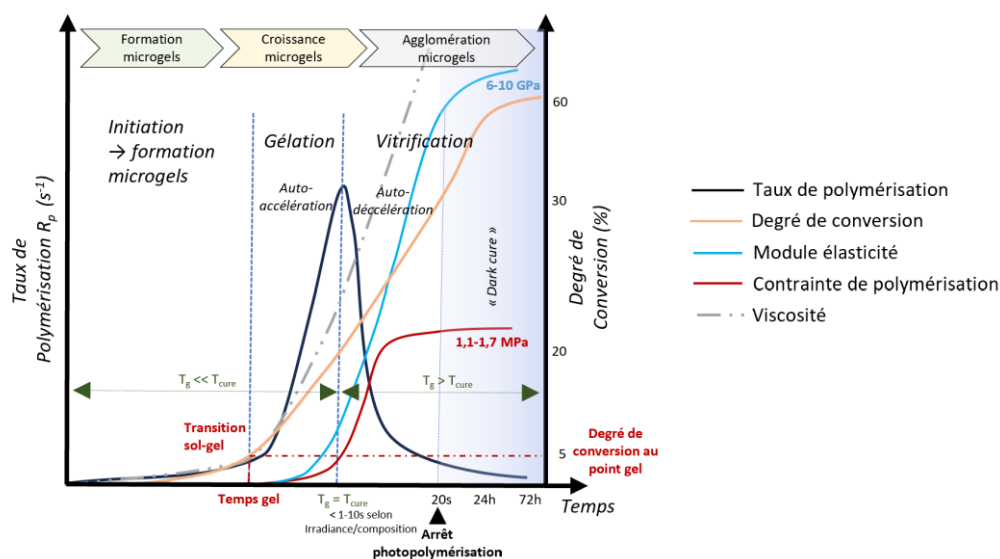
La vitrification commence lorsque la température de transition vitreuse (T_g) (température de transition d'un matériau d'un état vitreux à l'état de gel) atteint et dépasse T_{cure} (température de polymérisation) (19). Il est primordial que cette température T_{cure} soit supérieure à la température de l'environnement buccal pour s'assurer que le matériau polymérisé reste dans un état solide à posteriori.

Cette phase est associée à une augmentation exponentielle de la viscosité jusqu'au point que toutes propagations ou terminaisons des polymères soient limitées par le figement des polymères (i.e. baisse constante de vitesse de propagation k_p et de terminaison k_t) (16). Ainsi pendant la vitrification, le taux de polymérisation diminue, et se traduit par une auto-décélération.

Dans le cas d'une photopolymérisation, la polymérisation (vitrification) continue progressivement après l'arrêt de l'exposition lumineuse. Cette polymérisation est appelée « *dark cure* » ; elle évolue jusqu'à ce que le degré de conversion et les propriétés mécaniques du matériau atteignent un palier. Les paliers respectifs varient selon les caractéristiques propres au matériau et/ou les caractéristiques de l'initiation de la polymérisation (irradiance et temps d'exposition).

La figure 3 retranscrit l'évolution des propriétés d'une résine composite lors d'une photopolymérisation.

Figure 3 : Evolution du taux de polymérisation, degré de conversion, module et contrainte de polymérisation lors de la photopolymérisation d'une résine composite



Source : Auteur, 2024

1.2.1.5 Les réactions de polymérisation contrôlées par AFCT

Afin de contrôler les polymérisations radicalaires qui aboutissaient à une microstructure hétérogène, des techniques de polymérisation radicalaire ont été développées pour obtenir une microstructure plus homogène, soit par désactivation réversible (PRDR) (tels que ATRP (atom transfert radical polymerisation) ou SFRP (stable free radical polymerisation)) ou soit par désactivation irréversible. Une autre approche consiste à utiliser un agent « transfert de chaîne par addition-fragmentation (AFCT addition fragmentation chain transfer) : le β -allyl sulfone, un sulfonyle dont un des radicaux est un groupe méthacrylate.

Lors de l'initiation, une molécule active (ex : $R-M-M^*$)(ou IR^*) formée peut soit continuer de propager avec un autre monomère, soit interagir avec la fonction vinyle (du groupe méthacrylate) du β -allyl sulfone. Après la réaction d'addition avec ce dernier, ceci résulte en la terminaison de la chaîne de molécule active en formant un radical intermédiaire B. Ce radical se fragmente en un radical libre sulfonyle (C) et un radical D présentant une liaison vinyle. Trois possibilités de réactions existent (Figure 5A) :

- Un échange de radical libre sulfonyle avec un autre agent β -allyl sulfone sous forme de transfert de chaîne CT ;

- Le radical libre sulfonyle peut interagir avec une autre molécule active ou P^* . Ceci résulte en un radical E pour lequel une réaction transfert de chaîne ou une addition de monomères peuvent avoir lieu ;
- Le radical libre D peut aussi interagir avec une autre molécule active ou P^* et former un radical F, néanmoins ce radical présente une faible réactivité.

La figure 6A schématise le passage d'une microstructure hétérogène à une microstructure plus homogène des polymères grâce au β -allyl sulfone.

Ainsi, cette forme de polymérisation combine une polymérisation radicalaire par addition de chaînes et une polymérisation par croissance de chaînes par étape (step growth-like). L'agent AFCT agit comme un dilatateur de contrainte en permettant une meilleure relaxation entre les chaînes de polymères plus courtes et flexibles pouvant reconfigurer pendant la prise. En effet, il a été trouvé que ce composant a permis de réduire les contraintes de polymérisation en retardant la transition sol-gel avec un degré de conversion plus élevé au point gel. De plus, le β -allyl sulfone n'a pas altéré les propriétés mécaniques (module et dureté) du matériau, et permet une transition en phase vitreuse plus précise (i.e. plage de transition de température réduite) (21).

1.2.2 Les initiateurs de la photopolymérisation

Pour initier la photopolymérisation, le photon (l'activateur) va conduire à la décomposition ou à une modification de l'état de l'initiateur. Dans une résine composite, on retrouve en moyenne une concentration de photoinitiateurs comprise entre 0,1% et 1% (22). Il existe deux principales catégories de photoinitiateurs : les photoinitiateurs de type I (ex : TPO), et les photoinitiateurs de type II (ex : la camphorquinone) (Tableau 2A). Une sous-catégorie incluant les photoinitiateurs dérivés de germanium sera abordée dans les photoinitiateurs de type I en raison de leur proximité d'activation.

1.2.2.1 Les photoinitiateurs de type I

Parmi les photoinitiateurs (ou photosensibilisateurs) Norrish de type I, on retrouve TPO ou MAPO (oxyde 2,4,6-triméthylbenzoylphosphine) et BAPO ou Irgacure819 (oxyde (2,4,6-triméthylbenzoyl) phénylphosphine). Ce sont des dérivés des oxydes phosphines acylés avec un pic d'absorption dans le violet ($\lambda_{TPOmax} = 385nm$, $\lambda_{BAPOmax} = 397$) (22). De ce fait, ces photons présentent un plus haut niveau d'énergie que les photons émis dans le bleu puisque selon la réaction de Planck (i.e. $E = h\nu$) : plus la longueur d'onde est faible (i.e. soit une augmentation de la fréquence), plus l'énergie augmente. Ces

photoinitiateurs présentent une couleur jaune très peu marquée par rapport à la camphorquinone et aux photoinitiateurs dérivés de germanium.

Ces photoinitiateurs, une fois rentrés dans un état excité appelé « état de triplet » (état quantique de deux électrons non appariés de spin parallèle chacun sur une orbite propre), produisent deux radicaux libres (un radical triméthylbenzoyle et un radical d'oxyde phénylphosphine) après rupture de la liaison α (i.e. homolyse ici de la liaison carbone-phosphore). De plus, ces photoinitiateurs présentent un plus haut coefficient d'extinction (ou d'absorption) molaire ϵ ($\text{L.mol}^{-1}.\text{cm}^{-1}$) que la camphorquinone. Or un haut coefficient d'extinction molaire indique une plus grande probabilité d'absorption de photons à une longueur d'onde donnée. Entre autres, ces photoinitiateurs présentent souvent un rendement quantique (ϕ) plus élevé que la camphorquinone : c'est-à-dire que moins de photons ($1/\phi$) sont nécessaires pour activer un photoinitiateur. Ainsi, pour le TPO ou MAPO présentant une valeur de ϕ de 0,35, il faudrait 3 photons absorbés pour activer un photoinitiateur par rapport à 14 pour la camphorquinone.

De ce fait, les photoinitiateurs de types I présentent dans l'ensemble une plus grande photoréactivité par rapport aux photoinitiateurs de type II, et ont une plus grande probabilité de production de radicaux libres dans les conditions adéquates.

Il est à noter que l'état de triplet quantique peut être perturbé par l'oxygène abaissant le rendement quantique (ϕ), ce qui implique que plus de photons sont nécessaires pour activer un photoinitiateur. Cependant, cet effet est de plus courte durée et mineur pour un photoinitiateur de type I (10^{-9} s) par rapport à la camphorquinone (0,05 s).

- Les photoinitiateurs dérivés du germanium

Ces photoinitiateurs sont des dérivés germanium acylés tel que BTMGe (benzoyltriméthylgermane) ou BDBGe (dibenzoyldiéthylgermane). Une étude de Moszner et al, évaluant le potentiel de BTMGe et BDBGe, a montré que ces photoinitiateurs présentent une grande photoréactivité du fait d'un haut coefficient molaire ainsi qu'une bonne stabilité dans le temps et une faible cytotoxicité (23).

Ces résultats positifs ont poussé à l'incorporation de l'Ivocerin (bis-(4-methoxybenzoyl)diéthylgermane) dans les résines composites de Ivoclar qui possède le brevet. L'Ivocerin présente un pic d'absorption dans le violet ($\lambda_{\text{IVOCERINmax}} = 408\text{nm}$) et forme deux radicaux libres (i.e. un radical benzoyle et un radical germanium) suite à la rupture de la liaison α (carbone-germanium) après activation par un photon. Ce photoinitiateur a un haut coefficient d'extinction

molaire ($\epsilon = 724 \text{ L.mol}^{-1}.\text{cm}^{-1}$), et un rendement quantique (0,8 - 0,9) plus élevé que TPO ou BAPO impliquant que l'ivocerin n'a besoin que d'un photon absorbé pour s'activer.

La dissociation du photoinitiateur est aussi à l'origine d'un phénomène de blanchiment (photobleaching) au sein de la résine composite aboutissant à une « décoloration » (i.e. diminution ou perte de l'apparence jaunâtre). Cependant, ceci n'est possible que si tous les photoinitiateurs sont consommés impliquant alors un dosage équilibré au préalable.

1.2.2.2 Les photoinitiateurs de type II

La camphorquinone (CQ) (2,3-bornanedione) est un photoinitiateur de type II le plus couramment retrouvé dans les résines composites. Ce photoinitiateur dicétone présente un pic d'absorption dans le bleu ($\lambda_{\text{CQmax}} = 468\text{nm}$).

Une caractéristique de ce photoinitiateur est la présence d'un co-initiateur ou donneur d'électron. Le co-initiateur souvent retrouvé est une amine tertiaire (22):

- Soit aromatique tel que DMPT (N,N-diméthyl)-p-toluidine) ou EDMAB (éthyl-4-(diméthylamino) benzoate) qui sont des meilleurs donneurs d'hydrogène par rapport aux amines tertiaires aliphatiques ;
- Soit aliphatique tel que DMAEMA (2-(N,N-diméthylamino)éthyl-méthacrylate) qui est moins cytotoxique par rapport aux DMPT ou EDMAB. L'amine aliphatique présente l'avantage de moins altérer l'esthétique du joint à long terme (i.e. brunissement) par rapport aux amines aromatiques tertiaires présentant des substituants qui peuvent s'oxyder.

En présence d'un photon, le photoinitiateur entre dans un état excité (état de triplet). L'interaction entre la CQ et l'amine est à l'origine d'un complexe excité (« exciplexe ») où l'amine est le radical cation et CQ est le radical anion. CQ va ensuite agir par abstraction directe d'un atome d'hydrogène de l'amine pour dissocier le complexe en un seul radical libre actif α -aminoalkyle et un radical libre cétyle non actif.

Une réaction optionnelle est possible entre les dérivés de sels d'onium (ex : sels d'iodonium DPI ou OPPI) et la CQ formant un exciplexe. Le sel d'onium va ensuite se décomposer après transfert d'électron pour former un radical libre. Il est rapporté que l'ajout de ces dérivés contribuent à un meilleur degré de conversion (22). Ce résultat n'est cependant significatif qu'en présence de photoinitiateurs à bas coefficient d'extinction molaire (i.e. seulement pour CQ par rapport aux autres photoinitiateurs de type I).

Comme pour les photoinitiateurs dérivés de germanium, la camphorquinone est présente à l'état naturel sous forme d'une poudre jaunâtre. C'est lors de son passage à un radical libre cétyle non actif après abstraction et/ou dimérisation que le « photobleaching » se produit. Cependant, le dosage de

CQ doit être adapté pour ne pas altérer l'esthétique final, et par conséquent ne pas réduire la transmission lumineuse (i.e. indirectement la profondeur de photopolymérisation) en assombrissant la teinte de la restauration.

- PPD - un photoinitiateur à la fois de type I et de type II

PPD (1-phényl-1,2 propanedione) est un photoinitiateur dicétone dont un avantage est de présenter un aspect jaunâtre moins marqué que la CQ. L'activation de PPD par un photon résulte en état excité de triplet aboutissant à :

- La formation de deux radicaux libres par rupture de la liaison α (carbone-carbone) : un radical libre benzoyle plus stable et un radical libre acétyle qui se décompose rapidement ;
- La formation d'un radical libre aminoalkyle par transfert de proton avec un co-initiateur amine.

Ce photoinitiateur peut donc être classé dans les deux catégories. Cependant, il est décidé ici de le classer parmi les photoinitiateurs de type II par la prédominance de la réaction d'abstraction d'atome d'hydrogène en présence d'amines. En effet, il est rapporté que le degré de conversion et le taux de polymérisation est accru avec un co-initiateur amine par rapport à l'utilisation seul du photoinitiateur, suggérant ainsi que le radical libre benzoyle présente une efficacité réduite (24).

Entre autres, PPD et CQ peuvent tous les deux aussi bénéficier d'une abstraction directe d'un atome d'hydrogène labile issu des monomères environnants, néanmoins la cinétique de prise est beaucoup plus lente (24).

La figure 7A représente les différentes réactions de formations de radicaux libres pour les trois photoinitiateurs : TPO, Ivocerin et camphorquinone. Le tableau 1 ci-dessous synthétise les caractéristiques des différents photoinitiateurs présents dans les résines composites.

Tableau 1 : Caractéristiques des principaux photoinitiateurs dans les résines de collage

Photoinitiateurs	Spectre d'absorption (nm)	Pic d'absorption $\lambda_{\max}$ (nm)	Coefficient d'extinction molaire ϵ (L.mol ⁻¹ .cm ⁻¹) à $\lambda_{\max}$	Rendement quantique (ϕ) → nombre de photons nécessaires pour l'activation (1/ ϕ)	Nombre de radicaux libres générés pour l'initiation
CQ	400-550	470	28-46	0,07 → 14	1 (avec amine)
TPO	300-430	385	520-660	0,35 → 3	2
BAPO	300-440	397	623	0,26-0,59 → 5-10	4
PPD	300-480	393-410	37-150	0,1 → 10	1 (avec amine) ou 2 (seul)
Ivocerin	390-445	408	540-724	0,8-0,9 → 1	2

Source : Auteur d'après Le Prince et al., « Progress in diméthacrylate based dental composite technology and curing efficiency », 2013

1.2.3 Les initiateurs de chémostyrisation

1.2.3.1 Le couple peroxyde de benzoyle et amine tertiaire aromatique

La chémostyrisation ou prise « chémo » est souvent initiée entre un peroxyde (dans la pâte « catalyseur ») et une amine « accélérateur » (dans la pâte base). En effet, le peroxyde de benzoyle (BPO) peut sous l'effet de la température (60°C) former deux radicaux libres (benzoxoy) par rupture homolytique. En revanche à température ambiante, BPO doit être associé à un co-initiateur amine tertiaire aromatique. Les amines tels que le DMPT et le DHPT (N,N-dihydroxyéthyl-p-toluidine), vont initier une réaction d'oxydo-réduction. Lors de cette réaction, le produit intermédiaire formé se dissocie en deux radicaux libres : un radical benzoyle et un radical amine (i.e. après un transfert H^+ entre le radical cation ammoniacal et l'ion benzoate (future acide benzoïque)). La figure 8A schématise cette réaction.

Les désavantages à l'utilisation des amines tertiaires aromatiques restent les mêmes que précédemment évoqués, c'est-à-dire l'altération esthétique du joint pouvant être compromettant dans l'assemblage de restaurations indirectes au niveau antérieur et le potentiel cytotoxique.

1.2.3.2 Le couple peroxyde d'hydrogène et thiocarbamide

Afin de s'affranchir des désavantages de l'amine tertiaire aromatique et de la courte demi-vie de BPO (i.e. stockage à froid nécessaire), un autre couple d'initiateurs à base de peroxyde d'hydrogène (ex : cumène peroxyde d'hydrogène, l'agent oxydant) et de thiocarbamide (ex : thio-urée acylé, l'agent réducteur) a été suggéré. Ces deux composants vont réagir à travers une réaction d'oxydo-réduction afin de former deux radicaux libres : un radical hydroperoxy et un radical thiol-isothio-urée (i.e. après transfert H^+ entre le thiocarbamide et l'hydroxyde). Un accélérateur à base de sels de métaux est souvent retrouvé tel que le cuivre Cu^{2+} (ex : acétylacétonate Cu^{2+}) afin d'augmenter la cinétique de prise (25).

1.3 Classification des résines de collage

L'ancienne classification des résines de collage apportait une distinction entre les colles avec un potentiel adhésif des colles sans potentiel adhésif, selon la nécessité ou non de réaliser systématiquement un traitement de surface des intrados prothétiques. Cependant, les colles de ces deux classes présentent une tolérance faible à l'humidité. Ainsi dans la classification suggérée ci-dessous, ces colles sont rassemblées dans une même catégorie : les colles « complexes » ou « adhésives ». La classification comporte aussi une autre catégorie : les colles « simplifiées » rassemblant les colles auto-adhésives et les colles universelles.

Par souci de simplification, le terme colle ou résine de collage sera utilisé ci-dessous. En effet, la très grande majorité des colles sont des résines composites. Néanmoins, un matériau ne présentant pas de charge (ex : SuperBond C&B) ne peut pas par définition être qualifié de résine composite.

1.3.1 Les colles complexes ou colles adhésives

Les colles complexes regroupent les résines composites de restauration, ainsi que les anciennes colles avec ou sans potentiel adhésif. Ces colles nécessitent une préparation de la surface prothétique et dentaire.

1.3.1.1 Les résines composites de restauration

Des résines composites de restauration de faible (ex : G-aenial Universal Injectable (GC), TPH Spectra ST-LV (Dentsply)) ou haute viscosité (ex : Enamel plus HRi (Micerium), Estellite Omega (Tokuyama)) peuvent être utilisées dans l'assemblage malgré l'absence de certification. Ces résines composites ont une prise photopolymérisable seule. Elles nécessitent pour leur utilisation un traitement de surface du substrat prothétique et dentaire.

Les avantages des résines composites de restauration, et plus particulièrement des résines composites à haute viscosité, par rapport aux autres colles sont :

- Des propriétés mécaniques améliorées en raison de leur plus grande concentration de charges ;
- Une meilleure stabilité de la teinte du fait de l'absence d'amine tertiaire aromatique ;
- Une large gamme de teintes possibles ;
- Une utilisation plus aisée pour éliminer les excès par rapport aux autres colles souvent à prise duale et une meilleure aptitude au polissage ;
- Un coût d'utilisation réduit ;
- Une moindre dégradation marginale
- Une moindre rétraction de prise.

Au niveau de leur utilisation, il est recommandé pour les résines composites de haute viscosité de les chauffer entre 54-68°C pendant 5 minutes afin de diminuer leur viscosité pour faciliter leur mise en place lors de l'assemblage de la RPP (26).

1.3.1.2 Les colles sans potentiel adhésif

Ces colles ont soit une prise photopolymérisable seule avec une composition parfois proche des composites de restauration de basse viscosité (ex : Variolink Esthetic LC (Ivoclar), Calibra Veneer (Dentsply), G-CEM veneer (GC), Panavia Veneer LC (Kuraray) ou ont soit une prise duale (Variolink

Esthetic DC (Ivoclar), Calibra Ceram (Dentsply), G-CEM LinkForce (GC), Panavia V5 (Kuraray)). Elles existent sous différentes teintes et sont souvent associées avec leur try-in respectifs. La teinte de la colle devient cependant plus négligeable au niveau du secteur postérieur, puisque plus une restauration est épaisse, plus l'écart de couleur (ΔE) est réduit.

Ces colles nécessitent aussi pour leur utilisation un traitement de surface prothétique et du substrat dentaire. Il est recommandé d'utiliser l'adhésif ou « tooth primer » du même fabricant que celui de la colle duale sans potentiel adhésif car certains adhésifs auto-mordants et universels présentent une forte acidité. Il a été suggéré que les monomères acides ($\text{pH} < 3$) présents dans la couche inhibée de surface de ces adhésifs peuvent inhiber la réaction de prise « chémo » des colles duales en interagissant avec les amines tertiaires aromatiques (27). Cette interaction serait à l'origine de la formation d'amine quaternaire ne pouvant interagir avec BPO. Une alternative à l'inhibition de prise a été suggérée en modifiant le couple d'initiation des colles duales par la suppression de l'amine tertiaire aromatique, et (ex : Variolink Esthetic DC, Nexus 3).

1.3.1.3 Les colles avec potentiel adhésif

Deux colles principales « avec potentiel adhésif », caractérisées par la présence de monomères fonctionnels, persistent sur le marché: le Panavia F2.0 avec le 10-MDP et le SuperBond C&B avec le 4-MET (4-metacryloxyethyl trimellitate). Ces monomères fonctionnels permettent de s'affranchir de l'application d'un primer « spécifique » après création des rugosités de surface selon le matériau du substrat prothétique.

En raison d'un groupe fonctionnel phosphate du 10-MDP dans le Panavia F2.0, il n'est pas nécessaire d'appliquer un primer supplémentaire contenant du 10-MDP pour assembler des pièces en zircons et en alliages non précieux (ex : chrome-cobalt Cr-Co, nickel-chrome Ni-Cr, titane, et fer). La présence du 10-MDP est une réelle innovation à l'époque où ce monomère est apparu car elle a permis de franchir un grand pas dans le collage des pièces en zircons. En effet, avant l'apparition de multi-primers, il était difficilement possible d'assembler ce matériau avec une colle sans potentiel adhésif ou avec une résine composite de restauration.

Pour le Superbond C&B, la présence des groupes fonctionnels carboxyles du 4-MET (i.e. formés suite à l'hydrolyse du 4-META (forme anhydride)) permet d'exempter cette colle de l'application d'un primer spécifique en cas d'assemblage des alliages non précieux (liaison hydrogène entre la liaison carboxyle – oxydes métalliques).

Cependant pour d'autres substrats, un primer spécifique reste nécessaire pour ces deux colles, par exemple:

- Clearfil ceramic primer (Kuraray) ou Porcelain Liner M (Sun Medical) à base de silane est employé pour les céramiques feldspathiques et les vitrocéramiques. Ces primers peuvent aujourd'hui être remplacé par les multi-primers (ou primer universel) à base de silane et de 10-MDP des fabricants respectifs (ex : Clearfil Ceramic Primer Plus (Kuraray) ou Super-Bond Universal Ceramic Primer (Sun Medical)) ;
- Alloy-primer (Kuraray) ou V-primer (Sun Medical) à base de VBATDT (6-(-4-vinylbenzyl-n-propyl) amino-1, 3,5-triazine-2,4-dithiol) est utilisé en raison de la présence d'un groupe fonctionnel contenant du soufre, tel que thiocétone (C=S), ou thiol -mercapto (C-S-H). Ces dernières permettant une liaison avec les alliages précieux : alliage or type IV ou alliage or-argent-palladium (Au-Ag-Pd). Un autre monomère fonctionnel appelé MDTP (méthacryloyloxydécyl dihydrogène thiophosphate), retrouvé dans d'autres primers, présente un groupe fonctionnel thiophosphate (P=S) pour réaliser aussi une liaison avec les métaux précieux.

Malgré le potentiel acide et adhésive des monomères fonctionnels 4-MET ou du 10-MDP au sein de ces colles, il est recommandé par le fabricant de réaliser un traitement de surface dentaire afin d'améliorer l'adhésion.

Aujourd'hui, la nouvelle classification de ces colles complexes propose de faire la différence selon leur prise d'initiation (chémo-, photopolymérisable ou duale). Cependant, il a été choisi ci-dessus d'utiliser l'ancienne classification pour lister les différents comportements entre les colles intégrant des monomères fonctionnels ou non directement dans leur composition. Cette inclusion sera un des atouts des colles simplifiées.

1.3.2 Les colles simplifiées

Les colles simplifiées regroupent les colles auto-adhésives et une nouvelle classe de colle apparaissant sur le marché : les colles universelles. Ces colles sont toutes à prise duale et ne nécessitent pas par définition une préparation de la surface prothétique et dentaire.

1.3.2.1 Les colles auto-adhésives

Les colles auto-adhésives (ex : SpeedCEM Plus (Ivoclar), RelyX Unicem 1 et 2 (3M), G-CEM LinkAce (GC)) sont composées essentiellement de 3 composants :

- Monomères mono- ou di- voire multi-méthacrylates non acides ;
- Monomères acides permettant une déminéralisation et un potentiel adhésif dentaire par soit une fonction phosphate (10-MDP, Phenyl-P, Penta-P (dipentaerythritol pentaacrylate monophosphate), BMP (bis (2-méthacryloxyethyl) acide phosphate)) ou soit par une fonction carboxyle tel que 4-MET ou PMGDM (pyromellitic glycerol diméthacrylate). Le potentiel adhésif au substrat dentinaire est déterminé par la capacité à former un « nanolayering » stable qui l'est plus avec le 10-MDP. Cependant, ce monomère doit être présent dans une concentration optimale pour assurer d'une part une déminéralisation suffisante de la surface sans diminuer le potentiel adhésif par un excès de formation de sels de monomères acides-calcium, et éviter d'autre part l'augmentation excessive de l'hydrophilie du réseau de polymères. En effet, le réseau de polymère final doit avoir un caractère hydrophobe après consommation des monomères par le calcium du substrat dentinaire et par les oxydes des charges de la colle. Ainsi, la dégradation de l'interface d'assemblage pourrait être évitée en préservant la stabilité dimensionnelle de la résine de collage d'un excès d'hydrophilie. De plus, il est rapporté que la matrice résineuse serait moins hydrophile dans les colles complexes que dans une colle auto-adhésive (28). Ceci pourrait expliquer la différence d'utilisation entre la colle auto-adhésive et la colle avec potentiel adhésif (ex : Panavia 2.0) : c'est à dire une augmentation de l'hydrophilie permettrait une meilleure action de surface des monomères fonctionnels acides. Ainsi, les colles auto-adhésives seraient potentiellement plus performantes au nanolayering que les colles avec potentiel adhésif utilisées sans traitement de surface dentaire. Ceci pourrait expliquer pourquoi les colles auto-adhésives seraient exemptées de l'utilisation d'un adhésif ou primer au niveau dentinaire ;
- Charges fluoro-alumino-silicates (FAS), strontium calcium alumino-silicates, verres de baryum, et silice.

Ces colles sont apparues dans l'optique de simplifier les protocoles d'assemblage. Ainsi, ceci permet à ces colles d'être utilisées dans des cas nécessitant un court temps d'exécution ou par exemple lorsque l'étanchéité est plus aléatoire. Le fabricant 3M rapporte que la colle RelyX Unicem est plus tolérante à l'humidité par la formation d'eau lors de la réaction de neutralisation acide-base entre l'acide phosphorique méthacrylé, les charges et l'hydroxyapatite. Néanmoins, cette simplification (i.e. absence de champ opératoire) peut possiblement compromettre la durabilité de l'assemblage au long cours.

Malgré le potentiel « auto-mordançants » de ces colles par la présence de monomères fonctionnels acides, il est préférable de préalablement mordancer sélectivement l'émail pour optimiser l'adhésion (29). Le mordantage permet une déminéralisation différentielle selon l'axe des prismes, ce qui contribue à augmenter l'énergie de surface, et laisse place à une meilleure capillarité entre l'émail et la résine de collage (i.e. meilleure imbrication de la colle dans les rugosités. En revanche, il n'est pas recommandé de mordancer la dentine lors de l'utilisation d'une colle auto-adhésive en raison d'une baisse des valeurs d'adhésion d'après des études microscopiques de traction (29). En effet, l'utilisation d'acide phosphorique au niveau dentinaire préalablement à la colle auto-adhésive élimine la totalité de la boue dentinaire. Ceci conduit à la non possibilité de pénétration des monomères au sein de l'épaisse couche de collagène exposée résultant en l'absence de formation d'une couche hybride (i.e. couche mêlant résine et fibres collagéniques dentinaires) (29). Néanmoins, en dépit de l'absence d'un traitement par acide phosphorique au niveau de la dentine, une colle auto-adhésive n'interagit que très peu avec la surface dentinaire en ne déminéralisant que partiellement la boue dentinaire (29). Ainsi, une colle auto-adhésive se caractérise par l'absence d'hybridation dentinaire (i.e. absence de formation d'une couche hybride impliquant ou non la boue dentinaire dissoute) ce qui la différencie des colles complexes. L'adhésion est donc essentiellement liée à l'interaction chimique avec le calcium de l'hydroxyapatite pour les colles auto-adhésives.

Il est donc suggéré que les plus faibles valeurs d'adhésion d'une colle auto-adhésive par rapport aux colles complexes soient liées (30):

- Au manque d'interaction avec le substrat dentaire, combiné à une diminution de la capacité de mordantage et de déminéralisation par les monomères acides ;
- A la réaction de neutralisation du pH (i.e. augmentation du pH) lors du mélange des pâtes générant des particules alcalins. Cet effet varierait selon la composition de ces colles ;
- A une importante viscosité de la résine ne permettant pas une infiltration efficace.

Un essai randomisé « split-mouth » sur du long cours a listé les désavantages des colles auto-adhésives tel qu'une dégradation de l'adaptation marginale et de l'esthétique du joint (31). Cette étude rapporte aussi plus de décollages de RPP avec une colle auto-adhésive qu'avec une colle complexe possiblement liée à un défaut d'adhésion au niveau amélaire. C'est pour cette raison que dans ces situations (i.e. collage RPP impliquant une zone amélaire) un complément d'adhésif serait suggéré. Cette évolution chez les fabricants est retrouvée avec l'arrivée des colles universelles.

1.3.2.2 Les colles universelles

Une colle universelle selon Breschi est une colle auto-adhésive qui peut être utilisée seule ou combinée à son adhésif ou tooth primer universel (32). Ainsi Breschi et Maravic recommandent que la colle universelle soit combinée à son l'adhésif/ou primer universelles dans les cas où :

- Une portion du moignon dentaire est en étanchéité contrôlée (i.e. face occlusale ou face non contaminée à la salive ou à un saignement) ;
- Un moignon est de courte hauteur ;
- Un collage d'une RPP implique une surface amélaire.

Pour le restant du moignon ou au niveau des limites cervicales sous-gingivales, les auteurs proposent que la colle universelle soit utilisée de manière auto-adhésive (i.e. sans adhésif ou primer associé) (32).

Sur le marché quelques colles universelles avec leurs adhésifs/primers respectifs sont :

- Panavia SA Cement Universal, utilisé avec adhésif universel Clearfil Bond Universal Quick (Kuraray) ;
- G-CEM One, utilisé avec un primer Adhesive Enhancing Primer (AEP) (GC) ;
- Nexus Universal, utilisé avec un adhésif universel Optibond Universal (Kerr) ;
- RelyX Universal, utilisé avec un adhésif universel Scotchbond Plus (3M).

Bien que l'optique des colles universelles est de simplifier les protocoles de collage, l'utilisation de l'adhésif/ou primer associé à la colle universelle pourrait être généralisé afin d'augmenter les valeurs d'adhésion avec la dentine. Ce traitement préalable pourrait contribuer à une meilleure déminéralisation de la boue dentinaire, et donc à une meilleure interaction avec la dentine sous-jacente combinée à la présence de tags de résine.

Une autre définition, suggérée par notre équipe de recherche sur les colles universelles, serait qu'il s'agit d'une colle auto-adhésive bénéficiant d'une prise par contact « *touch-cure* » lors de son utilisation combinée avec son adhésif/ou primer respectif (7). Cet effet « *touch-cure* », une alternative aux sels de sulfonate, pourrait permettre de limiter l'inhibition de la prise chimique des chémo-initiateurs par les monomères acides. L'initiation de cette prise serait liée soit à la présence de sels de métaux interagissant avec le peroxyde tel que les sels de cuivre (retrouvé dans le Scotchond Universel Plus), ou soit au vanadium (V^{5+}), dont le potentiel a été suggéré dans une étude comme initiateur dans le tooth primer du kit Panavia V5 (8).

Du fait que cette colle peut être qualifiée d'auto-adhésive sans l'utilisation de l'adhésif/primer associé, il est possible de s'attendre à ce que la composition des colles universelles soit semblable à la précédente catégorie de colle décrite. Des changements existent chez certaines colles universelles, tel

que l'ajout de dérivés de silane. Ceci pourrait permettre de s'affranchir de l'utilisation d'un primer silane lors de l'assemblage d'une RPP en céramique vitreuse partiellement cristalline ou en résine composite CAD-CAM préalablement traitée respectivement avec HF ou un sablage à alumine. En effet, une étude récente suggère que le Panavia SA Universal Cement peut ne pas nécessiter l'application de silane sur le substrat prothétique du fait de l'ajout dans cette colle d'un silane à longue chaîne carbonée (LCSI). Néanmoins, certains fabricants continuent de suggérer l'application d'un primer silane notamment lors de l'utilisation des colles G-CEM One Universal ou bien du RelyX Universal.

Le tableau 3A synthétise les avantages et inconvénients des différentes résines de collage.

1.4 Etude bibliographique de la profondeur de photopolymérisation

Comme précédemment évoqué, une polymérisation adéquate de la résine de collage sous une restauration partielle postérieure (RPP) est essentielle. En effet, plus le degré de conversion des monomères de la colle est important, meilleure sera la longévité des propriétés mécaniques et de l'esthétique du joint, et la biocompatibilité (i.e. moins de relargages de monomères) (33). Ainsi, les risques d'une percolation bactérienne, de sensibilités post-opératoires, ou d'une perte de la restauration serait plus faible.

Cette partie abordera dans un premier temps les approches pour évaluer la profondeur de photopolymérisation. Dans un second temps, les tranches de profondeur de photopolymérisation trouvées dans la littérature lors de l'utilisation des résines de collage photopolymérisables et duales seront exposées. Finalement, les différents facteurs pouvant altérer ou améliorer la profondeur de photopolymérisation seront évoqués.

1.4.1 Les différentes approches de mesure de la profondeur de photopolymérisation

Deux principales approches existent pour évaluer la profondeur de photopolymérisation d'un matériau : une approche directe qui consiste à mesurer le degré de conversion, et l'approche indirecte qui vise à mesurer la (micro)dureté de surface.

1.4.1.1 Mesure du degré de conversion

Le degré de conversion d'une résine composite peut être mesuré par spectroscopie infrarouge à transformée de Fourier (FTIR), par spectroscopie de Raman, par analyse thermodifférentielle (DTA),

par calorimétrie différentielle à balayage (DSC), par résonnance magnétique nucléaire RMN et par résonnance paramagnétique électronique (EPR). Cependant dans les études de profondeur de photopolymérisation, la spectroscopie FTIR et la spectroscopie de Raman sont les plus retrouvées.

La spectroscopie FTIR a pour but de mesurer les fréquences de vibrations des liaisons intramoléculaires absorbant des radiations infra-rouge. L'utilisation de cette technique peut soit se faire par transmission ou par réflectance totale atténuée (ATR). Un avantage à l'ATR sont que d'une part les spécimens peuvent être étudiés sans nécessité de préparation particulière. D'autre part, l'ATR permet de s'affranchir de l'épaisseur du spécimen, alors que les spécimens étudiés avec la spectroscopie FTIR par transmission nécessitent d'être placés entre des fenêtres (ex : bromure de potassium KBr ou chlorure de sodium NaCl) espacés d'un maximum de 0,2 mm. Les mesures du degré de conversion avec un ATR ne sont prises qu'à travers quelques micromètres du matériau du fait de la faible pénétration du faisceau. En revanche, la spectroscopie FTIR par transmission permet d'obtenir une moyenne du degré de conversion prise sur l'ensemble de l'épaisseur, et dont les mesures sont plus précises dans le proche infrarouge (NIR). Ainsi, dans le cas d'une profondeur de photopolymérisation à travers un substrat, des précautions devraient être prises afin de garantir une reproductibilité des résultats (i.e. assurer une même épaisseur de résine). Pour une spectroscopie FTIR par ATR, le degré de conversion se calcule à partir des pics de fréquence des vibrations des liaisons au sein d'une molécule selon la formule :

$$\text{Degré de conversion (\%)} = \left(1 - \frac{\text{Abs } \frac{C = C \text{ (aliphahtique) polymérisée}}{C = C \text{ (aromatique) ou } C = O \text{ polymérisée}}}{\text{Abs } \frac{C = C \text{ (aliphahtique) non polymérisée}}{C = C \text{ (aromatique) ou } C = O \text{ non polymérisée}}} \right) \times 100$$

Avec C=C aliphatique (absorption 1638 cm^{-1}) qui correspond à la liaison vinyle du groupe méthacrylate, avec C=C aromatique (absorption 1608 ou 1583 cm^{-1}) ou C=O (absorption 1720 cm^{-1}) qui correspondent respectivement aux pics de référence si présence d'un cycle phényle (ex : Bis-GMA) ou d'une fonction carbonyle.

La spectroscopie Raman est aussi une technique d'analyse de spectroscopie vibrationnelle mais se différencie par la mesure des fréquences de vibrations lorsqu'un spécimen diffuse une radiation monochromatique (rayon laser). Les pics de fréquence sont similaires à ceux obtenus avec la spectroscopie FTIR (i.e. décalage Raman de C=C aliphatique 1640 cm^{-1} , de C=C aromatique 1610 cm^{-1} et de C=O 1715 cm^{-1}), mais leurs intensités varient. De plus, la préparation des spécimens ne nécessite pas de traitement particulier, mais une attention doit être portée sur l'épaisseur des spécimens.

1.4.1.2 Mesure de la (micro)dureté de surface

La dureté se définit comme la résistance à la pénétration d'un matériau. Un indenteur, soumis à une charge et à une durée d'application définie, est utilisé pour évaluer la déformation plastique permanente après arrêt de la contrainte. Cet indenteur peut prendre plusieurs formes : une pyramide diamantée symétrique et asymétrique (ou losange) pour les essais respectifs selon Vickers (HV) et selon Knoop (HK), une bille en acier pour les essais de Brinell (HB) et Rockwell (HR). De plus, pour une charge appliquée inférieure à 1 kg ou 10 N (newton), l'essai de dureté sera qualifié de microdureté.

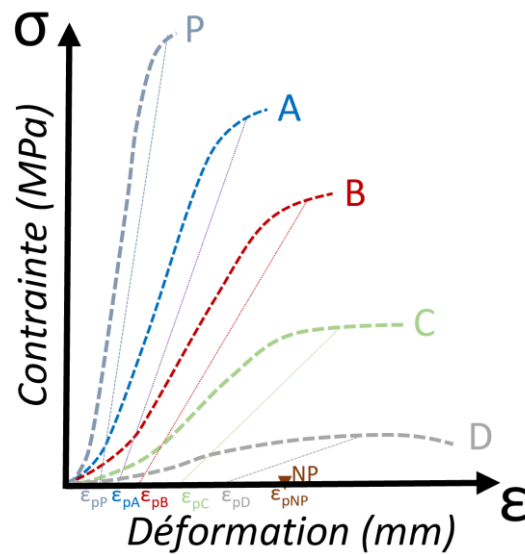
L'étude de la profondeur de photopolymérisation des résines composites utilise le plus souvent les valeurs issus des tests de microdureté selon Vickers et selon Knoop. Les dimensions des diagonales de l'indentation et la valeur de la charge appliquée sont prises en compte pour le calcul de la dureté.

Bien que la dureté d'un matériau est associée à sa susceptibilité d'être rayé par un autre, il est rapporté qu'il existe une bonne corrélation entre l'augmentation du degré de conversion et celle de la dureté (34). Cependant, une valeur de dureté ne peut être utilisée pour prédire le degré de conversion étant donné de l'évolution différente entre ces deux paramètres (i.e. décroissance plus rapide du degré de conversion) (34).

Dans le cadre de l'évaluation de la profondeur de photopolymérisation d'un matériau, les mesures sont couramment prises sur un cylindre de résine composite sectionné longitudinalement dans son plus grand axe. Une résine composite est considérée comme suffisamment polymérisée si sa microdureté de surface est supérieure ou égale à 80% de la microdureté initiale (i.e. condition de photopolymérisation optimale).

La figure 4 est une représentation hypothétique de variation des propriétés mécaniques selon le degré de polymérisation d'une même résine composite $P > A > B > C > D > NP$ où « P » est une résine composite avec une polymérisation idéale (i.e. un degré de conversion de plus de 95%), A, B, C sont des résines composites polymérisés habituellement avec une lampe à photopolymériser (i.e. degré de conversion $\leq 60\%$), D et NP sont respectivement des résines composites insuffisamment polymérisées (i.e. D n'a pas atteint la vitrification, et NP n'a pas atteint la transition sol/gel).

Figure 4 : Evolution hypothétique de la déformation plastique permanente ϵ_p selon l'état de polymérisation des résines composites (P, A, B, C, D, NP) dans les cas de test de dureté



Source : Auteur, 2024

1.4.2 Les profondeurs de photopolymérisation à travers les matériaux CAD-CAM dans les études in-vitro

Afin de faire un état des lieux sur les profondeurs de photopolymérisation trouvées dans la littérature dans le cadre de l'assemblage de substrats prothétiques CAD-CAM, une recherche bibliographique sur PubMed a été réalisée associée à une recherche manuelle lors de la consultation de la bibliographie des articles identifiés.

Un tableau d'extraction de données des articles retenus est présenté dans les annexes (tableau 4A) après avoir appliqués les critères de sélection ci-dessous :

- Articles étudiant des profondeurs de photopolymérisation à travers des substrats non monolithiques (i.e. combinaison de la zircone ou d'une vitrocéramique avec une céramique cosmétique (feldspathique)) ;
- Articles étudiant des profondeurs de photopolymérisation à travers des substrats autres que CAD-CAM ; tel que des substrats soit à base de vitrocéramiques pressées, soit à base de résines composites de restauration compactées sous forme de prismes ou de cylindre, ou dans des moules d'onlay ;
- Articles dont la photopolymérisation est réalisée avec des lampes autres que LED (i.e. halogène-quartz-tungstène ou xénon plasma) ;
- Articles dont les épaisseurs de substrat ne sont pas d'au moins 1,5 mm et plus ;
- Texte intégral non disponible et article dans une autre langue autre que l'anglais ;

- Autres articles (revue de la littérature, méta-analyse).

Le tableau 2 ci-dessous présente l'équation de recherche et les différentes étapes jusqu'à l'inclusion finale des articles.

Tableau 2 : Equation de recherche et les étapes d'exclusion des articles

Equation de recherche :	
(("CAD-CAM" OR "CAD/CAM" OR "zirconia" OR "block*" OR "indirect restoration" OR "endocrown" OR "partial crown" OR "overlay" OR "onlay" OR "occlusal veneer*") AND ("glass ceramic" OR "glass-ceramic" OR "composite resin" OR "resin-based composite" OR "leucite" OR "lithium disilicate" OR "lithium-disilicate" OR "thickness" OR "thicknesses" OR "translucency") AND ("resin composite*" OR "restorative composite" OR "resin cement*" OR "dual cured" OR "preheated" OR "dual-cured" OR "dual-polymerizing" OR "adhesive luting" OR "light-" OR "light polymerized" OR "light-curing") AND ("depth of cure" OR "hardness" OR "degree of conversion" OR "double bond conversion" OR "microhardness"))	
Nombre d'articles identifiées après recherche PubMed et ajout manuel	n= 170 (PubMed n= 167 + ajout manuel n= 3)
Articles retenues après la lecture du titre	n= 56
Articles retenues après la lecture de l'abstract	n= 39
Articles retenues après la lecture de l'article	n= 26

Source : Auteur, 2024

La plupart de ces articles définissent lorsqu'une photopolymérisation de la résine de collage est considérée comme suffisante mais peu vont donner une valeur seuil de profondeur. Cependant, à travers le tableau d'extraction de données (tableau 4A), deux groupes potentiels de valeurs de profondeur de photopolymérisation se démarquent :

- La plupart des articles s'accordent que la profondeur de photopolymérisation pour les substrats CAD-CAM est généralement inférieure ou égale soit à 2 mm (zirconie), soit à 3-3,5 mm (résine composite usinable et vitrocéramique à base de disilicate de lithium), et parfois plus en fonction de la teinte ou de la translucidité ou du matériau de substrat. Certains articles suggèrent même qu'une colle duale serait préférable afin de sécuriser la profondeur de photopolymérisation pour des restaurations partielles postérieures plus épaisses (2,3) .
- En revanche, trois articles rapportent des résultats contradictoires avec une profondeur de photopolymérisation doublée (i.e. au moins 6 mm) (4-6). Dans ces articles, les résines composites de restauration performant aussi bien voire mieux qu'une colle duale. Cependant, un de ces articles a recours à une exposition radiométrique (i.e. le produit entre la durée d'exposition et l'irradiance) nettement augmentée par rapport aux autres articles : au moins huit fois plus dans l'étude de *Gregor et al.* (5).

De plus, certaines articles étudient la profondeur de photopolymérisation en évaluant les propriétés mécaniques de la résine de collage soit par des tests microscopiques de traction (*microtensile bond strength*) (6) ou soit par des tests mini-IFT (*mini-interfacial fracture toughness*) (4). Ces approches permettent de s'affranchir des valeurs seuils arbitraires qui sont fixées pour déterminer si une polymérisation est considérée adéquate ou non :

- Soit lors de la mesure du degré de conversion (i.e. degré de conversion d'au moins 50-55%)
- Soit lors des tests de dureté (i.e. ratio de dureté de 80-90%)

Une tendance générale découle de ces articles : afin d'optimiser la profondeur de photopolymérisation, une augmentation de l'exposition radiométrique est nécessaire en raison d'une transmittance réduite à travers un substrat prothétique épais. L'augmentation de l'exposition radiométrique est possible soit en allongeant la durée de l'exposition, soit en élevant l'irradiance initiale délivrée.

1.4.3 Les facteurs influençant la profondeur de photopolymérisation dans l'assemblage

Les facteurs influençant la profondeur de photopolymérisation dans l'assemblage peuvent être catégoriser selon trois groupes : les facteurs extrinsèques liées aux caractéristiques du substrat prothétique, et à celles de la lampe à photopolymériser, et les caractéristiques intrinsèques propres à la résine de collage.

1.4.3.1 Caractéristiques propres au substrat prothétique CAD-CAM

Les facteurs qui vont jouer sur la profondeur de photopolymérisation à travers un matériau CAD-CAM sont multiples, mais ils sont intrinsèquement liés aux caractéristiques du substrat tel que l'épaisseur, la microstructure (taille et taux de cristaux, matrice de polymère), la composition chimique, les caractéristiques des défauts (nombre, taille, distribution), les porosités, la teneur et les types de pigments (35).

Cet ensemble de caractéristiques va dicter les différentes formes d'interaction de la lumière avec le milieu (i.e. la réflexion, l'absorption, la diffusion, et la transmission lumineuse), et va donc définir la variabilité de la translucidité ou d'opacité d'un matériau.

Or en vue de potentialiser la profondeur de photopolymérisation, il est nécessaire que ce matériau présente une translucidité afin de favoriser la transmission lumineuse pour l'activation des photoinitiateurs d'une colle (36). La translucidité joue aussi un rôle aussi dans l'intégration esthétique de la pièce.

- La translucidité

La translucidité est définie selon la réflexion diffuse (réflexion dans de nombreuses directions) dans la profondeur d'un substrat qui se comporte comme un milieu trouble (37), c'est-à-dire plus la réflexion diffuse est basse (moins de diffusion), plus le matériaux transmet la lumière.

Différentes approches sont trouvées dans la littérature pour caractériser la translucidité d'un matériau (38): la transmittance (T), le paramètre de translucidité (TP) et le contraste ratio (CR). La transmittance est définie comme le rapport de l'irradiance transmise sur l'irradiance incidente. Le TP et CR sont deux mesures utilisant des valeurs différentes de coordonnées de l'espace colorimétrique de la Commission internationale de l'éclairage (CIE). Le TP se base sur la différence de la perception de la couleur sur fond noir et blanc, et utilise les coordonnées CIELAB (luminosité L^* et écart de la couleur a^* , b^*) ; plus un TP augmente, plus le matériau est dit translucide. En revanche, le CR utilise les coordonnées CIE XYZ et se base sur le ratio de la luminance Y (quantité lumière réfléchie) sur fond noir et blanc ; c'est-à-dire si le ratio est égal à 1 (valeur maximale), le matériau est considéré comme opaque.

Parmi les matériaux CAD-CAM, on retrouve une translucidité plus élevée au sein des céramiques feldspathiques suivies des vitrocéramiques à base de à la leucite. Il est difficile de classer la translucidité des vitrocéramiques à base de disilicate de lithium, des résines composites et de la céramique hybride en raison d'une grande variabilité de composition. Cependant, ces matériaux présentent une meilleure translucidité que les zircons, qui présentent une microstructure favorisant la diffusion lumineuse (i.e. par les porosités, les joints entre les grains, et les impuretés). De plus, il est rapporté qu'au sein d'un même type de matériau, la variation de translucidité va plus influencer la transmission lumineuse que la variation de la teinte (36).

- La teinte

La teinte du substrat CAD-CAM a été évoqué comme un facteur pouvant modifier la profondeur de polymérisation. Son impact sur les modifications de la translucidité d'un matériau sont liés par la teneur et le type de pigments. En effet, un substrat avec une pigmentation plus sombre présente une transmittance diminuée du fait d'une absorption lumineuse accrue (39). Cependant, il est rapporté que l'impact de la teinte sur la translucidité d'un substrat est moins important que l'évolution de l'épaisseur (40).

- L'épaisseur

L'épaisseur du substrat prothétique va aussi altérer la profondeur de photopolymérisation. En effet, selon la loi de Beer Lambert, l'atténuation lumineuse augmente exponentiellement avec l'épaisseur du substrat (41):

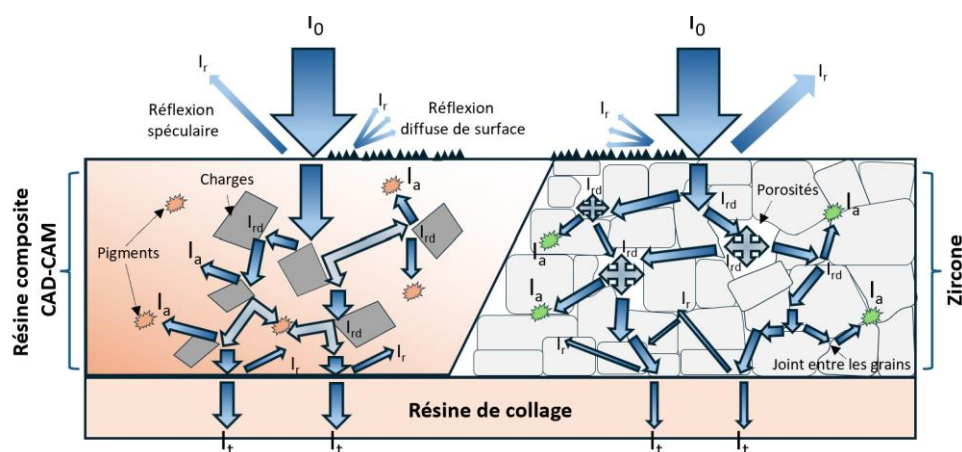
$$I = I_0(1 - r)e^{-\mu d}$$

Avec I et I_0 respectivement l'irradiance finale et initiale, r la fraction de lumière réfléchi soit de manière spéculaire ou diffuse à la surface d'un substrat, μ le coefficient d'atténuation (i.e. somme des coefficient d'absorption et de diffusion), et d l'épaisseur du substrat.

Il a été rapporté qu'il existe une bonne linéarité entre la translucidité et l'épaisseur du matériau CAD-CAM (2). Ceci pourrait s'expliquer par le fait que plus un substrat prothétique est épais, plus le trajet lumineux va être exposé à des phénomènes d'absorption et de diffusion au sein du matériau.

La figure 5 ci-dessous retranscrit les différentes interactions d'un faisceau lumineux émis par une lampe à photopolymériser à travers deux matériaux CAD-CAM (résine composite et zircone) avec I_0 et I_t respectivement le faisceau incident et transmis, I_r les faisceaux réfléchies par une surface lisse (réflexion spéculaire) ou rugueuse (réflexion diffuse) ainsi que les faisceaux liés aux changements d'indice de réfraction air/matériaux CAD-CAM et matériau CAD-CAM/résine de collage, I_{rd} les faisceaux réfléchies par diffusion liés soit aux charges dans la résine composite, ou soit aux porosités, joints de grain ou impuretés dans la zircone, I_a les faisceaux absorbés par les pigments ou par la matrice organique dans la résine composite.

Figure 5 : Interaction d'un faisceau d'une lampe à photopolymérisation sur un substrat en résine composite CAD-CAM ou en zircone



Source : Auteur, 2024

1.4.3.2 Caractéristiques propres à la résine de collage

Différents facteurs, qui vont aussi interagir avec les propriétés de la résine de collage (i.e. optique et rhéologique dont la viscosité), vont contribuer à améliorer ou nuire à la photopolymérisation de la colle. L'impact spécifique d'un de ces facteurs (photoinitiateurs, monomères, et charges) sur la profondeur de photopolymérisation dans l'assemblage est peu démontré étant donné que ceci nécessite l'utilisation de formulations expérimentales. Bien que les pigments peuvent absorber la lumière, l'influence de la teinte d'une colle sur la polymérisation reste faible et moins significative que la teinte du substrat prothétique (39). Ainsi, la partie ci-dessous synthétisera l'impact des facteurs intrinsèques sur la polymérisation des résines composites de restauration.

- Les types de photoinitiateurs, concentration et combinaison

Comme précédemment évoqué (cf. partie 1.2.2), il existe deux catégories de photoinitiateurs : les photoinitiateurs de type 1 de Norrish qui se dissocient en radicaux libres, et ceux de type 2 nécessitant un co-initiateur pour générer un radical libre. Les photoinitiateurs ont chacun leur propre spectre d'absorption dont le pic d'absorption maximal est associé à un coefficient d'extinction molaire maximal. Les photoinitiateurs sont aussi caractérisés par différents niveaux de rendement quantique. Ce sont l'ensemble de ces attributs qui vont déterminer la photoréactivité d'un photoinitiateur en fonction du spectre émis par la lampe à photopolymériser.

La concentration des photoinitiateurs peut impacter négativement la polymérisation d'une résine composite. En effet, une étude rapporte qu'une concentration du couple camphorquinone/amine au-delà d'un pourcentage massique de 1% nuit aux propriétés mécaniques du matériau, et altère la profondeur de photopolymérisation au sein du matériau (42). Il est suggéré que ceci peut s'expliquer par une saturation en radicaux libres. De plus, en présence du couple camphorquinone-amine, il est nécessaire que le ratio soit adapté selon le choix du type d'amine comme co-initiateur. Entre autres, combiner différents photoinitiateurs (i.e. par exemple la camphorquinone avec TPO et/ou BAPO) pourrait optimiser la polymérisation, et réduire l'élution de monomères (43). Enfin, l'absorption des photons par les photoinitiateurs va progressivement diminuer la profondeur de polymérisation au sein de la résine composite suite à une diminution de la transmission lumineuse.

- Impact des monomères et des charges sur la viscosité

Le type de monomères peut améliorer le taux de conversion et le degré de conversion d'une résine composite. En effet, un monomère de haut poids moléculaire, tel que le bis-GMA, présente une mobilité réduite. La viscosité du matériau augmente, ce qui diminue alors l'efficacité de la polymérisation par rapport au TEGDMA présentant un faible poids moléculaire. Par exemple, une

résine à base de bis-GMA et de TEGDMA avec un ratio 50:50 présente un meilleur degré de conversion que si le ratio était 70:30 (44).

Un taux de charges croissant contribue à la restriction de la mobilité des chaînes de polymères (45). Le degré de conversion d'une résine composite est donc diminuée en raison de l'augmentation de la viscosité. De plus, pour un même taux de charges, la forme (sphérique ou irrégulière) et la taille des charges peuvent modifier le degré de conversion (44). Enfin, l'augmentation des charges et la différence d'indice de réfraction entre les charges et le réseau de polymères vont favoriser la diffusion lumineuse au sein d'une résine composite (44) : la polymérisation en profondeur est donc altérée.

La viscosité d'une résine composite peut cependant être modulable par la température. En effet, l'élévation de la température permet une diminution de la viscosité et pourrait selon les résines composites augmenter le taux de conversion (46). Ceci pourrait potentiellement expliquer une performance équivalente voire meilleure des résines composites chauffées par rapport aux colles duales dans l'assemblage de matériaux CAD-CAM épais (4).

1.4.3.3 Caractéristiques propres à la lampe à photopolymériser

- Irradiance et spectre

La plupart des lampes à photopolymériser commercialisées sont des lampes LED ayant recours à des diodes électroluminescentes. Elles fonctionnent selon la recombinaison électron-trou (transfert d'un électron à une zone manquante d'électron) entre deux semi-conducteurs dopés. Ceci résulte en l'émission d'un photon dont le spectre varie selon la composition du semi-conducteur (i.e. la présence de nitrure de gallium-indium implique l'émission d'une lumière bleu). Ces lampes LED remplacent les anciennes lampes (47):

- Halogène-quartz-tungstène (QTH) dont leurs désavantages étaient la génération de chaleur, la nécessité d'un filtre pour restreindre le spectre, et le manque d'irradiance ;
- Xénon-plasma (PAC). Malgré une bonne irradiance fournie, l'utilisation de cette lampe était contraignante en raison de la chaleur générée (i.e. supérieur aux lampes QTH et LED), et de la nécessité de présence de filtres.

Trois générations de lampes LED se sont succédées dans l'objectif d'améliorer (47):

- L'irradiance fournie. Grâce à des puces LED plus performantes, il est possible de passer d'une irradiance délivrée de 400mW/cm² dans les lampes LED de première génération à une

irradiance de plus de 1200mW/cm² voire 3000mW/cm² dans les lampes de troisième génération selon le programme choisi ;

- Le spectre émis. Pour bénéficier des avantages de photoréactivité de différents photoinitiateurs, une lampe idéale doit émettre un spectre adapté aux pics d'absorption des différents photoinitiateurs. En effet, les photoinitiateurs de type I présentent un pic d'absorption dans le violet alors que le spectre émis dans la lampe LED de première ou deuxième génération émet dans le bleu afin d'activer la camphorquinone (i.e. lampe LED monochromatique). Ainsi, la troisième génération de lampe LED est qualifiée de lampe polychromatique puisqu'elle émet un pic à la fois dans le bleu et dans le violet permettant l'activation des photoinitiateurs TPO, Ivocerin ou PPD. Ce progrès technologique est possible en incorporant une puce LED émettant dans le violet soit par addition ou soit par échange d'une puce LED émettant dans le bleu. La figure 9A représente les différents spectres des différentes générations de lampe à photopolymériser LED.

Aujourd'hui, il est avantageux d'opter pour des lampes LED de troisième génération afin d'améliorer la profondeur de photopolymérisation dans l'assemblage grâce à une meilleure irradiance initiale (i.e. 1200-1600mW/cm²), ce qui se traduit par un plus grand nombre de radicaux libres formés. L'exposition radiométrique est alors accrue (i.e. irradiance transmise multipliée par la durée d'exposition). Toutefois en fonction des résines composites, cette profondeur peut être altérée pour des programmes de très haute irradiance (3000mW/cm²) en raison de l'augmentation de la probabilité de terminaison entre les centres actifs de croissances (44). De plus, le spectre étendu dans le violet et dans le bleu assure l'activation de différents photoinitiateurs, ce qui contribue potentiellement à tirer parti du synergisme entre les photoinitiateurs de type I (i.e. lucirin TPO) et de la camphorquinone précédemment évoqué. Ainsi, la polymérisation du matériau s'en trouve améliorée (i.e. degré de conversion et microdureté) (48). Toutefois, une transmittance suffisante dans le spectre du violet devra être nécessaire pour obtenir un degré de conversion favorable en présence de photoinitiateurs de type I (49).

- Ergonomie, diamètre de l'embout et les spécificités du faisceau

En premier lieu, afin d'optimiser l'irradiance délivrée à travers le substrat prothétique, il est nécessaire que la distance entre l'embout et la RPP soit minimale (i.e. presque au contact). En deuxième lieu, une orientation orthogonale est préférable car, à partir de 10°, l'irradiance est réduite (50). C'est pour cette raison que certaines lampes présentent des embouts plus ergonomiques et adaptés dans la région

postérieure grâce à un embout moins coudé (ex : Bluephase PowerCure, Ivoclar) voire droit (ex : Valo Grand, Ultradent).

En outre, le diamètre de l'embout doit être optimisé pour maximiser l'irradiance car l'irradiance est inversement proportionnelle au diamètre (41). Cependant, un diamètre trop réduit ne doit pas nuire en aggravant la divergence du faisceau. Ainsi, la collimation du faisceau (i.e. rayons parallèles) seraient plus avantageuse quel que soit le programme de photopolymérisation afin de limiter la dispersion lumineuse. De plus, un faisceau homogène est privilégié : c'est-à-dire une irradiance distribuée de manière uniforme selon le diamètre du faisceau. Ceci permet une polymérisation plus homogène du matériau que si une zone spécifique recevait une irradiance plus importante. L'évaluation de l'homogénéité de deux lampes LED est représentée dans la figure 10A. L'homogénéité doit aussi être retrouvée dans la distribution des photons émis d'une lampe polychromatique, c'est-à-dire une distribution homogène des photons dans le bleu et dans le violet. Du fait de l'interaction de la lumière à travers divers matériaux CAD-CAM, l'homogénéité du faisceau pourrait être perturbée, ce qui pourrait nuire à l'uniformité de la photopolymérisation de la résine de collage.

L'embout idéal d'une lampe LED serait un dont le diamètre est suffisamment grand tout en assurant un faisceau le plus homogène et parallèle possible.

En conclusion, le tableau 5A synthétise les différents facteurs pouvant modifier la profondeur de photopolymérisation dans l'assemblage des restaurations prothétiques CAD-CAM.

2 : Evaluation in-vitro de la profondeur de polymérisation de résines composites à travers les matériaux CAD-CAM

L'étude qui suit vise à évaluer la profondeur de polymérisation de différentes résines composites à travers divers matériaux CAD-CAM à partir des tests de microdureté de Vickers. L'approche expérimentale employée dans cette étude n'a pas encore été utilisée dans les études de profondeur de polymérisation en assemblage. Elle s'inspire de la technique utilisée pour étudier la profondeur de photopolymérisation au sein d'une résine composite de restauration (top/bottom ratio) : c'est-à-dire les mesures de la dureté d'une résine composite sans le substrat prothétique et sous un substrat seraient les analogies respectives des mesures de la dureté de la face supérieure et de la face inférieure d'une résine composite de restauration. Grâce à cette approche, il serait possible en fixant un seuil de l'état de polymérisation (i.e. % dureté atteinte) de déterminer à partir de quelle épaisseur une résine composite est considérée comme suffisamment polymérisée ou non.

2.1 Les objectifs de l'étude

Dans la première partie, divers facteurs pouvant affecter la profondeur de polymérisation ont été listés : les facteurs propres aux caractéristiques du matériau CAD-CAM (épaisseur, type de matériau), les facteurs propres aux caractéristiques des résines de collage (type d'initiation de prise, composition), ou enfin les facteurs propres à la lampe de photopolymérisation (temps de polymérisation, irradiance, spectre). A ce jour, aucune étude s'est intéressée à évaluer la profondeur de polymérisation à la fois travers un substrat CAD-CAM en zircone, ou en vitrocéramique à base de disilicate de lithium, et en résine composite. De plus, les études ne se sont pas encore intéressées à évaluer dans des situations d'assemblage l'impact de différentes durées d'exposition pour des programmes de très haute irradiance (i.e. irradiance supérieure à 3000mW/cm²) sur la profondeur de photopolymérisation.

Finalement, une étude de *Wang et al.*, publiée en 2023, a montré qu'il était possible de prédire l'esthétique finale d'une restauration CAD-CAM à partir du paramètre de translucidité d'un substrat CAD-CAM (51). Il est donc intéressant de vérifier s'il serait aussi possible d'utiliser ce même paramètre de translucidité de la restauration CAD-CAM pour prédire la profondeur de photopolymérisation.

C'est pour cette raison que les différentes hypothèses nulles évaluées dans cette étude sont que :

- Le type et l'épaisseur du matériau CAD-CAM n'ont pas d'influence sur la profondeur de photopolymérisation ;

- La chimie de prise et la composition des résines composites n'ont pas d'influence sur l'état de polymérisation pour quel que soit le temps de photopolymérisation et l'irradiance délivrée ;
- Il est possible d'estimer la profondeur de photopolymérisation grâce au TP.

2.2 Matériel et méthodes

2.2.1 Les matériaux étudiés dans cette étude

2.2.2.1 Les matériaux CAD-CAM mimant le substrat prothétique

Trois classes de matériaux sont souvent étudiées pour représenter un substrat prothétique dans les études de profondeur de photopolymérisation : la zircone, la vitrocéramique à base de disilicate de lithium LiSi_2 , et la résine composite usinable. Pour la plupart des matériaux CAD-CAM étudiées, le choix de la teinte des spécimens s'est porté sur une teinte A3 puisqu'il s'agit d'une teinte prédominante parmi les patients.

- Spécimens à base de zircons Y-TZP

Le choix de la zircone s'est porté sur les disques de zircons mono-yttria multicouche par gradient de pigments 3Y-TZP (Katana Zirconia HTML A3, Kuraray Noritake), 4Y-TZP (Katana Zirconia STML A3), et 5Y-TZP (Katana Zirconia UTML A3). Ceci permettait d'une part d'assurer une même teneur d'yttria au sein de différentes épaisseurs de spécimen, et d'autre part de moduler la pigmentation tout en restant chez un même fabricant. Ceci ne pouvait se faire dans les disques de zircone multicouche par gradient yttria. En effet, la zircone 5Y est souvent contenu sur une zone de trois millimètres dans les disques à gradient d'yttria selon les fabricants. De plus, l'utilisation d'un disque permettrait d'usiner la forme du spécimen demandée, ici un pavé, ce qui ne pourrait pas se faire aisément avec un bloc CAD-CAM.

- Spécimens en vitrocéramique à base de disilicate de lithium

Bien qu'une vitrocéramique à base de LiSi_2 pressée présente des meilleures propriétés cliniques, le choix de la vitrocéramique à base de LiSi_2 s'est porté sur la gamme IPS e.max CAD (Ivoclar) afin de respecter le schéma d'étude (i.e. matériaux CAD-CAM). Cette gamme a été sélectionnée car le matériau est souvent retrouvé dans la littérature comme un matériau de référence. De plus, l'état précristallisé du bloc permettrait de diminuer l'effort de coupe au niveau de la scie diamantée lors de l'obtention des spécimens. Enfin, afin d'évaluer toute une gamme de translucidité CAD-CAM, le bloc MO 0 (Moyenne opacité 0) a été incorporé même s'il ne se présente pas dans une teinte A3.

- Spécimens à base de résines composites usinables

Il a été opté d'utiliser un bloc de résine composite usinable, Brilliant Crios -14 A3 disponible en 2 translucidités HT et LT, étant donné que le bloc Tetric CAD d'Ivoclar ne présente pas la translucidité LT (i.e. existe seulement en HT ou MT).

2.2.2.2 Les matériaux mimant la résine de collage

Trois résines composites d'un même fabricant et comportant tous le photoinitiateur Ivocerin, ont été sélectionnées pour mimer une résine de collage : une résine de collage purement photopolymérisable (VL) (Variolink Esthetic LC neutral, Ivoclar), une résine de collage à prise duale (VD) (Variolink Esthetic DC neutral, Ivoclar), et une résine composite bulk-fill photopolymérisable (PF) (Tetric PowerFill ^{IV}A, Ivoclar).

- La gamme de colles Variolink Esthetic LC et DC

Ces colles font parties de la classe de résine de collage complexe. Trois prises sont possibles avec ces colles. Une prise par photopolymérisation seule pour la colle Variolink Esthetic LC (light-curing), et une prise soit duale ou chimique seule pour la colle Variolink Esthetic DC (dual-curing) selon l'utilisation ou non d'une lampe à photopolymériser.

Cette gamme de colle existe en 5 teintes (light+, light, neutral, warm, warm+) ; chacune associée à une valeur de translucidité. Ces options de teintes présentent un intérêt dans le cas de réhabilitation antérieure où la teinte de la colle module le résultat esthétique final soit en apportant en luminosité, soit en assombrissant (plus jaunâtre).

La teinte d'une colle pourrait aussi influencer la profondeur de photopolymérisation ; ainsi une teinte neutre plus translucide a été choisie pour VL et VD puisqu'elle permet d'une part d'optimiser la profondeur de photopolymérisation au sein du matériau, et d'autre part de suivre les recommandations du fabricant précisant que les teintes light+ et warm+ peuvent conduire à la visibilité du joint dans le cadre de RPP.

Les recommandations du fabricant pour la photopolymérisation de ces deux colles sont une exposition avec une irradiance de 1200mW/cm² pendant 10 secondes par face et par millimètre d'épaisseur de la restauration partielle postérieure.

- La résine composite bulk-fill : Tetric PowerFill

Cette résine composite bulk-fill de viscosité condensable est présente selon 3 teintes dentinaires : ^{IV}A (teinte universelle A), ^{IV}B (teinte universelle B) et ^{IV}W (teinte blanche pour les dents lactéales). Dans cette étude, la teinte ^{IV}A a été choisie.

Selon les recommandations du fabricant, cette résine composite peut être utilisée pour restaurer les classes I, II et V si l'irradiance de la lampe à photopolymériser est limitée à 2000mW/cm², et restaurer seulement les classes I et II si l'irradiance est de 3000mW/cm².

Cette résine composite bulk-fill est caractérisée par la technologie *Aessencio*. Selon le fabricant, cette technologie consiste à obtenir initialement une résine composite translucide dans son état non polymérisé en s'assurant que l'indice de réfraction de la matrice résineuse soit équivalent à celui des charges. Ainsi, avec cette translucidité initiale du matériau, la diffusion lumineuse serait diminuée et la profondeur de polymérisation serait plus importante. De plus, lors de la polymérisation, l'indice de réfraction de la matrice résineuse est modifié par l'organisation des polymères résultant en une opacification de la résine composite proche de celle de la dentine d'après le fabricant.

Cette résine composite bulk-fill a été choisie en raison d'une plus grande concentration (i.e. secret de commerce) du photoinitiateur Ivocerin par rapport à la résine composite bulk-flow (Tetric PowerFlow) et des résines de collage (Variolink Esthetic), toutes produites par le même fabricant. Par ailleurs, cette résine composite bulk-fill est aussi caractérisée par une modification de sa matrice résineuse. En effet, la molécule appelée β -allyl sulfone a été ajoutée, ce qui permet une polymérisation radicalaire plus contrôlée (agent AFCT). Le composé va agir comme un dilatateur de contrainte de polymérisation en allongeant la phase pré-gel. Un mécanisme d'action similaire est retrouvé dans une autre résine composite bulk-fill (Filtek Bulk One, 3M) présentant un monomère AFM (addition fragmentation monomer).

Tous les matériaux étudiés dans cette étude *in-vitro* sont récapitulés dans le tableau 3 ci-dessous.

Tableau 3 : Les matériaux étudiés dans cette étude

Matériaux	Fabricants	Catégorie	Code	Composition ^a	n° lot
Blocs CAD-CAM	Katana Zirconia HTML-STML-UTML A3, Kuraray Noritake Inc, Aichi, Japon	Zircone polycristalline partiellement stabilisée en phase tétragonale à l'yttria	HTML: 3Y-TZP STML: 4Y-TZP UTML: 5Y-TZP	(ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃) > 99 wt% Oxide Yttrium (Y ₂ O ₃) : - HTML >4.5 - ≤6 wt% - STML > 7 - ≤ 10 wt% - UTML >8 - ≤ 11 wt%	EIHKV (HTML) EHVVA (STML) EHIBS (UTML)
	IPS e.max CAD MO 0/LT-MT-HT A3, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein	Vitrocéramique à base de disilicate de lithium (LiSi ₂)	DMO: MO 0 DLT : LT DMT: MT DHT: HT	SiO ₂ : 57-80 wt%, Li ₂ O : 11-19 wt%, K ₂ O : ≤13 wt%, P ₂ O ₅ : ≤11 wt%, ZnO, ZrO ₂ , oxides pigmentés ≤8 wt%, MgO, Al ₂ O ₃ ≤5 wt%	Z01FDT (MO) YB54FN (LT) YB54FF (MT) Z03WCZ (HT)
	Brilliant Crios LT-HT A3, Coltene, Suisse	Résine composite usinable	RLT: LT RHT: HT	Matrice : Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA Charge : Verre baryum, particules silices 71 wt%	L68631 (LT) L81666 (HT)
Spécimens mimant les résines de collage	Variolink Esthetic DC (neutral), Ivoclar, Schaan, Liechtenstein	Colle à prise duale	VD	Bis-GMA, Di-méthacrylates, charges (38 vol%), initiateurs, stabilisateurs, pigments Initiateurs : Peroxyde d'hydrogène / Thiocarbamide, Ivocerin	Z043LM
	Variolink Esthetic LC (neutral), Ivoclar, Schaan, Liechtenstein	Colle à prise photo	VL	UDMA, charges (38 vol%), initiateurs, stabilisateurs, pigments Photoinitiateurs : Ivocerin, Lucirin TPO	Z044TM
	Tetric PowerFill ^{IV} A, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein	Résine composite bulk-fill	PF	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, PBPBA, DCP, charges (79 wt%/53 vol%), β-allyl sulfone Photoinitiateurs : Ivocerin (secret de commerce : concentration dans PF > VL et VD), CQ/amine, Lucirin TPO	Z03YGF
^a Selon les données scientifiques fournies par les fabricants respectifs <i>Bis-GMA, bisphénol A-glycidyl méthacrylate; Bis-EMA, diméthacrylate bisphénol A éthoxylé; UDMA, uréthane diméthacrylate; TEGDMA, tri-éthylène glycol diméthacrylate; DCP, tricyclodécane-diméthanol diméthacrylate; CQ, camphorquinone; PBPA, diméthacrylate de bisphénol A propoxylé; wt%, %charges en poids; vol%, %charges en volume</i>					

Source : Auteur, 2024

2.2.2 Fabrication des spécimens CAD-CAM mimant le substrat prothétique

Un total de 27 spécimens de différents types de matériau, de translucidité, et d'épaisseur a été fabriqué.

- Préparation des spécimens à base de zircons Y-TZP (n=9)

Neuf prismes rectangulaires des trois types de zircons (HTML, STML et UTML), de dimension 14*18mm et d'épaisseur variable (2, 3, 4mm) ont été conçus sur un logiciel de conception (FreeCAD, version 0.20.1). Ces blocs ont ensuite été usinés dans la zone la plus saturée des disques de Ø98,5 x 18mm de zircon dans une usineuse à 5-axes (PrograMill PM7, Ivoclar) (Figure 11A). Les spécimens ont par la suite été frittés dans un four (Programmat CS4, Ivoclar) selon les recommandations du fabricant figurant dans le tableau 6A.

- Préparation des spécimens en vitrocéramique à base de disilicate de lithium (n=12)

Douze prismes rectangulaires, issus des quatre translucidités différentes de vitrocéramiques à base de Li_2S_2 (DMO, DLT, DMT, DHT) ont été obtenus à partir de la section longitudinale des blocs IPS e.max CAD (de dimension 12,4*14,5*18mm) en épaisseur 2, 3, 4mm avec une scie diamantée à basse vitesse sous eau dans une tronçonneuse de précision (IsoMet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, É.-U) (Figure 12A). Tous les spécimens ont ensuite été cristallisés dans un four (Programmat CS4) selon les paramètres du fabricant figurant dans le tableau 7A.

- Préparation des spécimens à base de résine composite (n=6)

Six prismes rectangulaires, issus des deux translucidités différentes de bloc CAD-CAM de résine composite (RLT et RHT) ont été obtenus à partir de la section longitudinale de blocs de composite Brilliant Crios (de dimension 12*14*18mm) en épaisseur 2, 3, 4mm avec le même protocole que lors de la préparation des spécimens à base de vitrocéramique à base de Li_2S_2 (Figure 13A).

- Polissage des spécimens CAD-CAM

Tous les spécimens ont ensuite été polis miroir sur les deux surfaces avec une polisseuse manuelle-chimique (ESC300 GTL, Escil, France) en réalisant d'abord un pré-polissage avec des films abrasifs au carbure de silicium de taille de grains décroissants (P800, P1200, P2500, P4000, Escil), et puis suivi d'un polissage avec un aérosol de particules diamantées de taille 0,25 μm (PS4A, Escil) sur un disque de polissage en velours (MD-Nap, Struers ApS, Ballerup, Danemark) (Figure 14A). L'épaisseur des spécimens a été contrôlée avec un pied à coulisse numérique ($\pm 0,1\text{mm}$) (ABSOLUTE Digimatic AOS,

Mitutoyo Corporation, Japon). Avant l'utilisation, les spécimens ont préalablement été nettoyés dans de l'eau distillée dans une cuve à ultrasons pendant 10 minutes, puis séchés avec des compresses et de l'air comprimé.

2.2.3 Mesure du paramètre de translucidité TP

Le TP de chaque épaisseur de spécimen CAD-CAM a été mesuré en utilisant une sphère intégrante, intégrée dans un spectrophotomètre UV-VIS-NIR (UV-2600i, Shimadzu, Japon). Un adaptateur en résine (Rigid 10K Resin, Formlabs, Somerville, MA, É.-U), conçu sur un logiciel de conception (FreeCAD) et imprimé en 3D par stéréolithographie (SLA) (3B+, Formlabs, Somerville, MA, É.-U), a été utilisé lors des mesures de TP afin que le faisceau puisse passer par le centre du spécimen (Figure 15A).

Les mesures de réflectance, prises sur un spectre avec des longueurs d'onde allant de 300 à 800nm, ont été transformées en coordonnées chromatiques CIE LAB selon l'illuminant D65 de la Commission Internationale de l'éclairage (CIE). Le paramètre L^* définit la luminosité ou la clarté et prend des valeurs comprises entre 0 (noir) et 100 (blanc), et les composantes a^* et b^* définissent les coordonnées selon l'axe vert (-60) – rouge (+60) et l'axe bleu (-60) – jaune (+60). Le paramètre de translucidité TP a été calculé par la différence des coordonnées prises sur chaque fond, blanc (w) ($L^* = 92,48$, $a^* = -0,22$, $b^* = 0,27$) et noir (b) ($L^* = 19,75$, $a^* = 1,57$, $b^* = -0,76$), selon la formule suivante :

$$TP = \sqrt{(L_w^* - L_b^*)^2 + (a_w^* - a_b^*)^2 + (b_w^* - b_b^*)^2}$$

Le spectrophotomètre a été calibré entre chaque changement de fond. Les valeurs finales L^* , a^* , b^* d'un spécimen CAD-CAM ont été définies comme la moyenne des cinq mesures réalisées sur chaque fond.

2.2.4 Fabrication des spécimens mimant la résine de collage

Pour chaque spécimen mimant la résine de collage, soit du Variolink Esthetic LC (VL) ou DC (VD), soit du Tetric PowerFill (PF), un porte-échantillon en résine acrylique d'enrobage à froid obtenu a été préparé à partir d'un moule (PLEXCIL A6, ESCIL). Un trou de Ø2,5 x 1 mm à fond plat, pour contenir la résine composite testée, a ensuite été foré dans chacun de ces porte-échantillons (Figure 16A). Ce porte échantillon a par la suite été positionné sur un fond noir pour diminuer la réflectance du support sous-jacent, et puis la cavité forée a été remplie de la résine composite à étudier. Un strip de Mylar a été placé par-dessus pour limiter la formation d'une couche inhibée par l'oxygène. Afin de mettre à ras la résine composite, une lame de microscope a été utilisée et retirée juste avant la photopolymérisation.

Pour les groupes « contrôle », c'est-à-dire sans un matériau CAD-CAM interposé, l'embout de la lampe à photopolymériser (LAP) est placé perpendiculairement et directement au contact du strip de mylar recouvrant la résine composite. Pour les groupes « test », un bloc CAD-CAM est placé au-dessus du strip de Mylar, et la même lampe à photopolymériser est placée perpendiculairement et au contact de la surface supérieure du bloc.

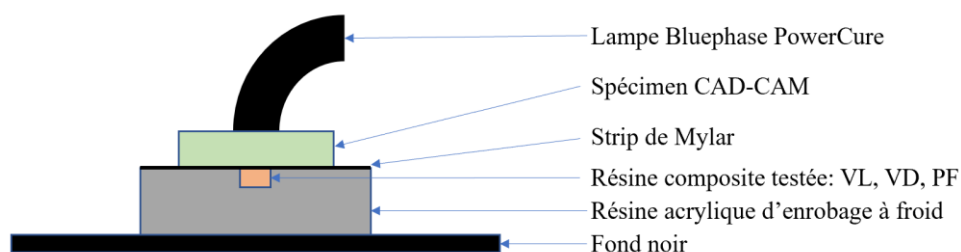
Les résines composites VL, VD et PF ont été photopolymérisées à température ambiante ($20^{\circ}\text{C}\pm 1$) avec une lampe à photopolymériser LED polychromatiques (Bluephase PowerCure, Ivoclar) selon trois programmes de polymérisation définissant trois groupes :

- Groupe HP correspond à 20 secondes de photopolymérisation avec le programme « High Power » de la LAP délivrant une irradiance de $1200\text{mW}/\text{cm}^2$;
- Groupe 3s3 correspond 9 secondes de photopolymérisation avec le programme « 3sCure » de la LAP délivrant une irradiance de $3000\text{mW}/\text{cm}^2$;
- Groupe 3s6 correspond à 18 secondes photopolymérisation avec le programme « 3sCure » de la LAP.

L'irradiance de la lampe à photopolymériser a été régulièrement vérifiée avec un radiomètre (Bluephase Meter II, Ivoclar), et la LAP a été rechargée si nécessaire.

Pour simuler un environnement buccal et afin de bénéficier de l'augmentation des propriétés mécaniques suite à la post-polymérisation, tous les spécimens ont été gardés dans un environnement humide dans le noir à 37°C pendant 1 semaine dans une étuve de séchage (TV 200, Memmert GmbH, Schwabach, Allemagne). Un microscope binoculaire a été utilisé pour vérifier l'état de surface des spécimens et confirmer l'absence de défauts pouvant altérer la mesure de la microdureté de surface.

Figure 6 : Schéma de la photopolymérisation des résines composites testées à travers les matériaux CAD-CAM en vue de la mesure de microdureté de surface



Source : Auteur, 2024

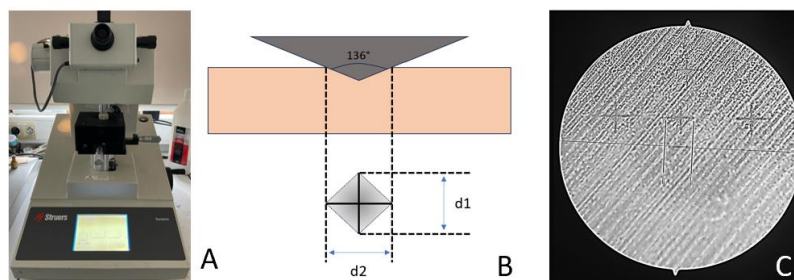
252 spécimens de résines composites ont au total été conçus selon :

- La résine composite étudiée : VL, VD, PF ;
- Le programme de photopolymérisation testé : HP, 3s3, 3s6 ;
- La présence ou non d'un substrat : groupe Contrôle versus group Test ;
- La nature du substrat : zircone Y-TZP, vitrocéramique à base de disilicate de lithium, et résine composite ;
- La translucidité disponible pour chaque substrat selon le fabricant : HT, MT, LT... ;
- L'épaisseur du substrat CAD-CAM : 2, 3, 4mm.

2.2.5 Mesure de la microdureté de surface VHN des spécimens mimant la résine de collage

La microdureté de surface selon Vickers des résines composites étudiées a été mesurée une semaine après la photopolymérisation avec un duromètre (Duramin DK-2750, Struers ApS) utilisant une charge prédéterminée de 0,1kg (0,98N) et un temps de chargement de 20 secondes.

Figure 7 : A) Duromètre (Duramin DK-270, Struers A/S), B) Schéma d'une indentation selon Vickers, C) Rendu d'une indentation selon Vickers de PF_{contrôle} photopolymérisé avec le programme HP



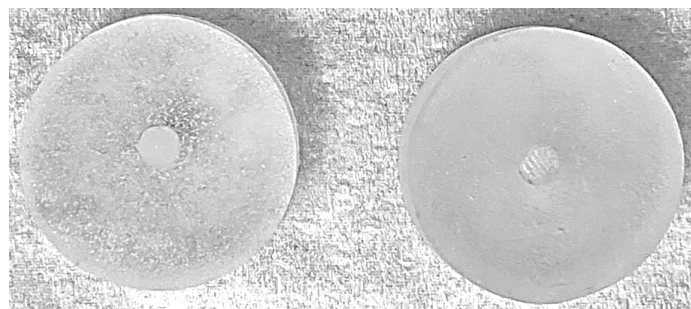
Source : Auteur, 2024

Pour chaque spécimen de résine composite étudiée, la valeur moyenne de microdureté de surface selon Vickers (VHN) était calculée sur dix indentations réalisées. Dans cette étude, l'état de polymérisation est déterminé selon que la résine composite est suffisamment polymérisée ou non. Une résine composite du groupe « test » était considérée comme suffisamment polymérisée si sa VHN était supérieure ou égale à 80% du VHN de la résine composite respective du groupe « contrôle » photopolymérisée avec le programme HP. Si la VHN était non évaluable (i.e. une résine composite persistant dans une phase gel ou liquide), la résine composite était considérée comme insuffisamment polymérisée.

Résine composite testée suffisamment polymérisée si :

$$VHN_{\text{moyenne résine test}} \geq 80\% VHN_{\text{moyenne résine contrôle avec programme HP}}$$

Figure 8 : Spécimens Variolink Esthetic DC : spécimen à gauche « mesurable » (contrôle) vs spécimen à droite « non mesurable » dans un état gel-visqueux (sous 3mm zircone HTML)



Source : Auteur, 2024

2.2.6 Analyse statistique

Une analyse de la variance (ANOVA) suivi d'un test Tukey post-hoc ($\alpha = 0,05$) à deux facteurs ont été réalisés pour comparer le TP entre les différents blocs CAD-CAM et entre chaque épaisseur, c'est-à-dire les deux facteurs indépendants sont le matériau et l'épaisseur, et le facteur dépendant est la mesure du TP. Une régression linéaire, permettant de vérifier la corrélation entre TP et épaisseur du substrat CAD-CAM, a été tracée pour chaque type de matériau CAD-CAM.

Afin d'évaluer, si un TP pouvait prédire la profondeur de photopolymérisation et ceci indirectement par l'état de polymérisation d'une résine composite, deux modèles prédictifs ont été mis en place :

- Le premier modèle consiste en l'analyse de l'association de deux variables quantitatives : TP et VHN de chaque résine composite pour tout matériau CAD-CAM confondu grâce à une régression linéaire. Si une bonne linéarité existe, la valeur de TP cut-off correspondrait au palier de 80% de la VHN initiale pour chaque résine composite testée.
- Le deuxième modèle est un modèle de classification se basant sur la matrice de confusion qui est couramment utilisée dans les tests statistiques, ici représentée dans le tableau 4. Il est possible d'analyser la performance d'un modèle de classification par l'analyse de courbes ROC (Receiver operating characteristic – caractéristique opérationnelle du récepteur). Ces courbes sont des outils graphiques modélisant la sensibilité (représentée sur l'axe de « y ») en fonction de la spécificité (sur l'axe de « x »). Dans cette étude, l'objectif du modèle était d'évaluer les performances de celui-ci à déterminer l'état de polymérisation des spécimens d'une résine composite spécifique selon une valeur seuil optimale de TP (TP cut-off) pour tout matériau CAD-CAM confondu et pour chaque programme de photopolymérisation. Ce modèle est rendu possible par l'extrapolation au préalable des données de VHN de façon binaire en classifiant l'état de polymérisation : une résine

composite suffisamment polymérisée était notée 1, et si inversement, elle était notée 0. Les valeurs seuils de TP ont été déterminées dans cette étude pour lesquelles le modèle donnait les meilleures valeurs d'« aire sous la courbe ROC » (AUC). Cette valeur de l'AUC est un indicateur de la capacité du modèle à discriminer les classes positives ou négatives, c'est-à-dire que plus l'AUC est proche de 1, plus le modèle est considéré performant.

Tableau 4 : Matrice de confusion utilisée dans l'étude après exploitation des données de dureté

		Classification (état de polymérisation)	
		Positive (1) (suffisamment polymérisée)	Négative (0) (insuffisamment polymérisée)
Prédiction (valeur de TP)	Présente (TP >)	Vrai Positif : Colle suffisamment polymérisée pour un TP > valeur seuil	Faux négatif : Colle insuffisamment polymérisée pour un TP > valeur seuil
	Absente (TP <)	Faux Positif : Colle suffisamment polymérisée pour un TP < valeur seuil	Vrai négatif : Colle insuffisamment polymérisée pour un TP < valeur seuil

Source : Auteur, 2024

Toutes les données ont été analysées avec le langage R (version 4.3.1).

2.3 Résultats

2.3.1 TP des blocs CAD-CAM

Les résultats présentés dans le tableau 5 montrent la moyenne et l'écart type des TP pour chaque matériau CAD-CAM, calculés à partir des coordonnées L^* , a^* , b^* (Figure 17A). Pour chaque substrat, le TP diminue avec l'augmentation de l'épaisseur de manière significative selon la séquence suivante : DHT > RHT > DMT > DLT > RLT > DMO > UTML > STML > HTML ;

sauf pour les épaisseurs :

- 3mm, où le TP de RHT était supérieur à DHT ;
- 4mm, où le TP de UTML était supérieur à DMO, et la valeur de TP de HTML était supérieure à celle pour une épaisseur de 3mm.

Tableau 5 : Moyenne de TP (écart-type) de chaque matériau CAD-CAM pour chaque épaisseur étudiée

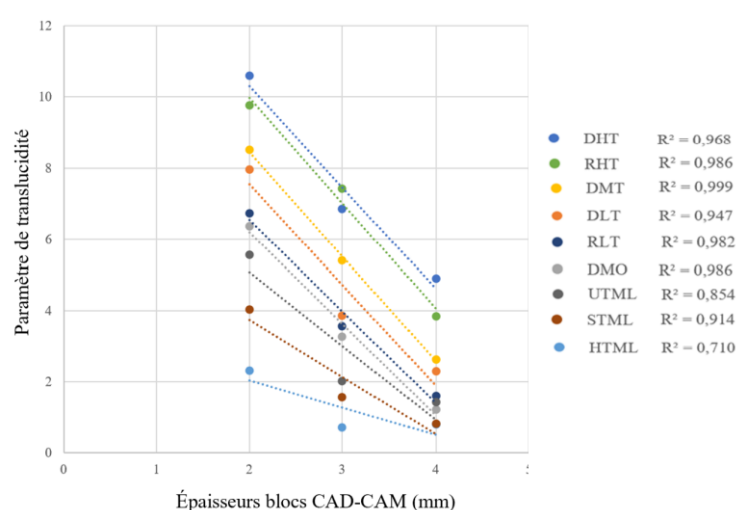
		Épaisseur		
Matériau CAD-CAM		2 mm	3 mm	4 mm
Résine Composite	RHT	9,754 (0,013) ^{a, A}	7,418 (0,007) ^{a, B}	3,844 (0,008) ^{a, C}
	RLT	6,736 (0,014) ^{b, A}	3,558 (0,098) ^{b, B}	1,600 (0,019) ^{b, C}
Vitrocéramique à base de disilicate de lithium	DHT	10,589 (0,013) ^{c, A}	6,844 (0,018) ^{c, B}	4,892 (0,006) ^{c, C}
	DMT	8,507 (0,012) ^{d, A}	5,399 (0,023) ^{d, B}	2,622 (0,015) ^{d, C}
	DLT	7,963 (0,026) ^{e, A}	3,857 (0,016) ^{e, B}	2,299 (0,021) ^{e, C}
	DMO	6,373 (0,012) ^{f, A}	3,260 (0,018) ^{f, B}	1,130 (0,019) ^{f, C}
Zircone Y-TZP	UTML	5,554 (0,025) ^{g, A}	2,010 (0,018) ^{g, B}	1,422 (0,065) ^{g, C}
	STML	4,023 (0,005) ^{h, A}	1,563 (0,029) ^{h, B}	0,813 (0,014) ^{h, C}
	HTML	2,311 (0,005) ^{i, A}	0,716 (0,008) ^{i, B}	0,796 (0,009) ^{h, C}

Les différences significatives entre chaque spécimen CAD-CAM déterminées par test Tukey post hoc (avec $p < 0,05$) sont déterminées par différentes casses : une lettre majuscule pour les différences significatives dans une même rangée, et une lettre minuscule pour les différences significatives au sein d'une même colonne.

Source : Auteur, 2024

La figure 9 montre la corrélation entre le TP et l'épaisseur de matériau CAD-CAM. On note une bonne linéarité pour presque tous les matériaux sur une épaisseur allant de 2 à 4 mm, sauf pour les blocs de zircone HTML ($R^2 = 0,710$) et UTML ($R^2 = 0,854$).

Figure 9 : Régression linéaire entre TP et épaisseur de matériaux CAD-CAM et le coefficient de détermination associé pour chaque matériaux testé



Source : Auteur, 2024

2.3.2 VHN et cartographie de l'état de polymérisation des résines composites

Les valeurs moyennes de VHN des résines composites présentes dans les groupes « contrôle » et les groupes « test » sont présentées dans le tableau 8A de l'annexe. L'augmentation de l'épaisseur du substrat CAD-CAM est associée à une diminution de la VHN des résines composites. Il n'était plus possible d'évaluer la dureté des spécimens VD et VL à partir de 3 mm et plus sous tous les blocs de zircone confondus, et à partir de 3 mm et plus pour les spécimens PF sous les blocs zircons STML et HTML. La tendance générale est que les spécimens de résine composite photopolymérisés avec le programme « 3s6 », soit 18 secondes de « 3sCure », présentaient une VHN plus élevée que lorsque qu'ils étaient photopolymérisés avec les autres programmes. De plus, les spécimens VL et VD photopolymérisés avec le programme 3s3 des groupes « contrôle » et « test » semblent présenter des valeurs de VHN plus faibles qu'avec le programme HP, alors que ce constat est inversé pour les spécimens PF.

Comme précisé précédemment, l'état de polymérisation d'une résine composite « suffisamment polymérisée » est atteint si la VHN est supérieure ou égale aux 80% de la VHN de la résine composite respective « contrôle » photopolymérisée avec le programme HP. L'extrapolation des données du tableau 8A a permis d'obtenir le tableau 6 qui est une cartographie de l'état de polymérisation des résines composites (PF, VD, VL). Cet état de polymérisation dépend d'une part de l'épaisseur et de la translucidité des matériaux CAD-CAM, et d'autre part du programme de photopolymérisation utilisé. Augmenter l'épaisseur du substrat prothétique ou diminuer sa translucidité conduit à une diminution de la profondeur de photopolymérisation puisque le nombre de cases rouges augmente pour ces deux variables. En ce qui concerne des deux résines composites à prise photopolymérisable seule, les performances de VL (i.e. nombre de cases blanches) sont inférieures à PF car ce dernier pouvait être suffisamment polymérisé jusqu'à au moins 4 mm des blocs de haute translucidité de résine composite et de vitrocéramique à base de LiSi_2 . Le classement de la performance de ces résines composites du moins bon au meilleur (i.e. suffisamment polymérisée pour tout paramètre confondu) est la suivante : Variolink Esthetic Light-Cure, suivi du Variolink Esthetic Dual-Cure, et enfin du Tetric PowerFill. Le tableau 6 montre aussi que les programmes de photopolymérisation affectent différemment les résines composites, et confirme la tendance observée dans le tableau 8A. En effet, PF performe aussi bien voire mieux avec le programme de photopolymérisation 3s3 qu'avec le programme HP, alors que le constat est inverse pour VD et VL performant moins bien avec 3s3.

Tableau 6 : Cartographie de l'état de polymérisation des résines composites : résine composite suffisamment polymérisée (case blanche) ou non (rouge), selon le substrat (translucidité, épaisseur) et le programme de photopolymérisation

		Composite						IPS e.max CAD												Zircone											
		HT (RHT)			LT (RLT)			HT (DHT)			MT (DMT)			LT (DLT)			MO (DMO)			UTML			STML			HTML					
		2	3	4	2	3	4	2	3	4	2	3	4	2	3	4	2	3	4	2	3	4	2	3	4	2	3	4	2	3	4
VL	HP																														
	3s3																														
	3s6																														
VD	HP																														
	3s3																														
	3s6																														
PF	HP																														
	3s3																														
	3s6																														

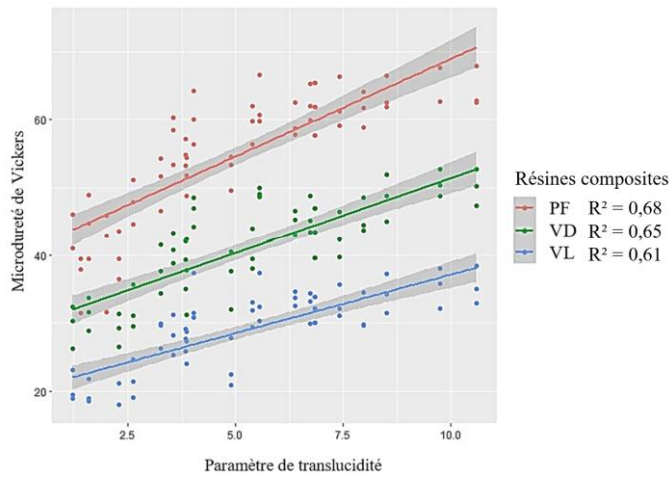
Source : Auteur, 2024

2.3.3 Analyse de deux modèles prédictifs pour déterminer la profondeur de photopolymérisation selon une valeur de TP

2.3.3.1 Premier modèle prédictif selon une régression linéaire entre VHN et TP

La figure 10 montre que ce modèle prédictif présente une faible linéarité (i.e. $R^2 < 0,90$) entre la VHN de chaque résine composite et le TP de tous les matériaux confondus. Le coefficient de détermination le plus élevé est obtenu pour PF ($R^2 = 0,68$) par rapport à VD ($R^2 = 0,65$) et VL ($R^2 = 0,61$). Ce coefficient n'est que faiblement amélioré en ne tenant pas en compte les valeurs de dureté sous la zircone (valeurs non représentées).

Figure 10 : Régression linéaire entre la VHN pour chaque résine composite et le TP de tous les matériaux confondus

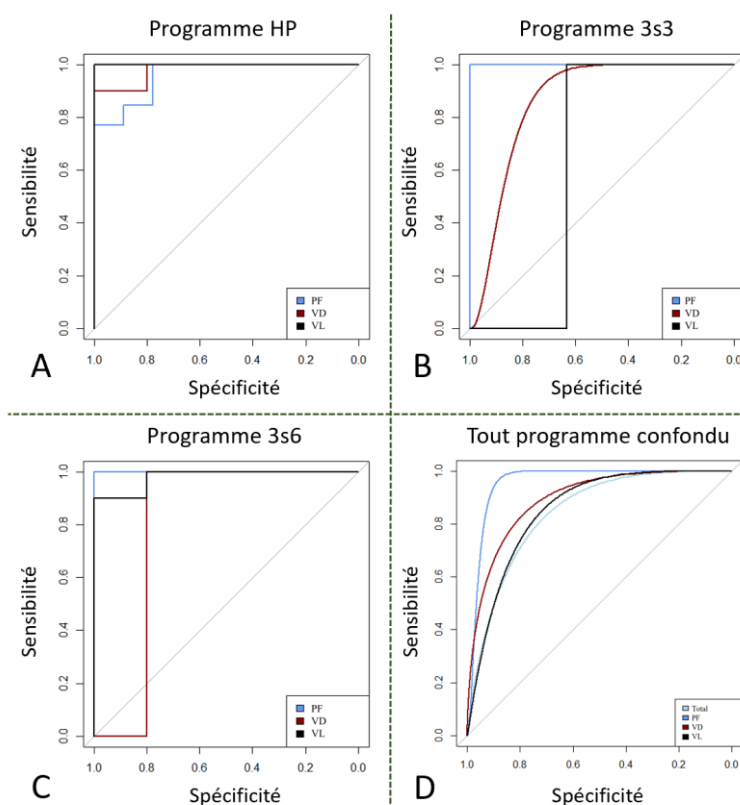


Source : Auteur, 2024

2.3.3.1 Deuxième modèle prédictif selon une analyse par courbes ROC d'une classification binaire

Une autre approche pour vérifier s'il est possible de prédire l'état de polymérisation à partir d'une valeur de TP consiste en l'analyse par courbes ROC d'une classification binaire. Ces courbes ROC sont représentées dans la figure 11. La performance du modèle augmente lorsque l'aire des courbes ROC se rapprochent des coordonnées « spécificité : sensibilité » (1,0 : 1,0), c'est à dire jusqu'à ce que la courbe forme un angle droit (i.e. absence de marche d'escalier). Dans cette étude, Tetric PowerFill est plus performant que Variolink Esthetic LC et DC pour les programmes de photopolymérisation 3s3 et 3s6 et pour tous les programmes confondus.

Figure 11 : Courbes ROC des différentes résines composites pour chaque programme de photopolymérisation A) HP, B) 3s3, C) 3s6, et D) Courbes ROC de chaque résine composite pour tous les programmes de photopolymérisation confondus, et pour toutes les résines composites et les programmes de photopolymérisation combinés (courbe Total)



Source : Auteur, 2024

Le tableau 7 retranscrit les données de ces courbes, et indique que l'ensemble du modèle est fiable car l'AUC est supérieure ou égale à 0,8 pour toute résine composite et tous les programmes de

polymérisation confondus (AUC = 0,84). Il est à noter que ce modèle est plus performant pour les programmes de photopolymérisation de 20 secondes « High Power » et de 18 secondes « 3sCure » (i.e. pas de AUC < 0,8). De plus, des valeurs seuils de TP, à partir duquel l'état de polymérisation des résines composites changeait, sont présentées dans ce tableau. Ces valeurs seuils sont associées à des indicateurs de performance : AUC, sensibilité, spécificité, VPP, VPN.

Une sensibilité (ou SE) élevée indique que le modèle est capable de bien discerner les cas positifs, par exemple dans le cas où PF est suffisamment polymérisé avec le programme HP, on est 100% confiant que le TP soit supérieur à 3,56. Une spécificité (ou SP) élevée indique que le modèle est capable de bien discerner les cas négatifs, par exemple dans le cas où PF est insuffisamment polymérisé avec le programme HP, on est 77,8% confiant que le TP soit inférieur à 3,56. Une valeur prédictive positive (ou VPP) élevée indique que si un test est positif, il existe une forte confiance que ce cas soit positif, et inversement si le test est négatif. Par exemple ici, si le TP est supérieur à 6,37, on est confiant qu'à 12,5% que VL soit suffisamment polymérisé avec le programme 3s3 (i.e. il y a de nombreux faux positifs dans cette étude pour VL photopolymérisé avec 3s3). Une valeur prédictive négative (ou VPN) élevée indique que si un test est négatif, il existe une forte confiance que ce cas soit négatif, par exemple si le TP est inférieur à 6,37, on est 100% confiant que VL soit insuffisamment polymérisé avec le programme 3s3.

Dans la plupart des cas, on retrouve une bonne sensibilité et spécificité, sauf pour le Variolink Esthetic Light-cure photopolymérisé avec 9 secondes de « 3sCure » (spécificité de 63,2%). Dans trois cas, les tests positifs et négatifs ont réussi à inclure et exclure respectivement l'état de polymérisation avec une spécificité et une sensibilité de 100% :

- pour une valeur seuil de TP à 8,5 lorsque Variolink Esthetic Light-cure est photopolymérisé avec le programme HP ;
- pour une valeur seuil de TP de 3,26 lorsque Tetric PowerFill est photopolymérisé avec les programmes 9 et 18 secondes de « 3sCure ».

Tableau 7 : Performance du modèle prédictif à déterminer l'état de polymérisation des résines composites selon une valeur de TV cut-off

	Résines composites	TP CUT-OFF	SE	SP	VPP	VPN	AUC
HP	POWERFILL	3,56	100	77,8	86,7	100	0,96
	VARIOLINK DC	5,55	90	100	100	90,9	0,98
	VARIOLINK LC	8,5	100	100	100	100	1
3s3	POWERFILL	3,26	100	100	100	100	1
	VARIOLINK DC	5,55	87,5	83,3	77,8	90,9	0,86
	VARIOLINK LC	6,37	100	63,2	12,5	100	0,63
3s6	POWERFILL	3,26	100	100	100	100	1
	VARIOLINK DC	3,26	100	80	93,8	100	0,8
	VARIOLINK LC	5,55	90	100	100	90,9	0,98
Programmes photopolymérisation confondus	POWERFILL						0,96
	VARIOLINK DC						0,89
	VARIOLINK LC						0,85
TOTAL (programmes et résines composites confondus)							0,84

SE : sensibilité, SP : spécificité, VPP : valeur prédictive positive, VPN : valeur prédictive négative

Source : Auteur, 2024

2.4 Discussion

Une limite majeure à cette étude est le nombre de spécimens de résine composite mimant l'agent d'assemblage et de substrats CAD-CAM préparés. Réaliser au moins 2 voire 3 spécimens pour chaque résine composite étudiée et pour chaque bloc CAD-CAM aurait été préférable afin de conclure sur la reproductibilité des résultats. Cependant, au vu du nombre de variables testés (i.e. type de matériau, translucidité, programme de photopolymérisation et résine de collage), cette étude pourrait ressembler à une étude préliminaire pour faire part de différents constats. La discussion qui s'ensuit se basera sur les résultats retrouvés ci-dessus.

2.4.1 Profondeur de photopolymérisation : mesure, différence entre les programmes de photopolymérisation et concentration d'Ivocerin

2.4.1.1 Profondeur de photopolymérisation et limites propres à l'étude

- Profondeur de photopolymérisation

Les normes ISO 4049:2019 précisent qu'une épaisseur acceptable d'un produit de « scellement » à base de polymères est de 50µm (52). Ainsi, afin de déterminer la profondeur de photopolymérisation d'une résine composite pour coller un substrat CAD-CAM à la dent, le seuil de l'état de polymérisation a été fixée tel que l'épaisseur de substrat à partir de laquelle la VHN de la résine composite atteignait 80% de la VHN initiale. Pour se rapprocher d'une situation clinique, il a été décidé de mesurer la microdureté à la surface des spécimen de résines composite même s'il y'aurait un risque de formation

de couche d'inhibition liée à l'oxygène (53). En effet, mesurer la profondeur de photopolymérisation entre 0,1 à 0,5mm sous la surface, comme suggéré par d'autres études (5,54), peut d'une part ne pas refléter l'épaisseur acceptable d'un agent d'assemblage selon les normes ISO, et peut d'autre part amener à surestimer la profondeur de photopolymérisation d'une colle (55).

Dans cette étude, la tendance générale des valeurs de profondeur de photopolymérisation se rapproche des valeurs trouvées dans la littérature que cela soit pour une profondeur de photopolymérisation évaluée par Raman, par FTIR ou par dureté. Comme constaté dans le tableau 6, VD pouvait être suffisamment polymérisé jusqu'à 2 mm de zircone Y-TZP et 3 mm de vitrocéramique à base de LiSi_2 selon les translucidités. Ce résultat est similaire dans deux études. L'étude de *Turp et al.* a déterminé que la profondeur de photopolymérisation par dureté d'une colle à prise duale selon le type et l'épaisseur de céramique était de 2,5 mm pour une vitrocéramique à base de LiSi_2 de haute translucidité et de 2 mm pour une zircone 5Y (54). L'étude de *Lise et al.* a montré que la profondeur de photopolymérisation d'une colle à prise photopolymérisable seule était entre 1,5-2,7 mm pour un substrat CAD-CAM contenant des polymères (Cerasmart et Enamic) (3). Etant donné que l'état de polymérisation « suffisamment polymérisé » varie différemment selon le type, la translucidité et l'épaisseur de matériau CAD-CAM, la première hypothèse peut être rejetée.

- Limites des valeurs de profondeur de photopolymérisation propre aux choix et préparation des substrats prothétiques

Dans le tableau 7, on note une performance des résines composites photopolymérisées sous 2 mm de bloc MO 0 de vitrocéramique à base de disilicate de lithium équivalente voire meilleure que sous 2 mm de bloc LT du même matériau. Cependant dans le tableau 5, on note une différence significative de TP pour cette même épaisseur entre ces deux blocs. Toutefois, le bloc MO 0 présente une teinte plus claire que celui de LT présentant une teinte A3. Or, une étude de *Ilie et al.*, rapporte une meilleure transmission lumineuse en présence de blocs clairs que sombres (35). Ainsi, il est possible qu'une variation de la pigmentation du substrat prothétique puisse affecter la profondeur de photopolymérisation, et pourrait alors compenser la diminution de la translucidité du matériau.

Dans cette étude, il est décidé ici d'utiliser un programme lent (i.e. 7 heures) pour la sinterisation de la zircone. Or il est possible d'utiliser des programmes de frittage dit « rapide ». Cependant, ceci conduit à une diminution de l'esthétique (i.e. écart de teinte) et une diminution de la translucidité (56) par une moindre fermeture des porosités responsable de la diffusion lumineuse. De plus, étant donné que les blocs de zircones étaient usinés dans cette étude dans la portion la plus saturée du disque, il se peut que les performances des résines de collage aient été sous-estimées. En effet, une zircone

moins pigmentée réfléchirait et absorberait moins, ce qui permettrait une meilleure transmission lumineuse à travers le substrat (35). De ce fait, la profondeur de photopolymérisation des résines composites à travers les zircons pourrait varier selon la localisation de l'usinage de la pièce au sein d'un disque multicouche (i.e. zone moins pigmentée) et selon les programmes de sinterisation.

Entre autres, une différente composition entre divers fabricants d'un même groupe de matériaux CAD-CAM (i.e. soit résine composite, soit vitrocéramique à base de disilicate de lithium, soit zircon) peut potentiellement modifier les propriétés optiques de ces matériaux et aboutir à des valeurs de profondeur de photopolymérisation différentes. Par exemple, des charges de taille, ou de concentration, ou de nature différentes (ex : incorporation de charge d'oxydes de zircon dans le bloc Lava Ultimate 3M) pourraient affecter la translucidité du matériau en impactant la dispersion lumineuse à travers celui-ci.

Enfin, il est possible que d'autres facteurs liés à l'utilisation clinique du substrat prothétique, non prises en compte dans le schéma d'étude, puissent affecter ou pas les valeurs de profondeur de photopolymérisation tel que :

- La présence de la glazure et des caractérisations (i.e. pour les zircons et vitrocéramiques à base de disilicate de lithium) ;
- Le traitement de surface de la pièce prothétique (i.e. création de rugosités et une interface de primer silane-10MDP).
- Limites des valeurs de profondeur de photopolymérisation propre aux résines de collage étudiées

Une limite possible de l'utilisation de la résine composite bulk-fill Tetric PowerFill par rapport à une autre résine composite de restauration est liée au changement optique du matériau. Comme évoqué précédemment, le fabricant précise que cette résine bénéficie d'un important changement de translucidité afin d'optimiser la profondeur de photopolymérisation (i.e. *Aessencio technology*). Il est possible que cette caractéristique du matériau permettrait de moins réfléchir les photons à sa surface, et donc transmettrait plus de photons au sein de la résine composite. Ainsi, il se pourrait qu'une résine de collage ayant une translucidité plus élevée dans son état non polymérisé permettrait d'améliorer la dureté de surface et donc la profondeur de photopolymérisation à travers un matériau CAD-CAM.

Le choix de la teinte et de la translucidité de la résine de collage pourrait être exploré afin de potentiellement optimiser les valeurs de profondeur de photopolymérisation. Toutefois, ces deux facteurs pourraient être plus négligeables par rapport aux caractéristiques optiques du matériau CAD-CAM (i.e. translucidité, teinte, épaisseur).

- Limites des valeurs de profondeur de photopolymérisation propre au schéma d'étude

Une limite au schéma d'étude est la décision d'établir un seuil VHN de 80% pour déterminer si la résine composite est suffisamment polymérisée. Cette valeur seuil a été choisie suite aux études de *Flury et al.* et de *Bouschlicher et al.* montrant qu'une dureté atteignant 80% serait en adéquation avec une résine composite suffisamment photopolymérisée en profondeur (34,55). En revanche, ce seuil varie dans la littérature prenant aussi des valeurs de 85% et de 90% (57). Or il serait aussi intéressant de caractériser mécaniquement les propriétés d'une résine composite de collage selon les différents pourcentages de VHN atteint.

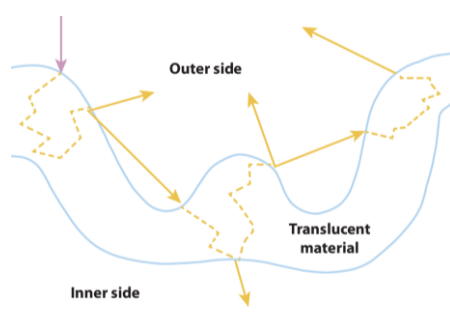
On pourrait par exemple envisager d'investiguer sur les faciès de rupture, dont la fracture cohésive d'une colle selon différents degrés de VHN (i.e. pour un pourcentage de VHN compris entre 75 et 90%) à travers des tests mini-IFT (*mini-interfacial fracture toughness*) ou des tests microscopiques en traction (*microtensile bond strength*). Ceci pourrait éventuellement permettre de statuer quel degré de VHN assurerait à une colle des propriétés optimales ou suffisantes pour assurer une longévité de l'assemblage.

Une autre limite possible de cette étude repose sur la forme des spécimens CAD-CAM qui pourrait altérer ou améliorer les valeurs de profondeur de photopolymérisation. Les spécimens utilisés ont la forme d'un prisme, ce qui ne reflète pas la forme anatomique du substrat prothétique. Cette différence morphologique peut potentiellement :

- Modifier la réflexion lumineuse du faisceau lumineux de la lampe à photopolymériser. Au niveau des zones de courbures (i.e. zone cuspidienne et sillon), un phénomène d'« inter-réflexion » peut exister, comme représenté dans la figure 12. Ceci consiste en l'émergence d'un des rayons issu de la diffusion lumineuse au niveau d'une surface d'une courbure, qui peut ensuite passer ou non à travers une différente surface. De ce fait, il est possible de suggérer que le faisceau transmis présente donc une irradiance différente entre un substrat sous forme de prisme et un de forme anatomique ;
- Ne pas prendre en compte la diffusion lumineuse à travers l'air entre les cuspides et le fond de sillon, puisque la lampe à photopolymériser est au contact direct avec la surface du bloc CAD-CAM.

Toutefois, l'impact significatif ou non de ces variables reste à déterminer.

Figure 12 : Phénomène d' « interreflexion » observé au niveau d'un objet présentant des courbures



Source : Baldissara et al., « Translucency of IPS e.max and cubic zirconia monolithic crowns », 2018

2.4.1.2 Différence entre les programmes de photopolymérisation

L'étude de *Carek et al.* rapporte que les propriétés mécaniques des résines composites varient en fonction des programmes de photopolymérisation bien qu'aucune différence ne soit identifiable dans les degrés de conversion (58). Ce constat est en accord avec l'étude menée car les données issues du tableau des valeurs de dureté et de la cartographie de l'état de polymérisation montrent une différence de comportements des résines composites aux programmes de photopolymérisation, et confirme que mesurer la dureté selon Vickers est plus sensible que la mesure du taux de conversion.

Dans cette étude, VL et VD, photopolymérisés pendant 9 secondes avec une irradiance de LAP de 3000mW/cm² (soit une exposition radiométrique de 27J/cm²) (i.e. programme 3s3), présentaient une dureté à la fois dans les groupes « contrôle » et « test » et une profondeur de photopolymérisation plus faibles que lorsqu'ils étaient photopolymérisés pendant 20 secondes avec une irradiance de LAP de 1200mW/cm² (soit une exposition radiométrique de 24J/cm²) (i.e. programme HP). En revanche, PF photopolymérisé avec 3s3 présentait une profondeur de photopolymérisation équivalente voire meilleure que lorsque photopolymérisé avec HP. Ceci montre que la loi de la réciprocité d'exposition («exposure reciprocity law »), dictant qu'il est possible de réduire le temps d'exposition en augmentant l'irradiance tout en assurant une même exposition radiométrique (59), ne peut s'appliquer pour les résines composites VL et VD. Néanmoins, cette loi semble cohérente avec les résultats de PF comme cela a été démontré précédemment (59).

Une explication possible vient du fait que dans les cas de courtes expositions à haute irradiance, l'augmentation du nombre de photons génère un grand nombre de radicaux libres, et donc de nombreux centres de croissances actifs essentiels pour la croissance de chaînes de polymères

(17,44,59). Cependant, ces centres de croissances se désactivent (i.e. terminaison) précocement par recombinaison si leur concentration est trop élevée, diminuant le potentiel d'activation de d'autres monomères, et donc limitant la propagation de la chaîne radicalaire (44). Il est possible que les centres de croissance actifs restants ne permettent que la formation d'un réseau de polymères hétérogène avec de longues chaînes de polymères réticulés, ce qui serait alors associé à un taux de conversion réduit (59).

De plus, étant donné que VL et VD sont des résines composites de basses viscosités, ces dernières sont associées à une plus grande mobilité de leurs monomères. La probabilité d'une terminaison est d'autant plus accrue dans les premiers stades de la polymérisation (17), aboutissant à un moindre état de polymérisation, et se traduisant par une plus faible dureté. Néanmoins, une molécule appelée β -allyl sulfone, permettant un transfert de chaîne par addition-fragmentation (AFCT – addition fragmentation chain transfert) a été ajoutée dans Tetric PowerFill afin de modifier la matrice organique dans le cas de courtes expositions à forte irradiance. β -allyl sulfone modifie la polymérisation radicalaire classique en permettant une polymérisation radicalaire contrôlée grâce à une désactivation des chaînes en croissance (21). Ceci conduit à un réseau de polymères plus homogène avec des chaînes de polymères plus courtes (21).

Ainsi, un réseau de polymères plus homogène avec une moindre réticulation mais encapsulant mieux les charges peut expliquer la proximité entre les valeurs de dureté dans des cas de courte durée d'exposition à forte irradiance par rapport à un programme conventionnel (i.e. entre HP et 3s3) dans les groupes PF.

En doublant le temps d'exposition de 9 à 18 secondes avec le mode « 3sCure », la performance des résines composites a été améliorée (i.e. augmentation du nombre de cases blanches dans la cartographie de l'état de polymérisation). Ce résultat est en accord avec l'étude de *Bragança et al.* qui a montré que doubler le temps d'exposition de 20 à 40 secondes conduit à une augmentation de la dureté et du taux de conversion (60). De plus, l'exposition radiométrique du programme 3s6 est théoriquement de 54 J/cm² qui est plus que le double de la durée d'exposition avec le programme HP (i.e. 48 J/cm²). Dans cette étude, toutes les résines composites photopolymérisées avec le programme 3s6 présentaient des valeurs comparables voire supérieures que lorsqu'elles étaient photopolymérisées avec les programmes 3s3 et HP. La chaleur exothermique produite par un programme de haute irradiance d'une lampe à photopolymériser augmente la mobilité des chaînes de polymères (61), ainsi il est possible que les radicaux libres piégés dans un premier temps au début de

la polymérisation puissent activer d'autres chaînes favorisant une augmentation du degré de conversion et de réticulation (cross-linking).

2.4.1.3 Est-ce que la concentration d'Ivocerin peut améliorer la profondeur de photopolymérisation ?

Une différence supplémentaire entre Tetric PowerFill et les colles Variolink Esthetic LC et DC est la composition en photoinitiateurs dont notamment la plus grande concentration d'Ivocerin dans PF. La camphorquinone (CQ), un autre photoinitiateur présent dans VL et PF, possède un spectre d'absorption de 400-550 nm avec un pic d'absorption à 468 nm, alors que le spectre d'absorption de l'Ivocerin est entre 390-445 nm avec un pic d'absorption entre 408-418 nm (22,44). Un spectre d'absorption d'un photoinitiateur dans le proche violet peut être problématique car il a été montré que la transmission lumineuse dans le violet est réduite à travers les matériaux CAD-CAM (3).

Cependant, l'étude de *Moszner et al.* a montré que l'Ivocerin présente une plus grande photoréactivité (23). D'une part, ce photoinitiateur est à l'origine de la formation d'au moins deux radicaux libres par rapport à seulement un pour la camphorquinone. D'autre part, l'Ivocerin présente un haut coefficient d'extinction molaire et un rendement quantique plus élevé, contribuant à une cinétique de prise plus rapide par sa probabilité accrue de générer des radicaux libres (23). En évaluant la profondeur de photopolymérisation d'une résine composite de restauration, l'étude *Salgado et al.* a mis en avant que cette profondeur était plus réduite en présence d'un seul photoinitiateur, la Lucirin TPO, par rapport à une association CQ/TPO (62). Ce photoinitiateur, comme l'Ivocerin, présente aussi un spectre dans le proche violet et un haut coefficient d'extinction molaire (44). Hypothétiquement, une résine composite de restauration ne comportant qu'un photoinitiateur de haut coefficient d'extinction molaire (ex : l'Ivocerin ou Lucirin TPO) pourrait nuire à la profondeur de photopolymérisation au sein du matériau (63). Ceci expliquerait alors l'association de l'Ivocerin à d'autres photoinitiateurs présentant un spectre différent et/ou une photoréactivité différente au sein des résines composites étudiées. Néanmoins, cette étude s'intéresse à une profondeur de photopolymérisation dans une visée d'assemblage en évaluant la dureté de surface, et non la dureté en profondeur d'une résine composite. Or, la cartographie du tableau 6 montre que l'état de polymérisation Tetric PowerFill surpasse les autres résines composites pour les différentes épaisseurs, translucidités et types de matériaux étudiés.

L'utilisation synergique de la camphorquinone avec un photoinitiateur (i.e. l'Ivocerin), ayant une plus grande photoréactivité et qui est présent dans une concentration plus élevée, pourrait ainsi contribuer

à une cinétique de prise plus rapide (44), et à une profondeur de photopolymérisation plus importante dans le cadre d'assemblage par collage.

2.4.1.4 Des résultats biaisés pour la colle duale ? Y a-t-il une vraie prise duale ?

Cependant, les valeurs de profondeur de photopolymérisation de la colle duale étudiée (Variolink Esthetic DC) peuvent avoir été affectées par les protocoles de photopolymérisation mis en place. En effet, VD a été photopolymérisé à travers un substrat directement après avoir été injecté dans la cavité de la résine d'enrobage. Au vu des données, deux points saillants peuvent être discutés :

- La performance d'une colle à prise duale (i.e. VD) à atteindre un état suffisamment polymérisé était inférieure à celle d'une résine composite à prise photopolymérisable seule (i.e. PF) ;
- VD persiste dans un état gel-visqueux sous les blocs de 3- et 4 mm de zircone indiquant que la prise chimique ait été « empêchée » ou perturbée (64), c'est-à-dire que la température de transition vitreuse (T_g) n'a pas dépassé la température de polymérisation (T_{cure}).

Des études précédentes ont révélé que la diminution de l'exposition lumineuse à travers des blocs de céramiques avait été accompagnée d'une diminution du degré de conversion (64) et de la microdureté (65) pour une colle duale photopolymérisée par rapport à une colle duale, où seule une prise chimique seule avait été assurée. Bien que la prise chimique ait été retardée, il est possible qu'une compétition prenne place entre la polymérisation induite par les photoinitiateurs et celle induite par les chémo-initiateurs (58). Une étude a suggéré qu'une diminution de l'irradiance lumineuse conduit à une réticulation ou « vitrification précoce » piégeant les radicaux libres et les initiateurs de la chémo-polymérisation (64). Ceci pourrait potentiellement conduire à sous-estimer la profondeur de photopolymérisation en empêchant qu'une prise chimique s'établisse. Il se peut aussi que le couple peroxyde d'hydrogène/thiocarbamide soit moins performant que le couple habituel BPO/amine tertiaire aromatique lors de la compétition entre les photoinitiateurs et les chémo-initiateurs. Une autre hypothèse pouvant expliquer le résultat obtenu est la suivante : VD est une colle duale avec une composante plus photo-sensible que d'autres colles duales. Il est possible qu'à partir d'une certaine irradiance seuil, il serait préférable d'avoir recours à une colle duale moins photo-sensible comme il aurait été suggéré dans certaines études (35,54).

Les résultats retrouvés dans cette étude peuvent remettre en question la définition d'une colle duale : est-ce vraiment une colle où la chémo-polymérisation peut sécuriser une moindre initiation de la photopolymérisation ? est-ce une plutôt une colle qui doit être impérativement utilisée sans

photopolymérisation, c'est-à-dire une prise seule grâce aux chémoinitiateurs si l'irradiance transmise est trop faible ?

D'autres d'études sont nécessaires afin d'améliorer ou optimiser la profondeur de photopolymérisation de ces colles duales tel que :

- L'étude de la cinétique de prise d'une colle duale via une initiation par effet « touch cure » (prise par contact) grâce à un adhésif universel ou un *tooth primer* au préalable à la photopolymérisation ;
- L'étude de l'effet d'une photopolymérisation retardée ou non dans la cinétique de prise pour différentes colles duales. Une variable à expérimenter serait l'effet d'une polymérisation flash (i.e. 3 secondes) sur les colles duales afin d'évaluer si celle-ci est suffisante pour piéger les chémoinitiateurs. Ceci permettrait de fixer un protocole adapté selon chaque colle duale.

En conclusion, la chimie de prise et la composition des résines composites testées modifiaient les performances à atteindre un état suffisamment polymérisé, de ce fait la deuxième hypothèse peut être rejetée. Toutefois, des études supplémentaires mesurant la dureté avant et après post-ramollissement à l'éthanol apporteraient plus d'informations sur les phénomènes de réticulation supposées entre un réseau homogène par rapport à un réseau hétérogène. En effet, il a été démontré qu'une diminution de la dureté (i.e. un ramollissement accru) après un traitement à l'éthanol était liée à une moindre réticulation entre les chaînes de polymères (44).

2.4.2 Est-ce qu'un modèle universel peut prédire l'état de polymérisation d'une résine composite selon un TP de substrat prothétique ?

2.4.2.1 Variation de TP entre les substrats prothétiques

Récemment une étude, utilisant les régressions linéaires, a montré que le paramètre de translucidité (TP) était un outil idéal pour prédire l'esthétique future d'une restauration (66). C'est pour cette raison que le TP a été utilisé comme paramètre d'évaluation dans cette étude afin d'évaluer s'il était possible de prédire entre autres la profondeur de photopolymérisation à travers un substrat.

Malgré une diminution du coefficient de détermination R^2 entre le TP et l'épaisseur des blocs de zircone, la figure 9 montre tout de même une bonne corrélation entre ces 2 paramètres (i.e. TP et épaisseur de matériaux CAD-CAM) pour une épaisseur de substrat comprise entre 2 et 4 mm. Cette linéarité s'accorde avec celle dans une autre étude l'évaluant pour une épaisseur entre 0,5 et 2,5 mm (2).

La différence de translucidité au sein de chaque matériau peut s'expliquer pour différentes raisons intrinsèques à leur composition ou structure.

- La concentration d'oxydes de fer jaune et rouge (pigments) et des opacifiants (tels que le dioxyde de titane TiO_2 , l'oxyde d'aluminium Al_2O_3 , le dioxyde de zirconium ZrO_2) pourrait expliquer la baisse de translucidité. En effet, les opacifiants agiraient comme des centres diffuseurs, ce qui diminuerait la luminosité (67) .
- Le gradient de translucidité au sein des blocs de vitrocéramique à base de disilicate de lithium peut s'expliquer par le gradient de cristaux et de taille. Le bloc HT présente des plus grands cristaux alors que le bloc LT présente des cristaux de plus petite dimension. L'étude de *Wang et al.* met en avant qu'une microstructure présentant une grande densité de cristaux de dimensions réduites étaient à l'origine de plus de diffusion (68). La translucidité est donc diminuée en raison d'une surface accrue entre les cristaux et la matrice de verre.
- Le gradient de TP au sein des blocs de zircone étudiés suit le gradient de concentration d'yttria. Ce constat est attendu car l'augmentation d'yttria est associée avec une augmentation de la phase cubique, une phase diminuant la diffusion lumineuse (14).

2.4.2.2 Analyse du premier modèle prédictif

Du fait d'une bonne linéarité précédemment évoquée entre TP et épaisseur, il a été supposé que la profondeur de photopolymérisation aurait pu être estimée grâce au TP. Une approche directe évaluant l'association entre les valeurs de dureté et les valeurs de TP de tous les matériaux confondus par régression linéaire a été réalisée. Ce modèle ne présentait en revanche pas une bonne corrélation entre les valeurs exprimées, et pourrait s'expliquer par les propriétés optiques de la zircone. En effet, différents facteurs influent la transmission lumineuse à travers la zircone, tel que la porosité et la taille de grains (69,70). Une étude a montré que l'irradiance était plus élevée à travers une céramique feldspathique que par rapport à une zircone pour toute épaisseur de substrat et pour tout programme de photopolymérisation confondus (35).

De plus, un matériau présentant une différence entre les indices de réfraction et/ou un taux cristallin plus important est sujet à plus de diffusion (35). Dans le tableau 5, le TP des blocs de vitrocéramique à base de disilicate de lithium et des blocs de résine composite CAD-CAM évoluent de manière comparable en fonction des intitulés de translucidités fournies par le fabricant. Hypothétiquement, il est possible premièrement que ceci pourrait s'expliquer par une proximité des indices de réfraction entre ceux des charges (1,47-1,52), ceux de la matrice résineuse dans les résines composites, et ceux des cristaux de disilicate de lithium (1,5). Deuxièmement, il est possible que les blocs de Brilliant Crios ou d'IPS e.max CAD sont produits dans l'objectif de fournir le même résultat esthétique (teinte et

translucidité). En revanche, l'indice de réfraction des cristaux de zirconium est de 2,2 (35), ce qui laisse à suggérer que la diffusion lumineuse va être influencé différemment intrinsèquement entre ces matériaux. Or puisque l'irradiance transmise varierait selon la diffusion, les valeurs de dureté de la résine composite seraient donc impactées.

Ainsi, le paramètre de translucidité, qui est une approche basée sur la perception de la couleur, est trop limitante pour considérer de manière linéaire les différentes interaction d'un faisceau incident à travers un matériau CAD-CAM. De ce fait, il ne peut exister une loi universelle utilisant le paramètre de translucidité de tous les matériaux CAD-CAM confondus pour prédire la profondeur de photopolymérisation.

En outre, une limite à cette régression linéaire dans sa visée prédictive est qu'elle ne prenne pas en compte la tendance asymptotique des valeurs de dureté d'une résine composite lorsque les épaisseurs du substrat sont plus faibles et que les valeurs de translucidité du substrat continuent d'augmenter. En effet, cette étude est limitée par le protocole d'étude mis en place : 2 mm a été fixé comme l'épaisseur du matériau CAD-CAM la plus faible évaluée. Cette épaisseur a été fixée puisqu'elle est souvent retrouvée comme une valeur seuil dans les différentes études de la profondeur de photopolymérisation dans l'assemblage (3,54). De ce fait, des études supplémentaires, mesurant la dureté d'une résine de collage pour des épaisseurs de matériaux CAD-CAM inférieures à celles étudiées, peuvent être envisagées pour évaluer la pertinence d'une régression linéaire entre VHN et TP en tant qu'outil prédictif de la profondeur de photopolymérisation au sein d'une même catégorie de matériau (i.e. soit résine composite, soit disilicate de lithium ou soit zircone).

2.4.2.3 Analyse du deuxième modèle prédictif

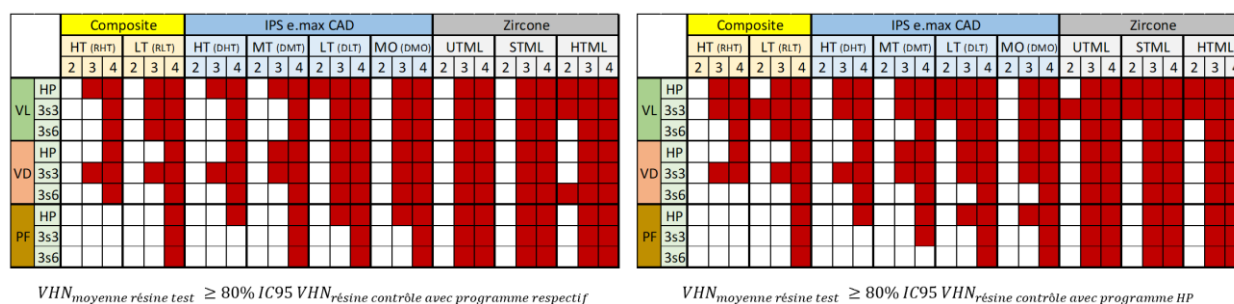
Un autre modèle peut être envisagé pour prédire la profondeur de photopolymérisation en utilisant une valeur de TP à partir des analyses de courbes ROC. Dans ce modèle, la plupart des valeurs seuils de TP présentent une bonne fiabilité de prédiction (i.e. $AUC \geq 0,80$). Comme montré dans le tableau 7, PF présente la meilleure performance pour prédire son état de polymérisation selon une valeur de TP. Ceci pourrait s'expliquer par le double effet de l'agent AFCT et de la plus grande concentration en Ivocerin, permettant une meilleure performance de cette résine à atteindre un état suffisamment polymérisé (i.e. nombre de cases blanches plus importante selon l'épaisseur évalué au sein d'un même matériau, et selon le programme de polymérisation dont 3s3). En effet, les valeurs AUC suggèrent qu'il est moins fiable de prédire l'état de polymérisation pour une résine composite sans la technologie

AFCT lorsque photopolymérisée avec le programme 3s3, puisque les résines composites VD et VL ne suivent pas la loi de la réciprocité d'exposition.

Dans l'ensemble, un modèle de classification binaire semble une approche indirecte fiable pour déterminer la profondeur de photopolymérisation selon une valeur de TP, par rapport à une régression linéaire. Ainsi, la troisième hypothèse nulle peut être partiellement rejetée.

Malgré ceci, une limite persiste avec l'utilisation d'une classification binaire. En effet, dans le schéma d'étude, il a été fixé qu'une résine de collage était considérée comme suffisamment polymérisée si sa microdureté (VHN) était supérieure ou égale à 80% de la VHN initiale lorsque cette même résine composite était photopolymérisée avec le programme HP. Dans le cadre de cette étude, le programme HP a été utilisé comme référence puisqu'une exposition de 20 secondes à 1200mW/cm² est souvent retrouvée chez les fabricants de résines composites. Néanmoins, modifier ce seuil défini (i.e. 80% VHN avec le programme HP) pourrait impacter les performances du modèle prédictif à déterminer les valeurs seuils de TP selon chaque programme de photopolymérisation. La figure 13 ci-dessous représente différentes cartographies selon d'autres seuils utilisant ici l'intervalle de confiance à 95% (IC95%) au lieu de la moyenne utilisée comme référence dans cette étude. De plus, ces cartographies sont basées sur une résine composite contrôle photopolymérisée soit avec le programme respectif (cartographie gauche), ou soit avec le programme HP (cartographie droite).

Figure 13 : Cartographies selon des seuils IC95% de la VHN de la résine contrôle

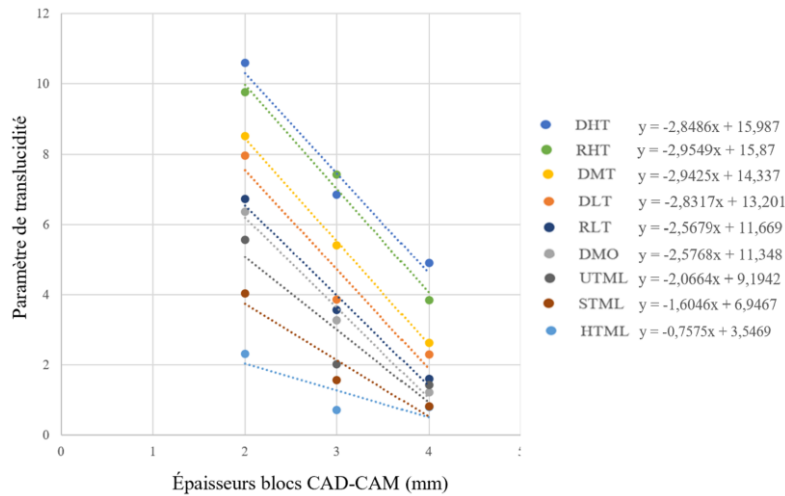


Source : Auteur, 2024

2.4.2.4 Limite du deuxième modèle dans la validation des profondeurs de photopolymérisation et perspective d'amélioration

Afin de déterminer la profondeur de photopolymérisation de chaque résine composite et d'évaluer la pertinence du modèle de prédiction, il est possible d'exploiter les fonctions affines obtenues à partir des régressions linéaires entre le TP et l'épaisseur des matériaux CAD-CAM qui sont affichées dans la figure 14.

Figure 14 : Régression linéaire entre TP et épaisseur des matériaux CAD-CAM et la fonction affine associée pour chaque matériau testé



Source : Auteur, 2024

Le tableau 9A et 10A dans l'annexe retranscrit les épaisseurs et moyennes calculées de profondeur de photopolymérisation selon la résine composite, le matériau et le programme de polymérisation. Au vue de ces données, on remarque que l'association entre la régression linéaire et les données issues du modèle prédictif fournissent une profondeur de photopolymérisation plutôt cohérente dans plus de 2/3 des cas (i.e. nombre de cases blanches par rapport au cases jaunes 68%). La diminution de la fiabilité est associée d'une part à une valeur du TP cut-off déterminée pour le programme 3s3 trop élevée. Ceci retranscrit les faibles valeurs de performance VPP (valeur prédictive positive) et AUC obtenues pour ce TP cut-off. D'autre part, les valeurs calculées de profondeur de photopolymérisation deviennent sous-estimées voire désuètes (i.e. valeur proche de 0 et même négative) pour les blocs de zircone, dont principalement la zircone HTML, contredisant les résultats obtenus (i.e. cartographie de l'état de polymérisation).

Une explication de cette baisse de fiabilité est le manque de données pour des substrats inférieurs à 2 mm. Ainsi, une perspective d'amélioration de cette étude serait de mesurer dans un premier temps les TP pour des épaisseurs de matériaux CAD-CAM inférieures à 2 mm (i.e. 1- et 1,5 mm), ce qui permettrait de réajuster la linéarité obtenue notamment dans le cas des blocs de zircone. Dans un second temps, il serait nécessaire de mesurer la VHN des résines composites pour ces nouvelles épaisseurs afin de déterminer des nouvelles valeurs de TP cut-off fiables et concordant avec les résultats et la réalité clinique.

Conclusion

A travers les limites de cette étude, la profondeur de photopolymérisation des résines composites varie selon les caractéristiques propres au substrat CAD-CAM (translucidité, épaisseur et type de matériau), selon les caractéristiques de la résine composite de collage (chimie prise, composition) et selon le comportement de ces résines aux différents programmes de polymérisation (durée d'exposition, irradiance délivrée). Il semble possible de prédire indirectement une profondeur de photopolymérisation à partir d'un TP en déterminant l'état de polymérisation d'une résine composite sous un substrat. Cette étude est aussi la première à suggérer qu'une concentration plus élevée en Ivocerin contribue à une plus grande profondeur de photopolymérisation dans le cas d'assemblage de restaurations indirectes.

Etant donné que la chimie des trois résines composites reste tout de même différente, des études *in vitro* supplémentaires à partir de formulations expérimentales standardisant la composition monomérique et des charges sont nécessaires. Ceci permettrait de mieux évaluer les interactions entre les photoinitiateurs afin de déterminer quelles concentrations optimales amélioreraient la profondeur de photopolymérisation tout en assurant la conservation des propriétés mécaniques d'un matériau.

Au niveau clinique, des études rétrospectives standardisées recensant la longévité des restaurations postérieures partielles volumineuses et épaisses d'au moins 3mm (i.e. overlay ou endocouronnes assemblées avec une colle photopolymérisable) restent toutefois nécessaires afin d'évaluer leur taux de succès puisque l'efficacité de la photopolymérisation d'une résine de collage serait à priori réduite.

Bibliographie

1. Veneziani M. Posterior indirect adhesive restorations : updated indications and the morphology driven preparation technique. *Int J Esthet Dent*. 2017 12(2):204-230.
2. Babaier R, Haider J, Silikas N, Watts DC. Effect of CAD/CAM aesthetic material thickness and translucency on the polymerisation of light- and dual-cured resin cements. *Dent Mater*. 2022 1;38(12):2073–83.
3. Lise D, Ende A, Munck J, Yoshihara K, Nagaoka N, Vieira L, et al. Light irradiance through novel CAD–CAM block materials and degree of conversion of composite cements. *Dent Mater*. 2017 1;34.
4. Hardy CMF, Landreau V, Valassis M, Mercelis B, De Munck J, Van Meerbeek B, et al. Mini-iFT confirms superior adhesive luting performance using light-curing restorative composites. *J Adhes Dent*. 2021 3;23(6):539–48.
5. Gregor L, Bouillaguet S, Onisor I, Ardu S, Krejci I, Rocca GT. Microhardness of light- and dual-polymerizable luting resins polymerized through 7.5-mm-thick endocrowns. *J Prosthet Dent*. 2014;112(4):942–8.
6. Kameyama A, Bonroy K, Elsen C, Lühns AK, Suyama Y, Peumans M, et al. Luting of CAD/CAM ceramic inlays : direct composite versus dual-cure luting cement. *Biomed Mater Eng*. 2015;25(3):279–88.
7. Abdel-Gawad S, Dursun E, Ceinos R, Le Goff S, Fasham T, Attal JP, et al. Touch-cure activation by marketed universal resin luting cements of their associated primer to dentin. *J Oral Sci*. 2024;advpub.
8. Yoshihara K, Nagaoka N, Benino Y, Nakamura A, Hara T, Maruo Y, et al. Touch-cure polymerization at the composite cement-dentin interface. *J Dent Res*. 2021;100(9):935–42.
9. Lubauer J, Belli R, Peterlik H, Hurle K, Lohbauer U. Grasping the lithium hype : insights into modern dental lithium silicate glass-ceramics. *Dent Mater*. 2022 1;38(2):318–32.
10. Magne P, Stanley K, Schlichting LH. Modeling of ultrathin occlusal veneers. *Dent Mater*. 2012 1;28(7):777–82.
11. Eldafrawy M, Greimers L, Bekaert S, Gailly P, Lenaerts C, Nguyen JF, et al. Silane influence on bonding to CAD-CAM composites: An interfacial fracture toughness study. *Dent Mater*. 2019 1;35(9):1279–90.
12. Hampe R, Theelke B, Lümke N, Eichberger M, Stawarczyk B. Fracture toughness analysis of ceramic and resin composite CAD/CAM material. *Oper Dent*. 2019 1;44(4):E190–201.
13. Dejak B, Młotkowski A. A comparison of mvM stress of inlays, onlays and endocrowns made from various materials and their bonding with molars in a computer simulation of mastication – FEA. *Dent Mater*. 2020 1;36(7):854–64.

14. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke mann N. Three generations of zirconia : from veneered to monolithic. part I. Quintessence Int Berl Ger 1985. 2017;48(5):369–80.
15. Kaizer MR, Moraes RR, Cava SS, Zhang Y. The progressive wear and abrasiveness of novel graded glass/zirconia materials relative to their dental ceramic counterparts. Dent Mater. 2019 1;35(5):763–71.
16. Rey L, Galy J, Sautereau H. Reaction kinetics and morphological changes during isothermal cure of vinyl/dimethacrylate networks. Macromolecules. 2000 1;33(18):6780–6.
17. Hadis M, Leprince JG, Shortall AC, Devaux J, Leloup G, Palin WM. High irradiance curing and anomalies of exposure reciprocity law in resin-based materials. J Dent. 2011 ;39(8):549–57.
18. Lang M, Hirner S, Wiesbrock F, Fuchs P. A review on modeling cure kinetics and mechanisms of photopolymerization. Polymers. 2022 19;14(10):2074.
19. Pfeifer CS, Wilson ND, Shelton ZR, Stansbury JW. Delayed gelation through chain-transfer reactions: Mechanism for stress reduction In methacrylate networks. Polymer. 2011 7;52(15):3295–303.
20. Fang H, Guymon CA. Recent advances to decrease shrinkage stress and enhance mechanical properties in free radical polymerization : a review. Polym Int. 2022;71(5):596–607.
21. Gorsche C, Koch T, Moszner N, Liska R. Exploring the benefits of β -allyl sulfones for more homogeneous dimethacrylate photopolymer networks. Polym Chem. 2015 3;6(11):2038–47.
22. Kowalska A, Sokolowski J, Bociong K. The photoinitiators used in resin based dental composite — a review and future perspectives. Polymers. 2021 2;13(3):470.
23. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. Dent Mater. 2008 1;24(7):901–7.
24. Schroeder W, Arenas GF, Vallo C. Monomer conversion in a light-cured dental resin containing 1-phenyl-1,2- propanedione photosensitizer. Polym Int. 2007 1;56:1099–105.
25. Lamparth I, Fässler P, Schnur T, Thetiot E, Lalevée J, Catel Y. Polymerizable thioureas as innovative reducing agents for self-cured and dual-cured dental materials. Dent Mater. 2022 1;38(7):1108–16.
26. Lousan do Nascimento Poubel D, Ghanem Zanon AE, Franco Almeida JC, Vicente Melo de Lucas Rezende L, Pimentel Garcia FC. Composite resin preheating techniques for cementation of indirect restorations. Int J Biomater. 2022 23;2022:e5935668.
27. Suh BI, Feng L, Pashley DH, Tay FR. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. part III. effect of acidic resin monomers. J Adhes Dent. 2003;5(4):267–82.
28. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJT. Self-adhesive resin cements – chemistry, properties and clinical considerations. J Oral Rehabil. 2011;38(4):295–314.
29. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. Dent Mater. 2004 1;20(10):963–71.

30. Miotti LL, Follak AC, Montagner AF, Pozzobon RT, da Silveira BL, Susin AH. Is conventional resin cement adhesive performance to dentin better than self-adhesive ? A systematic review and meta-analysis of laboratory studies. *Oper Dent*. 2020 1;45(5):484–95.
31. Scholz KJ, Tabenski IM, Vogl V, Cieplik F, Schmalz G, Buchalla W, et al. Randomized clinical split-mouth study on the performance of CAD/CAM-partial ceramic crowns luted with a self-adhesive resin cement or a universal adhesive and a conventional resin cement after 39 months. *J Dent*. 2021 1;115:103837.
32. Breschi L, Josic U, Maravic T, Mancuso E, Bianco FD, Baldissara P, et al. Selective adhesive luting : a novel technique for improving adhesion achieved by universal resin cements. *J Esthet Restor Dent*. 2023 1;35(7):1030–8.
33. De Angelis F, Vadini M, Capogreco M, D’Arcangelo C, D’Amario M. Effect of light-sources and thicknesses of composite onlays on micro-hardness of luting composites. *Mater Basel Switz*. 2021 13;14(22):6849.
34. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent*. 2004;29(6):698–704.
35. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia : the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *J Dent*. 2014 1;42(6):684–90.
36. Ilie N, Furtos G. A comparative study of light transmission by various dental restorative materials and the tooth structure. *Oper Dent*. 2019 13;45(4):442–52.
37. Brodbelt RH, O’Brien WJ, Fan PL. Translucency of dental porcelains. *J Dent Res*. 1980 ;59(1):70–5.
38. Johnston WM. Review of translucency determinations and applications to dental materials. *J Esthet Restor Dent*. 2014;26(4):217–23.
39. Passos SP, Kimpara ET, Bottino MA, Santos GC, Rizkalla AS. Effect of ceramic shade on the degree of conversion of a dual-cure resin cement analyzed by FTIR. *Dent Mater*. 2013 1;29(3):317–23.
40. Barizon KTL, Bergeron C, Vargas MA, Qian F, Cobb DS, Gratton DG, et al. Ceramic materials for porcelain veneers : part II. effect of material, shade, and thickness on translucency. *J Prosthet Dent*. 2014 1;112(4):864–70.
41. Watts DC. Light-curing dental resin-based composites : how it works and how you can make it work. *Front Dent Med*. 2023 7;4.
42. Maciel D da SA, Caires-Filho AB, Fernandez-Garcia M, Anauate-Netto C, Alonso RCB. Effect of camphorquinone concentration in physical-mechanical properties of experimental flowable resin composites. *BioMed Res Int*. 2018 22;2018:7921247.
43. Lara L, Rocha MG, de Menezes LR, Correr AB, Sinhoreti MAC, Oliveira D. Effect of combining photoinitiators on cure efficiency of dental resin-based composites. *J Appl Oral Sci*. 29:e20200467.
44. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dent Mater*. 2013 1;29(2):139–56.

45. Garoushi S, Vallittu PK, Watts DC, Lassila LVJ. Effect of nanofiller fractions and temperature on polymerization shrinkage on glass fiber reinforced filling material. *Dent Mater.* 2008 1;24(5):606–10.
46. Tauböck TT, Tarle Z, Marovic D, Attin T. Pre-heating of high-viscosity bulk-fill resin composites: effects on shrinkage force and monomer conversion. *J Dent.* 2015 ;43(11):1358–64.
47. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications : a literature review. *Braz Oral Res.* 2017 28;31(suppl 1):e61.
48. Lima RBW, Melo AMDS, Dias J da N, Barbosa LMM, Santos JV do N, Souza GMD, et al. Are polywave light-emitting diodes more effective than monowave ones in the photoactivation of resin-based materials containing alternative photoinitiators ? A systematic review. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2023 ;143:105905.
49. Hardy CMF, Bebelman S, Leloup G, Hadis MA, Palin WM, Leprince JG. Investigating the limits of resin-based luting composite photopolymerization through various thicknesses of indirect restorative materials. *Dent Mater.* 2018 ;34(9):1278–88.
50. Butterhof M, Ilie N. Predicting transmitted irradiance through CAD/CAM resin composite crowns in a simulated clinical model. *Dent Mater.* 2021 1;37(6):998–1008.
51. Wang J, Yang J, Lv K, Zhang H, Huang H, Jiang X. Can we use the translucency parameter to predict the CAD/CAM ceramic restoration aesthetic ? *Dent Mater.* 2023 1;39(3):e1–10.
52. Teyagirwa PF, Aquin C, Kharouf N, Roman T, Senger B, Reitzer F, et al. Operator versus material influence on film thickness using adhesive resin cement or pre-heated resin composite. *J Esthet Restor Dent.* 2023;35(3):517–24.
53. Carrillo-Marcos A, Salazar-Correa G, Castro-Ramirez L, Ladera-Castañeda M, López-Gurreonero C, Cachay-Criado H, et al. The microhardness and surface roughness assessment of bulk-fill resin composites treated with and without the application of an oxygen-inhibited layer and a polishing system : an in vitro study. *Polymers.* 2022 28;14(15):3053.
54. Turp V, Turkoglu P, Sen D. Influence of monolithic lithium disilicate and zirconia thickness on polymerization efficiency of dual-cure resin cements. *J Esthet Restor Dent.* 2018;30(4):360–8.
55. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites : is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials ? *Dent Mater.* 2012 ;28(5):521–8.
56. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dent Mater.* 2014 1;30(12):e419–24.
57. Johnston WM, Leung RL, Fan PL. A mathematical model for post-irradiation hardening of photoactivated composite resins. *Dent Mater.* 1985 1;1(5):191–4.
58. Carek A, Dukaric K, Miler H, Marovic D, Tarle Z, Par M. Post-cure development of the degree of conversion and mechanical properties of dual-curing resin cements. *Polymers.* 2022 ;14(17):3649.
59. Marović D, Par M, Crnadak A, Sekelja A, Mandic V, Gamulin O, et al. Rapid 3 s curing : what happens in deep layers of new bulk-fill composites ? *Materials.* 2021 21;14:515.

60. Bragança GF, Vianna AS, Neves FD, Price RB, Soares CJ. Effect of exposure time and moving the curing light on the degree of conversion and Knoop microhardness of light-cured resin cements. *Dent Mater.* 2020 1;36(11):e340–51.
61. Lempel E, Kincses D, Szebeni D, Jordáki D, Lovász BV, Szalma J. Intrapulpal temperature changes during the cementation of ceramic veneers. *Sci Rep.* 2022 28;12:12919.
62. Salgado VE, Borba MM, Cavalcante LM, Moraes RR de, Schneider LF. Effect of photoinitiator combinations on hardness, depth of cure, and color of model resin composites. *J Esthet Restor Dent.* 2015;27 Suppl 1:S41-48.
63. Leprince JG, Hadis M, Shortall AC, Ferracane JL, Devaux J, Leloup G, et al. Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins. *Dent Mater.* 2011 ;27(2):157–64.
64. Jang Y, Ferracane J, Pfeifer C, Park J, Shin Y, Roh B. Effect of insufficient light exposure on polymerization kinetics of conventional and self-adhesive dual-cure resin cements. *Oper Dent.* 2017 1;42(1):E1–9.
65. Meng X, Yoshida K, Atsuta M. Influence of ceramic thickness on mechanical properties and polymer structure of dual-cured resin luting agents. *Dent Mater.* 2008 1;24(5):594–9.
66. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramic with different thicknesses. *J Prosthet Dent.* 2013 1;110:14–20.
67. Vichi A, Balestra D, Scotti N, Louca C, Paolone G. Translucency of CAD/CAM and 3d printable composite materials for permanent dental restorations. *Polymers.* 2023 ;15(6):1443.
68. Wang F, Yu T, Chen J. Biaxial flexural strength and translucent characteristics of dental lithium disilicate glass ceramics with different translucencies. *J Prosthodont Res.* 2020 ;64(1):71–7.
69. Pekkan G, Pekkan K, Bayindir BÇ, Özcan M, Karasu B. Factors affecting the translucency of monolithic zirconia ceramics : a review from materials science perspective. *Dent Mater J.* 2020 31;39(1):1–8.
70. Liebermann A, Freitas Rafael C, Colle Kauling AE, Edelhoff D, Ueda K, Seiffert A, et al. Transmittance of visible and blue light through zirconia. *Dent Mater J.* 2018 30;37(5):812–7.

Table des figures

Figure 1 : Trois types de réseaux de la zircone et de son état métastable grâce à l'oxyde d'yttrium ..	10
Figure 2 : Schéma de deux disques de zircone : à gauche un disque de zircone mono-yttria multicouche par gradient de pigments, et à droite un disque de zircone multicouche par gradient d'yttria.....	11
Figure 3 : Evolution du taux de polymérisation, degré de conversion, module et contrainte de polymérisation lors de la photopolymérisation d'une résine composite	17
Figure 4 : Evolution hypothétique de la déformation plastique permanente ϵ_p selon l'état de polymérisation des résines composites (P, A, B, C, D, NP) dans les cas de test de dureté	32
Figure 5 : Interaction d'un faisceau d'une lampe à photopolymérisation sur un substrat en résine composite CAD-CAM ou en zircone	36
Figure 6 : Schéma de la photopolymérisation des résines composites testées à travers les matériaux CAD-CAM en vue de la mesure de microdureté de surface.....	48
Figure 7 : A) Duromètre (Duramin DK-270, Struers A/S), B) Schéma d'une indentation selon Vickers, C) Rendu d'une indentation selon Vickers de PF _{contrôle} photopolymérisé avec le programme HP	49
Figure 8 : Spécimens Variolink Esthetic DC : spécimen à gauche « mesurable » (contrôle) vs spécimen à droite « non mesurable » dans un état gel-visqueux (sous 3mm zircone HTML)	50
Figure 9 : Régression linéaire entre TP et épaisseur de matériaux CAD-CAM et le coefficient de détermination associé pour chaque matériaux testé	52
Figure 10 : Régression linéaire entre la VHN pour chaque résine composite et le TP de tous les matériaux confondus	54
Figure 11 : Courbes ROC des différentes résines composites pour chaque programme de photopolymérisation A) HP, B) 3s3, C) 3s6, et D) Courbes ROC de chaque résine composite pour tous les programmes de photopolymérisation confondus, et pour toutes les résines composites et les programmes de photopolymérisation combinés (courbe Total)	55
Figure 12 : Phénomène d' « interreflexion » observé au niveau d'un objet présentant des courbures	61
Figure 13 : Cartographies selon des seuils IC95% de la VHN de la résine contrôle	68
Figure 14 : Régression linéaire entre TP et épaisseur des matériaux CAD-CAM et la fonction affine associée pour chaque matériau testé	69
Figure 1A : Monomères diméthacrylates retrouvées dans les résines de collages, monomères fonctionnels et agent de couplage silane.....	82
Figure 2A : Schéma des différentes formes de liaisons avec les doubles liaisons C=C pendants	83

Figure 3A : Schéma de l'initiation, propagation et terminaison lors de la polymérisation d'une résine composite.....	83
Figure 4A : Passage d'une microstructure non-homogène lors de la formation des microgels à une microstructure hétérogène suite à la croissance et à l'agglomération des microgels en clusters.....	84
Figure 5A : Mécanisme d'un agent AFCT (β -allyl sulfone) lors de la polymérisation d'une résine composite.....	84
Figure 6A : Représentation de l'effet d'un agent AFCT (β -allyl sulfone) sur l'homogénéisation d'un réseau de polymères.....	85
Figure 7A : Activation des photoinitiateurs TPO, Ivocerin et camphorquinone et formation des radicaux libres.....	86
Figure 8A : Formation des radicaux libres entre BPO et une amine tertiaire aromatique.....	86
Figure 9A : Spectre de différentes génération de lampe à photopolymériser LED : 1 ^{ère} et 2 ^e étant monochromatique et la 3 ^e polychromatique.....	94
Figure 10A : Evaluation de l'homogénéité (zone en pointillée) de faisceaux de différentes lampes à photopolymériser : faisceau homogène du Valo Grand, et faisceau non homogène de la lampe ultime BA avec présence de « hot spots » et « cold spots ».....	94
Figure 11A : Préparation des spécimens Y-TZP A) Conception bloc de 2 mm d'épaisseur sur FreeCAD, B et C) Placement des STL des spécimens au sein du disque virtuel et vérification du parcours d'usinage sur PrograMill CAM 2021, D) Usinage dans la PM7, E) Disque post-usinage, F et G) Zircon UTML 2 mm avant et post frittage H) Visualisation du retrait dimensionnel de 20% post frittage sur des blocs de 2 et 4 mm d'épaisseur UTML.....	95
Figure 12A : Préparation des spécimens en vitrocéramique à base de LiSi_2 A) Section de la tige support Cerec® du bloc DHT, B) Section longitudinale du bloc DHT, C et D) spécimens DHT et DMT de 2 mm posés sur une pâte réfractaire avant et après cristallisation.....	96
Figure 13A : A) Section tige support Cerec® du bloc RHT, B et C) Assemblage du spécimen RHT sur un support par cire collante, D) Section longitudinale bloc RHT.....	96
Figure 14A : A) Séquence de disques de polissage à grains (P800, P1200, P2500, P4000) et velours avec un aérosol, B) polissage d'un échantillon RHT 2 mm, C) 27 échantillons CAD-CAM polis.....	97
Figure 15A : A) Conception de l'adaptateur sur FreeCAD, B) Placement du STL de l'adaptateur sur le logiciel PreForm pour l'impression, C et D) Spécimens RHT 2 mm sur fond blanc et fond noir, soutenu par adaptateur (blanc) dans le porte échantillon du spectrophotomètre, E) Porte échantillon dans la sphère intégrante du spectrophotomètre et parcours des faisceaux lumineux (jaune : lumière de référence, bleu : lumière du spécimen).....	97
Figure 16A : Etape de préparation des spécimens mimant la résine de collage A) Moule PLEXCIL A6 (ESCIL), B et C) Remplissage du moule avec de la résine acrylique d'enrobage à froid et porte-	

échantillon démoulé, D) Porte-échantillon polie, E et F) Forage d'un trou à fond plat ($\varnothing 2,5 \times 1$ mm) et remplissage avec de la résine composite photopolymérisée	98
Figure 17A : Visualisation graphique des coordonnées L^* (A), a^* et b^* (B) des spécimens CAD-CAM prises sur fond blanc et noir avec le logiciel LabSolution UV-VIS (Shimadzu)	98

Table des tableaux

Tableau 1 : Caractéristiques des principaux photoinitiateurs dans les résines de collage	21
Tableau 2 : Equation de recherche et les étapes d'exclusion des articles	33
Tableau 3 : Les matériaux étudiés dans cette étude.....	45
Tableau 4 : Matrice de confusion utilisée dans l'étude après exploitation des données de dureté	51
Tableau 5 : Moyenne de TP (écart-type) de chaque matériau CAD-CAM pour chaque épaisseur étudiée	52
Tableau 6 : Cartographie de l'état de polymérisation des résines composites : résine composite suffisamment polymérisée (case blanche) ou non (rouge), selon le substrat (translucidité, épaisseur) et le programme de photopolymérisation.....	54
Tableau 7 : Performance du modèle prédictif à déterminer l'état de polymérisation des résines composites selon une valeur de TV cut-off.....	57
Tableau 1A : Valeurs de dureté VHN (moyenne et écart-type) des spécimens VL, VD, et PF des groupes « contrôle » et « test » à travers divers matériaux CAD-CAM	80
Tableau 2A : Différents photoinitiateurs Norrish dans les résines composites	85
Tableau 3A : Classification des différentes résines de collage	87
Tableau 4A : Tableau extraction données des articles évaluant la profondeur de photopolymérisation d'une résine de collage à travers matériaux CAD-CAM	89
Tableau 5A : Les facteurs interagissant avec la profondeur de photopolymérisation d'une résine de collage dans l'assemblage de restaurations CAD-CAM	95
Tableau 6A : Paramètres de frittage des spécimens de zircone avec Programmat CS4 selon les recommandations du fabricant.....	96
Tableau 7A : Paramètres de cristallisation des spécimens en vitrocéramique à base de LiSi_2 avec Programmat CS4 selon les recommandations du fabricant.....	96
Tableau 8A : Valeurs de dureté VHN (moyenne et écart-type) des spécimens VL, VD, et PF des groupes « contrôle » et « test » à travers divers matériaux CAD-CAM	99
Tableau 9A : Profondeur de photopolymérisation calculée à partir des régressions linéaires entre TP et épaisseur des matériaux CAD-CAM.....	101
Tableau 10A : Moyenne des profondeurs de photopolymérisation calculée selon le matériau, la résine composite, et le programme de photopolymérisation	102

Annexes

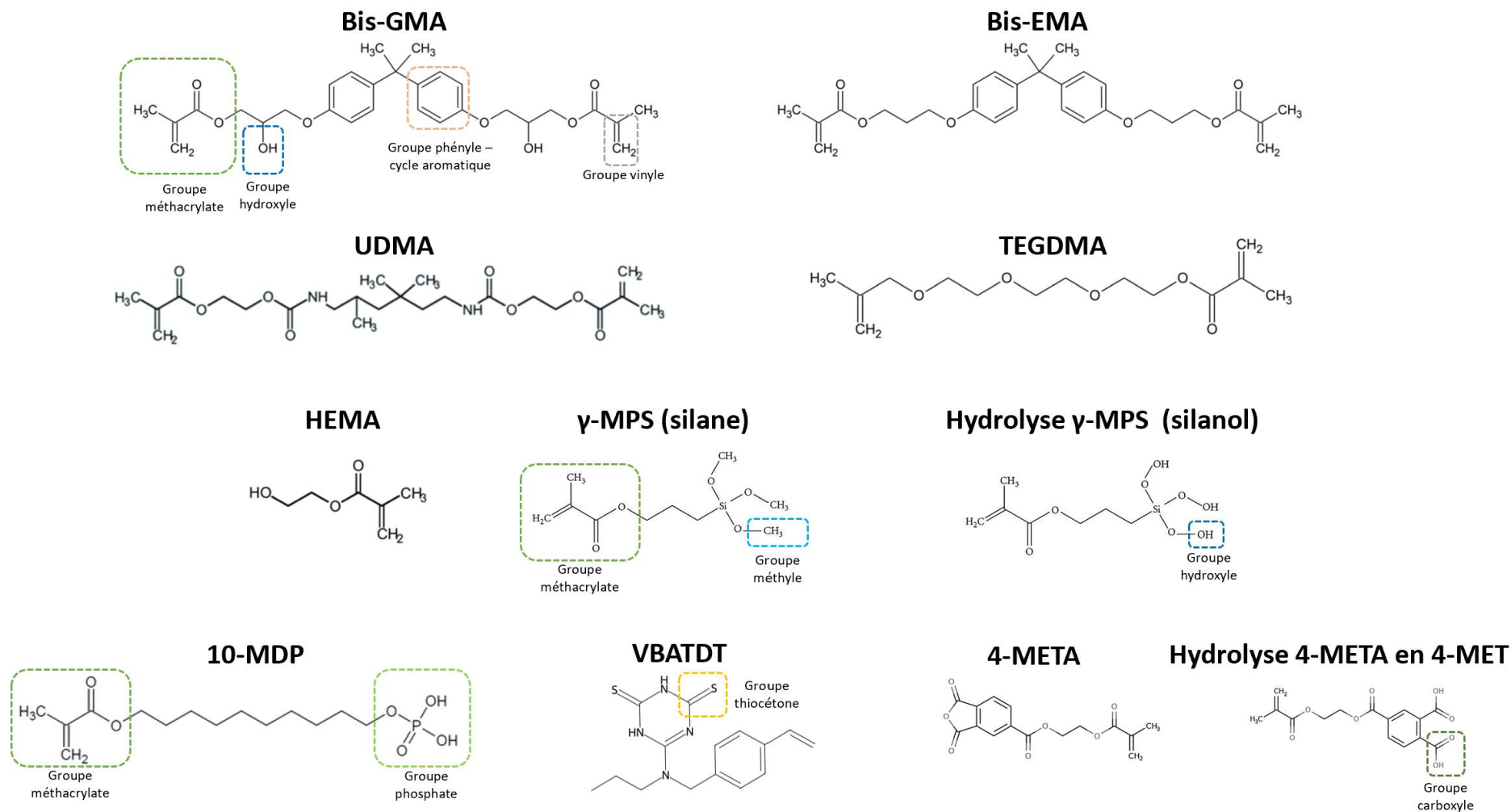
Tableau 1A : Valeurs de dureté VHN (moyenne et écart-type) des spécimens VL, VD, et PF des groupes « contrôle » et « test » à travers divers matériaux CAD-CAM

Substrat prothétique et propriétés mécaniques	Avantages	Inconvénients	Traitement de surface
Résine composite CAD-CAM Résistance en flexion : 120-250 MPa Module d' élasticité : 8-16 GPa K_{IC} : 1,1-1,8 MPa*m ^{1/2}	Usinage aisée, rapide et moins d' écaillage Collage direct après usinage Généralement moins coûteux Table top 0,5mm possible sur substrat dentinaire Moins relargage monomères Usure amélaire réduit	Usure matériau et du maillant Propriétés mécaniques < céramique vitreuse renforcée au LiSi ₂ Aptitude au collage diminuée par rapport aux céramiques	Sablage à l' oxyde d' aluminium 50µm à 1,5 bars pdt 5-10s Nettoyage pièce dans un bac à ultrasons (US) Séchage + application silane
Céramique feldspathique (CF) Résistance en flexion : 110-120 MPa Module d' élasticité : 45-50 GPa K_{IC} : 1,3 MPa*m ^{1/2} Vitrocéramique à base de leucite Résistance en flexion : 160 MPa Module d' élasticité : 60 GPa K_{IC} : 1,1-1,3MPa*m ^{1/2} Vitrocéramique à base de LiSi₂ (LiSi₂) Résistance en flexion : 350-450 MPa Module d' élasticité : 90-110 GPa K_{IC} : 1,5-2,3 MPa*m ^{1/2}	Biocompatible Usinage rapide Collage direct après usinage sauf pour bloc LiSi ₂ à l' état précristallisé (temps de cuisson nécessaire) LiSi ₂ <1mm sur substrat amélaire Bon résultat esthétique (variabilité teinte, translucidité) Céramique feldspathique présente meilleure translucidité > leucite > LiSi ₂ Bonne aptitude au collage	Dureté du matériau accélère usure des fraises d' usinage surtout si bloc est déjà cristallisée Usinage limitée sur pièce très fine (<0,5 mm)+ risque écaillage + microdéfauts Réintervention plus difficile sur LiSi ₂ Usure antagoniste CF > leucite > LiSi ₂ Caractérisations contribuent à l' usure antagoniste	HF 5% pdt : - 20s pour LiSi ₂ - 60s pour leucite - 90s pour CF Nettoyage pièce dans un bac à ultrasons (US) Séchage + application silane

Substrat prothétique et propriétés mécaniques	Avantages	Inconvénients	Traitement de surface
Céramique hybride –Enamic® Vita Résistance en flexion : 150-160 MPa Module d' élasticité : 30 GPa K_{IC} : 1,4 MPa*m ^{1/2}	Biocompatible Usure amélaire réduite Pas de temps de cuisson nécessaire Généralement moins coûteux	Usure du matériau – perte DV Usinage moins aisée que résine composite + risque écaillage Moins translucide que CF ou leucite	HF 5% pdt 60s Nettoyage pièce dans un bac à ultrasons (US) Séchage + application silane
Zircones 3Y-TZP : Résistance en flexion : 1000-1100 MPa Module d' élasticité : 210 GPa K_{IC} : 4,5-5 MPa*m ^{1/2} 4Y-TZP : Résistance en flexion : 700-800 MPa Module d' élasticité : 210 GPa K_{IC} : 3-3,5 MPa*m ^{1/2} 5Y-TZP : Résistance en flexion : 500-600 MPa Module d' élasticité : 210 GPa K_{IC} : 2,5-3 MPa*m ^{1/2}	Biocompatible Pouvoir masquant sur substrat dyschromié avec 3Y-TZP Renforcement par transformation de phase permettant une bonne résistance à la fracture par rapport aux autres céramiques Faible usure antagoniste par faible rugosité de surface grâce à une importante densification de grains Possible résultats +esthétique avec gradient pigments ou yttria Possible préparation verti	Faible translucidité mais augmente avec la teneur d' yttria Translucidité reste inférieure aux céramiques vitreuses, céramique hybride et résine composite Bloc dans un état pré-fritté pour limiter l' effort de coupe mais implique une longue durée de sintérisation Absence de fluorescence naturelle ce qui nécessite l' utilisation d' une glazure	Sablage à l' oxyde d' aluminium 50µm à 1-2 bars pdt 10s Nettoyage pièce dans un bac à ultrasons (US) Séchage + application primer à base de 10-MDP

Source : Auteur, 2024

Figure 1A : Monomères diméthacrylates retrouvés dans les résines de collages, monomères fonctionnels et agent de couplage silane



Source : Auteur, 2024

The diagram shows three schematic representations of crosslinking in polymers:

- Réticulation/pontage (crosslink):** Two separate polymer chains are connected by a single horizontal line representing a crosslink.
- Cyclisation primaire (primary cyclization):** A single polymer chain forms a closed loop, with a crosslink point indicated by a black dot on the chain.
- Cyclisation secondaire (secondary cyclization):** Two polymer chains are connected by a crosslink, and one of the chains is also closed into a loop.

Figure 3A : Schéma de l'initiation, propagation et terminaison lors de la polymérisation d'une résine composite

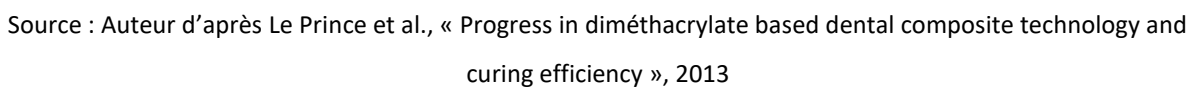
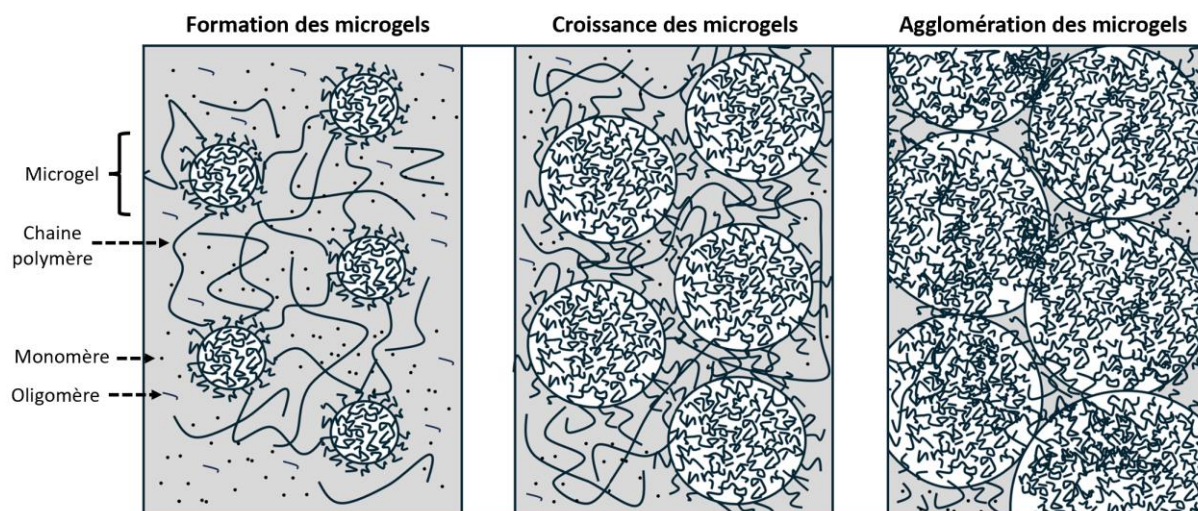
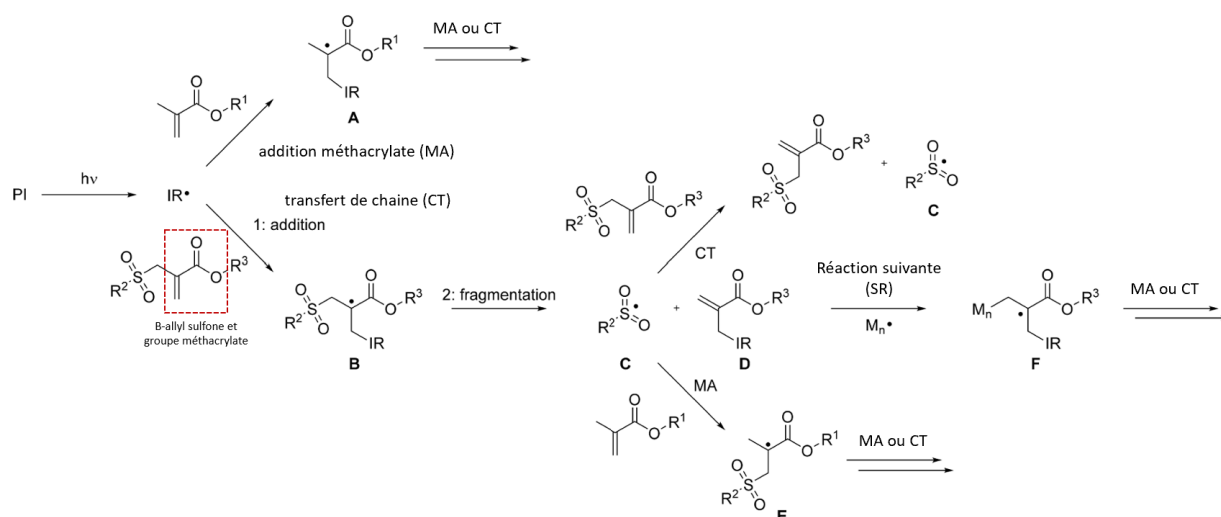


Figure 4A : Passage d'une microstructure non-homogène lors de la formation des microgels à une microstructure hétérogène suite à la croissance et à l'agglomération des microgels en clusters



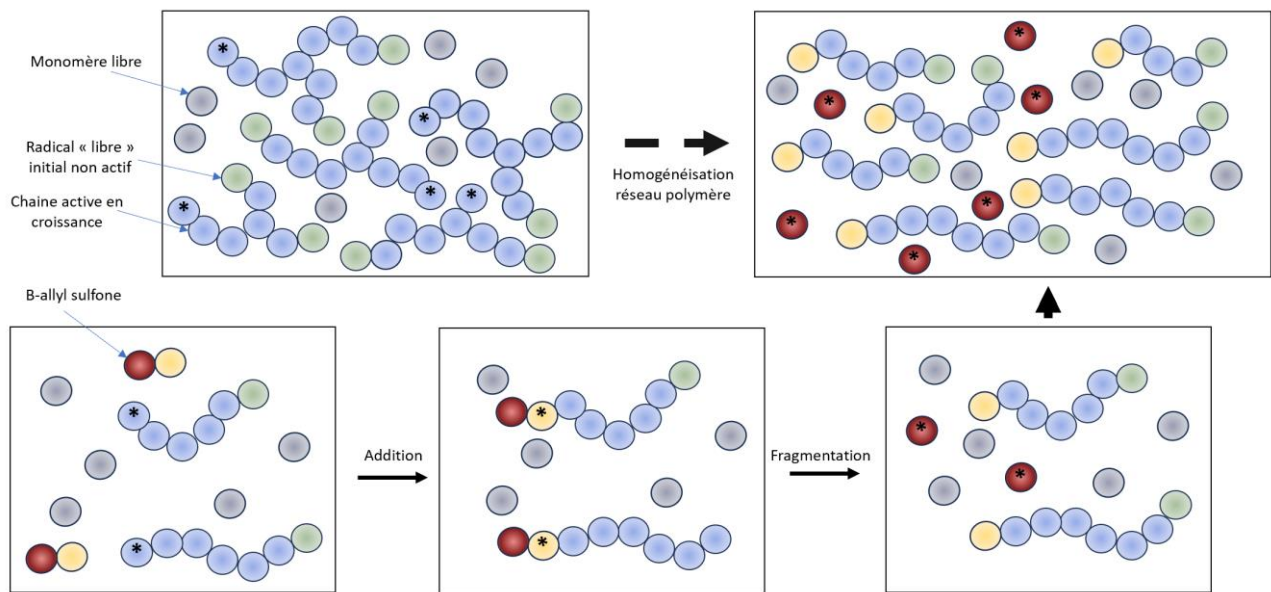
Source Auteur, 2024

Figure 5A : Mécanisme d'un agent AFCT (β -allyl sulfone) lors de la polymérisation d'une résine composite



Source : Auteur d'après Gorshe et al., « β -Allyl Sulfones as Addition-Fragmentation Chain Transfer Reagents », 2014

Figure 6A : Représentation de l'effet d'un agent AFCT (β -allyl sulfone) sur l'homogénéisation d'un réseau de polymères



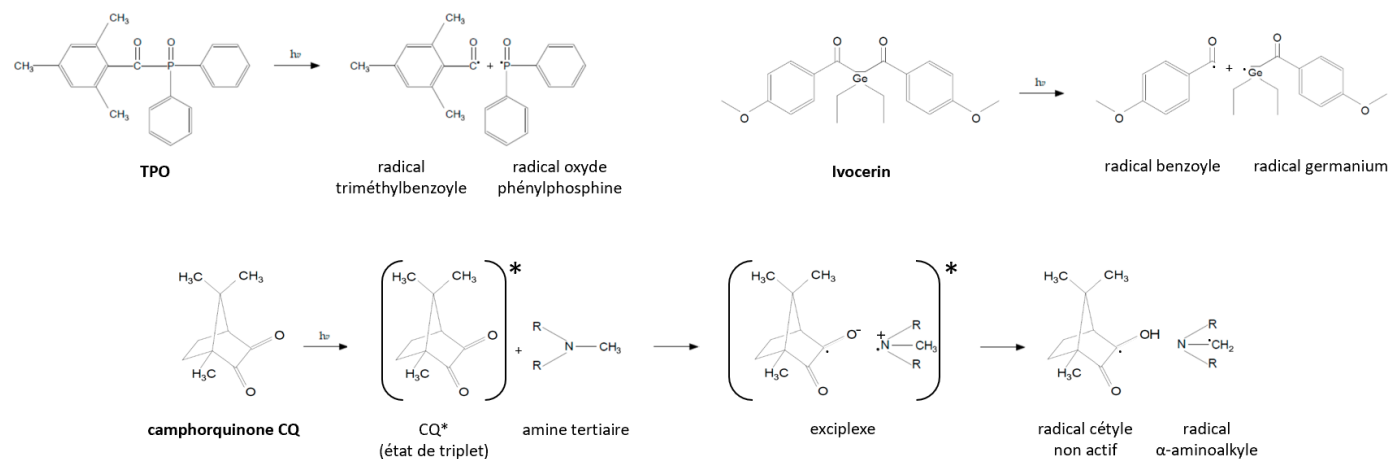
Source Auteur, 2024

Tableau 2A : Différents photoinitiateurs Norrish dans les résines composites

Type I	TPO	
	BAPO	
Type I dérivés Germanium	Ivocerin	
Type II	Camphorquinone	
Type I et II	PPD	

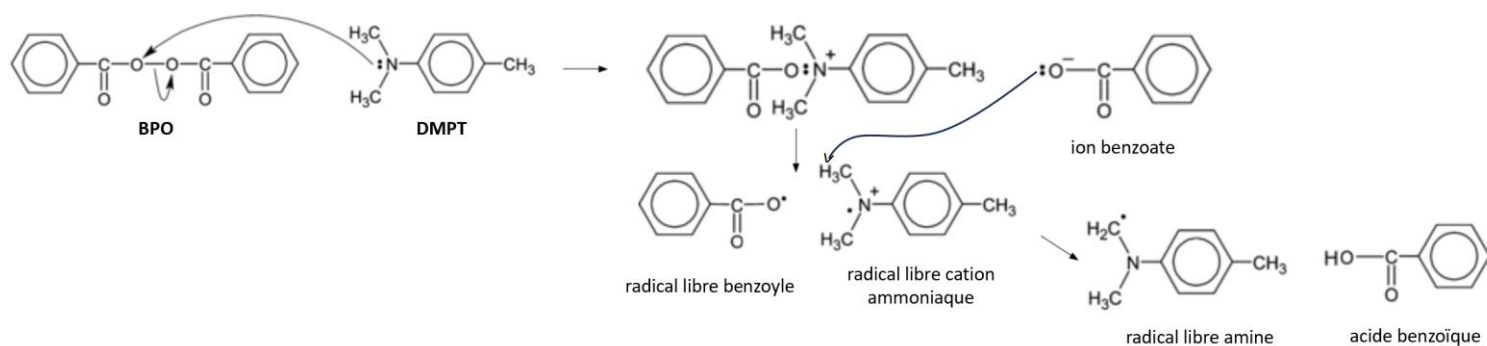
Source : Auteur d’après Kowalska et al., « The photoinitiator used in resin based dental composite – a review and future perspectives », 2021

Figure 7A : Activation des photoinitiateurs TPO, Ivocerin et camphorquinone et formation des radicaux libres



Source : Auteur d'après Kowalska et al., « The photoinitiator used in resin based dental composite – a review and future perspectives », 2021

Figure 8A : Formation des radicaux libres entre BPO et une amine tertiaire aromatique



Source : Auteur d'après Kwon et al., « Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry », 2012

Tableau 3A : Classification des différentes résines de collage

Nouvelle classification		Indication-avantages	Inconvénient	Ancienne classification	Avantages	Inconvénients
Colles complexes ou adhésives	Colles à prise photo seule	Temps travail « illimité » (i.e. dépendant du moment de la photopolymérisation) → utilisation +aisée pour retrait excès Pas d'incompatibilité Pas de réaction de mélange -> moins susceptibilité aux porosités Stabilité teinte du joint	Profondeur de polymérisation dépendante de la transmission lumineuse (spectre, irradiance) → nécessité de sécuriser angulation 90° + accessibilité lampe Contrainte de polymérisation plus élevée	Résines composites de restauration (« sans potentiel adhésif »)	Meilleures propriétés mécaniques (+teneur charges) et esthétique Moindre dégradation marginale Moindre rétraction de prise Possible de chauffer pour diminuer viscosité (potentiel amélioration degré de conversion)	Selon les résines composites chauffées : épaisseur du joint trop élevée + technique opérateur dépendant Mise en place rapide si chauffée car température diminue très rapidement (augmentation rapide viscosité) Même inconvénients que colle à prise photopolymérisable seule Nécessite préparation surface dentaire (protocole adhésif complexe avec ou sans 10-MDP ou simplifié par adhésifs universels) Nécessite un primer selon substrat prothétique
	Colles à prise chémo seule	Profondeur de polymérisation ±« sécurisée » (mais degré de conversion peut ne pas être acceptable) Contrainte de polymérisation plus faible	Mélange uniforme nécessaire entre deux composants pour assurer degré de conversion acceptable + risque porosité → risque de diminution des propriétés mécaniques Temps travail limité Temps prise très allongé	Colles sans potentiel adhésif	Mêmes avantages aux colles soit à prise photo seule ou soit à prise duale selon les colles	Nécessite préparation surface dentaire (protocole adhésif complexe avec ou sans 10-MDP ou simplifié par adhésifs universels ou avec adhésif du fabricant) Nécessite un primer selon substrat prothétique
	Colles à prise duale	Prise chémo pourrait compenser la limitation de la prise photo → profondeur de polymérisation ±« sécurisée » (mais degré de conversion peut ne pas être acceptable) Temps de prise réduit si photopolymérisé	Mélange uniforme nécessaire entre deux composants pour initiation prise chémo (facilité par seringue auto-mélangeuse) Temps travail limité Incompatibilité avec certains adhésifs (trop acides) inhibant la prise chémo en formant des amines quaternaires non disponibles Moindre stabilité teinte joint (présence amine tertiaire aromatique)	Colles avec potentiel adhésif (Panavia 2.0/ Superbond C&B)	Primer prothétique exempté dans les cas : Panavia 2.0 : pas nécessité de primer pour la zircone + alliages non précieux par la présence de 10-MDP Superbond C&B : pas nécessité de primer pour alliages non précieux par la présence de 4-META	Nécessite préparation surface dentaire selon le protocole du fabricant malgré présence monomères fonctionnels Nécessite un primer pour les autres substrats prothétiques

Colles simplifiées (forcément prise duale)	Colles auto-adhésives	Pas de traitement de surface dentaire grâce au nanolayering permis par les monomères fonctionnels Technique moins opératoire dépendante en raison de l'absence d'adhésif Potentiellement plus tolérant à l'humidité Adapté pour l'assemblage collé de couronnes	Valeur d'adhésion réduite au niveau dentinaire en raison de l'absence de d'hybridation dentinaire par rapport aux colles complexes Valeur d'adhésion différente selon le(s) monomère(s) fonctionnel(s) (i.e. selon stabilité nanolayering) Pas adapté pour l'assemblage de RPP par manque d'adhésion amélaire (i.e. sauf si mordantage émail fortement recommandée) Nécessite un primer pour certains substrats prothétiques (sauf si substrat zircone et alliages non précieux par présence 10-MDP) Susceptibilité accrue à la perméabilité dentinaire – dégradation hydrolytique Moindre stabilité teinte joint Temps travail limité	
	Colles universelles	<u>Deux définitions :</u> - Pas de traitement de surface dentaire (adhésif/primer universel associé) sauf au niveau de la partie coronaire si « l'étanchéité contrôlée » (i.e. face occlusale ou face non contaminée à la salive ou saignement) ; ou si un moignon est de courte hauteur (besoin de rétention) ; ou si un collage d'une RPP implique une surface amélaire - Utilisation adhésif/primer universel associé à la colle pour bénéficier d'une prise par contact « touch cure » Ne nécessite pas toutes un primer pour les substrats prothétiques (i.e. présence silane utilisé autre comme agent de couplage de charges)	Recul clinique plus faible que les autres colles Susceptibilité accrue à la perméabilité dentinaire – dégradation hydrolytique si utilisé sans adhésif/primer universel associé Moindre stabilité teinte joint Temps travail limité	

Source Auteur, 2024

Tableau 4A : Tableau extraction données des articles évaluant la profondeur de photopolymérisation d'une résine de collage à travers matériaux CAD-CAM

Article	Substrat prothétique	Résine de collage	Lampe à photopolymériser	Méthode d'évaluation de la profondeur de photopolymérisation de la résine de collage	Autres mesures réalisées	Résultats
Flury et al., 2013	Matériau/translucidité/ teinte : Leucite (IPS Empress CAD LT A3), LiSi ₂ (IPS e.max CAD LT A3) Épaisseur : 1,5-6 mm par incrément 1,5 mm Forme : Prisme	Type de colle/ prise/ teinte : CA DC (Panavia F2.0) Cauto DC (RelyX Unicem 2, BisCEM, SpeedCEM, BeautiCEM SA)	LAP/spectre : Elipar FreeLight 2 (EP), LED, Mono/Valo, LED, Poly (programme High (VH) et Extra (VX)) Irradiance : 1545mW/cm ² (EP)/ 2179mW/cm ² (VH)/ 4156mW/cm ² (VX) Durée exposition : 40s pour EP, 32s pour VH, 18s pour VX Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 62J/cm ² pour EP, 60J/cm ² pour VH et 63J/cm ² pour VX	Technique : DdC par FTIR ATR pdt 20min si prise chémo seule vs pdt 5 si prise photo Condition stockage : NA	Mesure : I _t	I _t divisée par 4 sous 1,5 + diminuée par 95% sous 3mm et par 99% sous 6mm DdC : peu voire pas de différence significative entre les types céramiques pour une même épaisseur, et entre les différents programmes de photopolymérisation DdC ∇ généralement sous 3mm mais photopolymérisation bénéfique car DdC duale > chémo seule
Sulaiman et al., 2015	Matériau/translucidité/ teinte : 3Y-TZP (Katana HT/ICE Zircon/ BruxZir/ Zenostar Translucent), 5Y-TZP (Prettau Anterior) Épaisseur : 0,5-2 mm par incrément 0,5 mm Forme : Prisme	Type de colle/ prise/ teinte : CA DC (RelyX Ultimate (RU) translucent/Variolink II (VII) translucent)	LAP/spectre : Elipar S10, LED, Mono Irradiance : 1200mW/cm ² Durée exposition : 20s pour RU et 40s pour VII Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 24J/cm ² pour RU et 48J/cm ² pour VII	Technique : DdC par FTIR ATR pdt 15min après photo Condition stockage : NA	Mesure : I _t	I _t divisé par 3 sous 5Y-TZP 2mm et par 4 ou 10 sous 3Y-TZP Préférable d'augmenter la durée exposition en cas de zircone pour améliorer DdC DdC ∇ sous 2mm zircone mais valeur acceptable >50%
Ayres et al., 2015	Matériau/translucidité/ teinte : RC (Lava Ultimate A2) A1/A3), CF (Mark II 2M2) Épaisseur : 0,5-2 mm par incrément 0,5 mm Forme : Prisme	Type de colle/ prise/ teinte : Cauto DC (RelyX Unicem 2 A1)	LAP/spectre : Elipar S10, LED, Mono Irradiance : 1000mW/cm ² Durée exposition : NA Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : NA	Technique : DdC par FTIR ATR pdt 5 et 10 min après photo Condition stockage : NA	Mesure : I _t	DdC colle duale avec prise chémo seule significativement < prise duale DdC ∇ significativement sous 2mm mais valeur acceptable >50%
Egilmez et al., 2017	Matériau/translucidité/ teinte : RC (Cerasmart HT A1 + LT A1/A3, Lava Ultimate HT A1 + LT A1/A3), CH (Enamic HT 1M1 + T 1M1/3M2) Épaisseur : 1/1,5/2 mm Forme : Prisme	Type de colle/ prise/ teinte : CA DC (RelyX Ultimate A1)	LAP/spectre : Elipar S10, LED, Mono Irradiance : 1200mW/cm ² Durée exposition : 20s Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 24J/cm ²	Technique : DdC par FTIR ATR pdt 15min après photo Condition stockage : NA	Mesure : I _t	I _t Cerasmart > Lava Ultimate > CH I _t selon couple teinte/translucidité : HT1-HT1M1 > LTA1-T1M1 > LTA3-T3M2 DdC pas affecté significativement par ensemble matériau, épaisseur, teinte, translucidité DdC ∇ sous 2mm mais valeur acceptable >50%
Liporoni et al., 2020	Matériau/translucidité/ teinte : LiSi ₂ (IPS e.max CAD HT/LT) Épaisseur : 0,5/1/2 Forme : Prisme	Type de colle/ prise/ teinte : RCr (Filtek flow Z350 A1 (FT) CA LC (Variolink Esthetic LC light+) CA DC (RelyX Ultimate (RU) A1)	LAP/spectre : Bluephase G2, LED, Poly Irradiance : 1200mW/cm ² Durée exposition : 40s Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 48J/cm ²	Technique : DdC par FTIR ATR Condition stockage : sec à 37° pdt 24h	Mesure : NA	DdC prise photo seule significativement > colle duale avec ou sans substrat prothétique DdC pour ∇ colles sous LiSi ₂ HT significativement supérieur > LT Polymérisation adéquate pour les épaisseurs testées

Kuijper et al., 2021	Matériau/ translucidité/ teinte : LiSi₂ (IPS e.max CAD HT/LT A2), Épaisseur : 4/7,5 mm Forme : onlay, endocouronne	Type de colle/ prise/ teinte : RCr (Enamel HFO UD3) CA DC (Variolink Esthetic DC warm)	LAP/spectre : Bluephase 20i, LED, Poly Irradiance : 1200mW/cm² Durée exposition : 3x20s Faces concernées/ angulation : occlusal + buccal/lingual 45° Exposition radiométrique : 72J/cm²	Technique : DdC par FTIR ATR Condition stockage : NA	Mesure : NA	DdC RCr > significativement colle duale sauf endocouronne avec LiSi₂ LT Pas d'influence translucidité LiSi₂ sur DdC pour colle duale Polymérisation adéquate sous 4mm onlay HT et LT, et 7,5 mm endocouronne HT en LiSi₂
Supornpun et al., 2023	Matériau/ translucidité/ teinte : LiSi₂ (IPS e.max CAD HT A2), 3Y-TZP (CAP-QZ generique/CAP-FZ générique/ZirluxFC A2/LuxisseFC A2), Épaisseur : 1-2 mm par incrément 0,25 mm Forme : Prisme	Type de colle/ prise/ teinte : CA DC (Variolink II)	LAP/spectre : DEMI, LED, Mono Irradiance : 1100mW/cm² Durée exposition : 40s Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 44J/cm²	Technique : DdC par FTIR ATR Condition stockage : NA	Mesure : TP, I_t, T	I_t divisé par 4 sous 2mm LiSi₂ et divisé entre 7 et 40 sous 2mm zircone Transmittance est de 20% pour 2mm LiSi₂ et est comprise entre 2-15% pour 2mm zircone Toutes zircons présentent un TP < LiSi₂ Nécessaire de prendre en compte la translucidité et l'épaisseur de zircone pour assurer un bon DdC DdC d'au moins 50% sous 2mm pour LiSi₂ et zircone
Castro et al., 2023	Matériau/ translucidité/ teinte : RC (Cerasmart HT A2, Shofu HC HT A2, Lava ultimate HT A2), CH (Enamic HT 2M2), CF (Real Life HT 1M1), LiSi₂ (IPS e.max CAD HT A1, Rosetta HT A1, Suprinity HT A1, Celtra Duo HT A1) Épaisseur : 0,5-2 mm par incrément 0,5 mm Forme : Prisme	Type de colle/ prise/ teinte : CA LC (RelyX veneer neutral)	LAP/spectre : Elipar Deep Cure, LED, Mono Irradiance : 1500mW/cm² Durée exposition : 30s Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 45J/cm²	Technique : DdC par FTIR ATR Condition stockage : NA	Mesure : I_t, faisceau (homogénéité)	I_t à 2mm meilleure pour CF > LiSi₂ (IPS emax CAD + celtra) > RC > CH > LiSi₂ (Rosetta, Suprinity) I_t divisé entre 3 et 9 sous 2 mm selon substrat Perte homogénéité faisceau sous 0,5 mm ∇ céramiques par rapport aux RC - Perte homogénéité sous 2 mm similaire ∇ substrat ∇ taux polymérisation avec ∇ irradiance Polymérisation (DdC) adéquate sous 2 mm ∇ substrat
Jang et al., 2017	Matériau/ translucidité/ teinte : LiSi₂ (IPS e.max CAD LT A3) Épaisseur : 2/4 mm Forme : Prisme	Type de colle/ prise/ teinte : CA DC (RelyX ARC, translucent/ Duolink, translucent) Cauto DC (RelyX U200, translucent/Maxcem Elite, clear)	LAP/spectre : Bluephase, LED, Poly Irradiance : 1100mW/cm² Durée exposition : 20/120s (et prise chémo seule) Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 22J/cm² ou 132J/cm²	Technique : DdC par FTIR transmission pdt 600s et mesure à 24 Condition stockage : A sec (25°C) après 1^{ère} séquence mesure	Mesure : I_t	I_t divisé par 10 sous 2mm et par 40 sous 4mm DdC à 24h pour colle photopolymérisée à travers 4mm LiSi₂ pdt 20sec < sans substrat DdC à 24h colle photopolymérisée à travers 4mm LiSi₂ pdt 120sec = sans substrat DdC d'une colle duale photopolymérisée à travers une restauration épaisse et un temps de photopolymérisation insuffisant (i.e. 20sec) < DdC colle duale avec prise chémo seule
Oh et al., 2018	Matériau/ translucidité/ teinte : CF (Mark II), Leucite (IPS Empress CAD HT/LT A2), LiSi₂ (IPS e.max CAD HT/LT A2) Épaisseur : 0,5/1/2/4 mm Forme : Prisme	Type de colle/ prise/ teinte : CA DC (Variolink N)	LAP/spectre : Bluephase G2, LED, Poly Irradiance : 678mW/cm² Durée exposition : 40s Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 27J/cm²	Technique : DdC par FTIR transmission Condition stockage : 24	Mesure : TP, I_t, T	Transmittance sous 2 mm = 4-10% et sous 4 mm = 1-4% Transmittance CF > Leucite HT > LiSi₂ HT > Leucite LT > LiSi₂ LT Diminution DdC avec ∇ épaisseur et ∇ TP mais pas de différence significative DdC entre les substrats

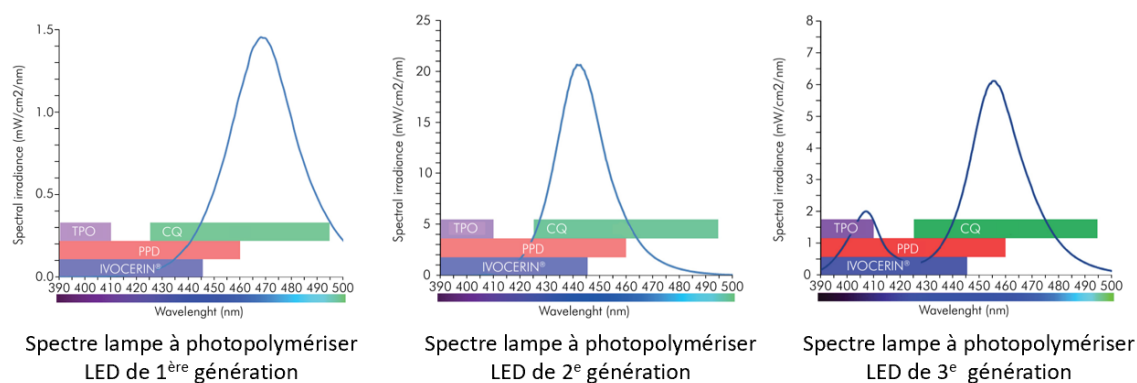
Barutçigil et al., 2020	Matériau/ translucidité/ teinte : CH (Enamic HT 2M2/T 2M2) Épaisseur : 0,5-2 mm par incrément 0,5 mm Forme : Prisme	Type de colle/ prise/ teinte : CA LC (RelyX veneer) Cauto DC (RelyX U200 A2)	LAP/spectre : Valo Cordless, LED, Poly Irradiance : 1400mW/cm ² Durée exposition : 30s pour RCr et 20s pour colle duale Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 42J/cm ² pour RCr et 28J/cm ² pour colle duale	Technique : DdC par FTIR transmission Condition stockage : A sec (25°C) pdt 24h	Mesure : NA	DdC significativement affecté par translucidité selon épaisseur Polymérisation adéquate pour RCr et Cauto mais plus favorable pour Cauto si épaisseur >1mm CH
Lise et al., 2017	Matériau/ translucidité/ teinte : RC (Cerasmart LT A3), CH (Enamic 2M2-T) Épaisseur : 1/3/5 mm Forme : Prisme	Type de colle/ prise/ teinte : Cauto DC (G-CEM LinkAce, A2) RCr (G-aenial universal flow, LC A2/ G-aenial Posterior, LC A2)	LAP/spectre : G-Light Prima (GLP), LED, Poly/SmartLight Focus (SLF), LED, Mono Irradiance : 1600mW/cm ² pour GLP vs 500mW/cm ² pour SLF Durée exposition : 40s Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 64J/cm ² pour GLP vs 20J/cm ² pour SLF	Technique : DdC par Raman 100µm à 5min/10min/1h/24h Condition stockage : A sec (37°C) après photo	Mesure : I _t , T	Pas de différence de I _t pour 5mm substrat ∇ LAP Transmittance Cerasmart > Enamic Profondeur de polymérisation diminue selon LAP : GLP > SLF Profondeur de photopolymérisation RCr sous Enamic = 1,5-1,9mm vs Cerasmart = 2,2-2,7mm, sinon utiliser colle duale
Hardy et al., 2018	Matériau/ translucidité/ teinte : RC (Lava Ultimate A3 et MC2) 3Y-TZP (Lava Zr A3 et sans teinte) Épaisseur : 0,5/1/2/4 mm Forme : prisme	Type de colle/ prise/ teinte : RCr LC (RelyX Veneer + 4 formulations expérimentales à base d'initiateur soit TPO vs soit CQ, et ratio bis-GMA/TEGD soit 50/50 vs soit 70/30	LAP/spectre : Bluephase G2, LED, Poly + Aura, LED, Mono soit bleu/soit violet Irradiance : 1100mW/cm ² G2/Aura 1000mW/cm ² Durée exposition : 40s Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 44J/cm ² pour G2 et 40J/cm ² pour Aura	Technique : DdC par Raman Condition stockage : A sec pdt 1 sem	Mesure : T	Transmittance avec G2 à travers 4mm : 10% pour zircon 3Y A3 et 17% si sans teinte/13% pour RC Transmittance avec Aura bleu : 2-5% à travers 4mm zircon ou RC Transmittance avec Aura violet : 0-2% à travers 4mm zircon ou RC DdC si ratio bis-GMA/TEGDMA 50/50 > ratio bis-GMA/TEGDMA 70/30 DdC RCr avec TPO > RCr avec CQ si transmittance suffisante Selon transmittance, DdC ≥ 50% à travers 4mm RC ou 3Y-TZP sans teinte
Passos et al., 2014	Matériau/ translucidité/ teinte : CF (Mark II BL, A1, A2, A3, A3,5, B3) Épaisseur : 1/3 mm Forme : prisme	Type de colle/ prise/ teinte : CA DC (Variolink II translucent)	LAP/spectre : Elipar FreeLight 2, LED, Mono Irradiance : 900mW/cm ² Durée exposition : 20 Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 18J/cm ²	Technique : Microdureté selon Knoop Condition stockage : Humide (37°C) pdt 24h	Mesure : Module Young dynamique	Module Young dynamique sous bloc bleach significativement > aux autres blocs Pas de différence significative microdureté ∇ matériau sauf sous 3mm A3,5 Légère influence de la teinte pour la polymérisation en profondeur sous CF
Gregor et al., 2014	Matériau/ translucidité/ teinte : RC (Paradigm MZ 100 A3), CF (Mark II 3M2C) Épaisseur : 7,5 mm Forme : endocouronne	Type de colle/ prise/ teinte : RCr LC (Tetric A3) CA DC (Variolink II (VII) A3)	LAP/spectre : Demetron II, LED, Mono Irradiance : 1200mW/cm ² Durée exposition : 3x90s Faces concernées/ angulation : occlusal et buccal/lingual à 45° Exposition radiométrique : 324J/cm ²	Technique : Microdureté selon Vickers Condition stockage : NA	Mesure : NA	Ratio dureté test/control >0,9 Polymérisation adéquate ≤7,5mm de RC ou CF ∇ résine collage testée avec une photopolymérisation 3x90s
Jafari et al., 2018	Matériau/ translucidité/ teinte : CF (Mark II 3M2C) LiSi ₂ (IPS e.max CAD A1/A3, Suprinity A1/A3) Épaisseur : 1/2 mm Forme : prisme	Type de colle/ prise/ teinte : CA LC (Choice 2 translucent)	LAP/spectre : Bluephase C8, LED, Poly Irradiance : 800mW/cm ² Durée exposition : 40s Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 32J/cm ²	Technique : Microdureté selon Vickers Condition stockage : NA	Mesure : I _t	I _t divisé par 4 pour 2 mm CF vs par 8 pour 2 mm LiSi ₂ I _t et microdureté significativement réduit pour teinte substrat A3 vs A1 Microdureté variable sous divers céramique : CF > IPS e.max CAD > Suprinity

Turkoglu et al., 2018	Matériau/ translucidité/ teinte : 3Y-TZP (Prettau Zirconia A2), 5Y-TZP (Prettau Anterior A2) Épaisseur : 0,5-2 mm par incrément 0,5 mm Forme : prisme	Type de colle/ prise/ teinte : CA DC (Panavia 2.0 light)	LAP/spectre : Elipar S10, LED, Mono Irradiance : 1200mW/cm² Durée exposition : 20s Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 24J/cm²	Technique : Microdureté selon Vickers Condition stockage : A sec 24h	Mesure : NA	↘ microdureté avec ↗ épaisseur Polymérisation plus adéquate sous zircone 5Y vs 3Y-TZP
Turp et al., 2018	Matériau/ translucidité/ teinte : LiSi₂ (IPS e.max CAD HT A2), 5Y-TZP (Prettau Anterior A2) Épaisseur : 0,5-3 mm par incrément 0,5 mm Forme : prisme	Type de colle/ prise/ teinte : CA DC (DuoLink Universal translucent (DL)/Panavia 2.0 light (P2)) Cauto DC (RelyX U200 translucent (RX))	LAP/spectre : Elipar S10, LED, Mono Irradiance : 1200mW/cm² Durée exposition : 20s pour RX et P2, et 40s pour DL Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 24J/cm² pour RX et P2, et 48J/cm² pour DL	Technique : Microdureté selon Vickers après 36h Condition stockage : A sec pdt 24h	Mesure : NA	Pour ratio dureté test/control ≥0,8, prise sous 100µm : Polymérisation adéquate ≤2mm de zircone 5Y ∀ colles, et ≤2mm LiSi₂ HT pour P2, et ≤3mm LiSi₂ HT pour RX et DL
Caprak et al., 2018	Matériau/ translucidité/ teinte : RC (Lava Ultimate HT A2), CF (Mark II HT 2M2), CH (Enamic HT 2M2), LiSi₂ (IPS e.max CAD HT A2/ Suprinity HT 2M2) Épaisseur : 2mm Forme : prisme	Type de colle/ prise/ teinte : CA DC (DuoLink translucent) ou photo seule (i.e. pâte base photopolymérisée)	LAP/spectre : HS-LED1500, LED, Mono Irradiance : 1500mW/cm² Durée exposition : 40s Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 60J/cm²	Technique : Dureté selon Vickers Condition stockage : A sec pdt 24h	Mesure : TP	TP pour 2mm CH < autres matériaux Pour ratio dureté test/control ≥0,8, prise sous 100µm : Polymérisation adéquate pour épaisseur ≤2mm de Suprinity et RC si prise photo seule vs ∀ matériau sauf Enamic si prise duale
Olçay et al., 2022	Matériau/ translucidité/ teinte : LiSi₂ (IPS e.max CAD HT A2), 4Y-TZP (Ceramill Zolid HT), 5Y-TZP (Ceramill Zolid FX SHT A2) Épaisseur : 0,5-2 mm par incrément 0,5 mm Forme : prisme	Type de colle/ prise/ teinte : CA DC (G-CEM LinkForce)	LAP/spectre : Bluephase, LED, Poly Irradiance : 1200mW/cm² Durée exposition : 20s Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 24J/cm²	Technique : Microdureté selon Vickers après 36h Condition stockage : A sec pdt 24h	Mesure : TP	Translucidité LiSi₂ > zircons testées VHN colle pour 2mm : LiSi₂ > zircone Polymérisation adéquate pour épaisseur ≤2mm de zircone 4Y ou 5Y, et de LiSi₂ HT
Go et al., 2022	Matériau/ translucidité/ teinte : RC (Lava ultimate LT A3), CH (Enamic), LiSi₂ (IPS e.max CAD HT/LT A3, Celtra Duo LT A3) Épaisseur : 1/1,5/2/4 mm Forme : prisme	Type de colle/ prise/ teinte : CA DC (Variolink N – seule pâte base) Cauto (RelyX U200)	LAP/spectre : Elipar DeepCure, LED, Mono Irradiance : 1015mW/cm² Durée exposition : NA Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : NA	Technique : Microdureté selon Vickers Condition stockage : A sec pdt 24h	Mesure : TP, I₀, faisceau (homogénéité)	TP e.max HT > RC > Celtra > e.max LT > CH Inhomogénéité faisceau transmis selon substrat corrélée avec une inhomogénéité valeurs dureté pour épaisseurs 2 et 4mm Polymérisation généralement adéquate sous 2 mm + adéquate sous 4mm pour substrat e.max HT et RC avec colle duale Augmenter temps polymérisation pour compenser inhomogénéité faisceau
Kameyam a et al., 2015	Matériau/ translucidité/ teinte : LiSi₂ (IPS e.max CAD HT A3) Épaisseur : 8mm Forme : prisme (inlay)	Type de colle/ prise/ teinte : RCr (Clearfil APX) CA DC (Variolink II)	LAP/spectre : Bluephase 20i, LED, Poly Irradiance : 2000mW/cm² Durée exposition : 40s Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 80J/cm²	Technique : Test microscopique de traction (µTBS) Condition stockage : Humide (37°C) pdt 24h	Mesure : NA	RCr échec principal cohésif vs CA DC échec principal adhésif µTBS RCr > CA duale

El-Askary et al., 2022	Matériau/ translucidité/ teinte : RC (Grandio A2) Épaisseur : 2/4 mm Forme : prisme	Type de colle/ prise/ teinte : RCr chauffé ou pas (Grandio Flow, x-tra fil bulk, VisCalor bulk) CA DC (BiFix QM universal)	LAP/spectre : Celalux 3 LED, Mono Irradiance : 1300mW/cm ² Durée exposition : 40s Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 52J/cm ²	Technique : Microdureté selon Vickers + Test microscopique de traction (μTBS) Condition stockage : Humide (20°) pdt 48h	Mesure : NA	↘ microdureté avec ↗ épaisseur mais pas de changement significatif μTBS Polymérisation adéquate pour épaisseur 4mm
Hardy et al., 2021	Matériau/ translucidité/ teinte : RC (Katana Avenca A3) Épaisseur : 2/6 mm Forme : prisme	Type de colle/ prise/ teinte : RCr LC chauffé (Clearfil APX (CL)) CA DC (Panavia V5 (PV))	LAP/spectre : Bluephase G2, LED, Poly Irradiance : 1100mW/cm ² Durée exposition : 40s pour bloc 2mm/240 pour bloc 6mm Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 24J/cm ²	Technique : DdC par Raman + Mini-IFT Condition stockage : Pour Mini-IFT : humide (37°C) pdt 1sem	Mesure : NA	DdC sous 6mm RC : CL 77% vs PV 55% Valeurs mini-IFT pas affectées par l'épaisseur substrat prothétique Polymérisation adéquate pour épaisseur ≤6mm de RC
Babaier et al., 2022	Matériau/ translucidité/ teinte : RC (Cerasmart HT A2/ Grandio HT A2), CH (Enamic HT 2M2), CF (Mark II 2M2C) Épaisseur : 0,5-2,5 mm par incrément 0,5mm Forme : Prisme	Type de colle/ prise/ teinte : CA LC (Variolink Esthetic LC (VLC), light) CA DC (Variolink Esthetic DC (VDC, light)	LAP/spectre : Elipar S10, LED, Mono Irradiance : 1200mW/cm ² Durée exposition : 20s Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 24J/cm ²	Technique : DdC par FTIR ATR RT (1h) + dureté selon Martens Condition stockage : 1h dans eau distillé (37°C)	Mesure : TP, I _t , T	Bonne régression linéaire entre TP/ épaisseur substrat Bonne régression linéaire entre I _t /épaisseur substrat - 2mm substrat : TP ≤6 - 2mm substrat : I _t ≤ 350mW/cm ² 2,5mm substrat : transmittance divisée par 5 DdC stable pour les 2 CA > 60% sous 2,5mm ∀ substrat avec VDC > VLC ↘ dureté pour les 2 CA sous 2,5mm ∀ substrat avec VLC > VDC Polymérisation adéquate sous 2,5mm ∀ résine collage testée
Ikemoto et al, 2024	Matériau/ translucidité/ teinte : RC (Cerasmart HT/LT), CH (Enamic HT/LT), LiSi ₂ (IPS e.max CAD HT/LT) Épaisseur : 1,5-9,5 mm par incrément 2 mm Forme : Prisme	Type de colle/ prise/ teinte : CA DC (Panavia V5)	LAP/spectre : Valo Grand, LED, Poly Irradiance : 1600mW/cm ² Durée exposition : 90s Faces concernées/ angulation : NA Exposition radiométrique : 144J/cm ²	Technique : DdC par FTIR ATR RT (1h) + microdureté selon Vickers Condition stockage : immédiat + 24h à sec (37°C)	Mesure : NA	Dureté non mesurable immédiat sous 5,5 et 7,5mm ↘ DdC et microdureté selon Vickers si translucidité ↗ et épaisseur ↗ - Différence DdC non significative entre translucidité après 24h Polymérisation inadéquate (DdC) sous 5,5mm ∀ substrat prothétique
RC, résine composite CAD-CAM ; CH, céramique hybride ; CF, céramique feldspathique ; Leucite, vitrocéramique à base de leucite ; LiSi, vitrocéramique à base de silicate de lithium ; 3Y-TZP, zircone 3Y ; 4Y-TZP, zircone 4Y ; 5Y-TZP, zircone 5Y ; RCr, résine composite de restauration ; CA, colle adhésive ; Cauto, colle auto-adhésive ; CU, colle universelle ; LC, photopolymérisable ; DC, duale ; LAP, lampe à photopolymériser ; Mono, monochromatique ; Poly, polychromatique ; Photo, photopolymérisation ; DdC, degré de conversion ; RT, mesure à temps réel ; TP, paramètre de translucidité ; I _t , Irradiance transmise ; T : transmittance (%) ; ∀, pour tout ; NA, non applicable						

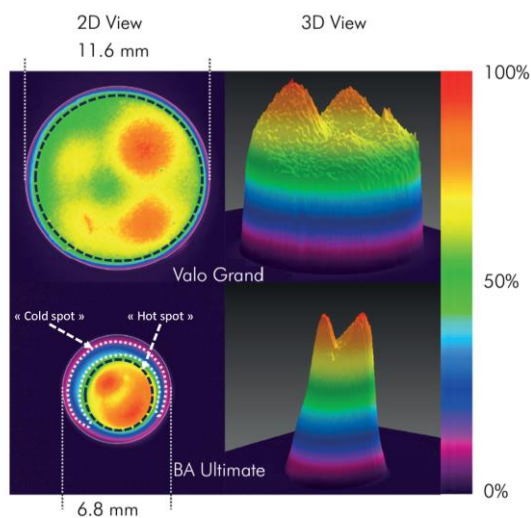
Source : Auteur, 2024

Figure 9A : Spectre de différentes génération de lampe à photopolymériser LED : 1^{ère} et 2^e étant monochromatique et la 3^e polychromatique



Source : Rueggeberg et al., « Light curing in dentistry and clinical implications », 2017

Figure 10A : Evaluation de l'homogénéité (zone en pointillée) de faisceaux de différentes lampes à photopolymériser : faisceau homogène du Valo Grand, et faisceau non homogène de la lampe ultimate BA avec présence de « hot spots » et « cold spots »



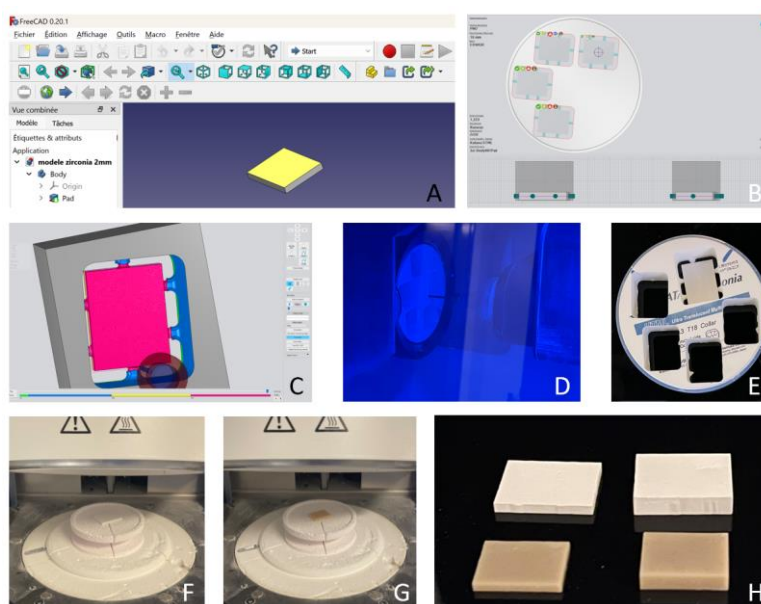
Source : Auteur d'après Rueggeberg et al., « Light curing in dentistry and clinical implications », 2017

Tableau 5A : Les facteurs interagissant avec la profondeur de photopolymérisation d'une résine de collage dans l'assemblage de restaurations CAD-CAM

Facteurs extrinsèques			Facteurs intrinsèques
Environnement	Matériau CAD-CAM	Lampe à photopolymériser	Résine de collage
- Température (préchauffage de la colle) - Interaction adhésif « acide » - colle si duale	- Type/ microstructure (matrice polymère, matrice vitreuse à polycristalline) - Composition - Charges (taille, forme, taux) - Pigments - Epaisseur → modulation interaction de la lumière au sein du matériau (transmission, diffusion, absorption, réflexion) → définir translucidité	- Exposition radiométrique (irradiance x durée exposition) - Programme (soft à boost) - Spectre (mono ou polychromatique) - Homogénéité faisceau - Collimation faisceau et diamètre embout - Distance et angulation	- Photoinitiateurs (type, ϵ, ϕ, spectre, co-initiateur, combinaison) - Monomères (haut ou bas poids moléculaire, ratio) - Charges (forme, taille, taux) - Potentiellement pigments → modulation interaction lumière au sein de la colle + rhéologie (viscosité)

Source : Auteur, 2024

Figure 11A : Préparation des spécimens Y-TZP A) Conception bloc de 2 mm d'épaisseur sur FreeCAD, B et C) Placement des STL des spécimens au sein du disque virtuel et vérification du parcours d'usinage sur PrograMill CAM 2021, D) Usinage dans la PM7, E) Disque post-usinage, F et G) Zircrone UTML 2 mm avant et post frittage H) Visualisation du retrait dimensionnel de 20% post frittage sur des blocs de 2 et 4 mm d'épaisseur UTML



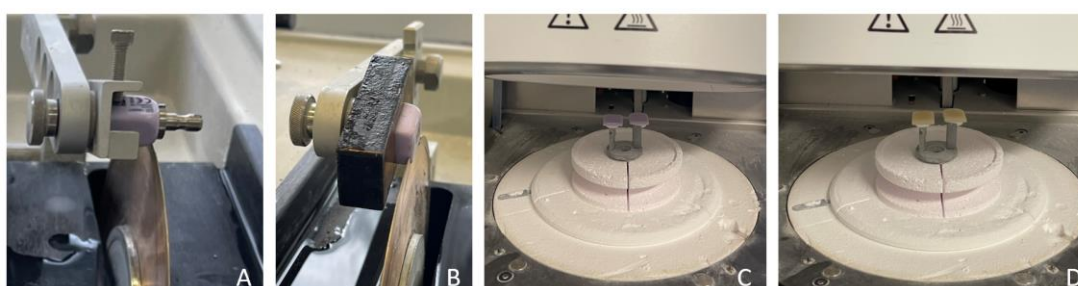
Source : Auteur, 2024

Tableau 6A : Paramètres de frittage des spécimens de zircone avec Programmat CS4 selon les recommandations du fabricant

	Temps à la fermeture S (min)	Température de service B (°C)	Vitesse d'élévation de température t_1 (°C/min)	Température de cuisson T_1 (°C)	Temps de maintien H_1 (min)	Vitesse d'élévation de température t_2 (°C/min)	Température de cuisson T_2 (°C)	Temps de maintien H_2 (min)	Refroidissement lent L (°C/min)	Vitesse de refroidissement T_1 (°C/min)
Katana Zirconia	-	20	10	1450	120:00	-	-	-	-	10

Source : Auteur, 2024

Figure 12A : Préparation des spécimens en vitrocéramique à base de LiSi_2 A) Section de la tige support Cerec® du bloc DHT, B) Section longitudinale du bloc DHT, C et D) spécimens DHT et DMT de 2 mm posés sur une pâte réfractaire avant et après cristallisation



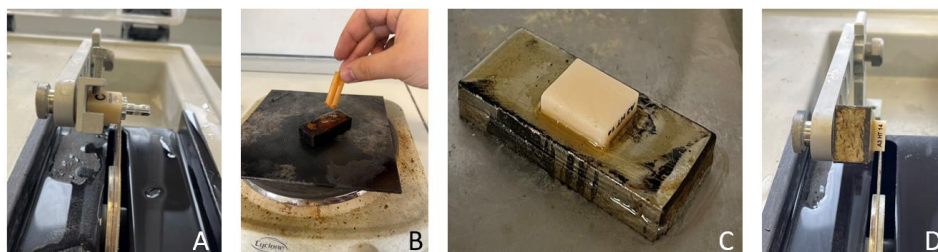
Source : Auteur, 2024

Tableau 7A : Paramètres de cristallisation des spécimens en vitrocéramique à base de LiSi_2 avec Programmat CS4 selon les recommandations du fabricant

	Temps à la fermeture S (min)	Température de service B (°C)	Vitesse d'élévation de température t_1 (°C/min)	Température de cuisson T_1 (°C)	Temps de maintien H_1 (min)	Vitesse d'élévation de température t_2 (°C/min)	Température de cuisson T_2 (°C)	Temps de maintien H_2 (min)	Refroidissement lent L (°C/min)	Vitesse de refroidissement T_1 (°C/min)	Vide i_1 i_2 (°C)	Vide 2_1 2_2 (°C)
IPS e.max CAD	6:00	403	60	770	0:10	30	850	10:00	700	0	550/770	770/850

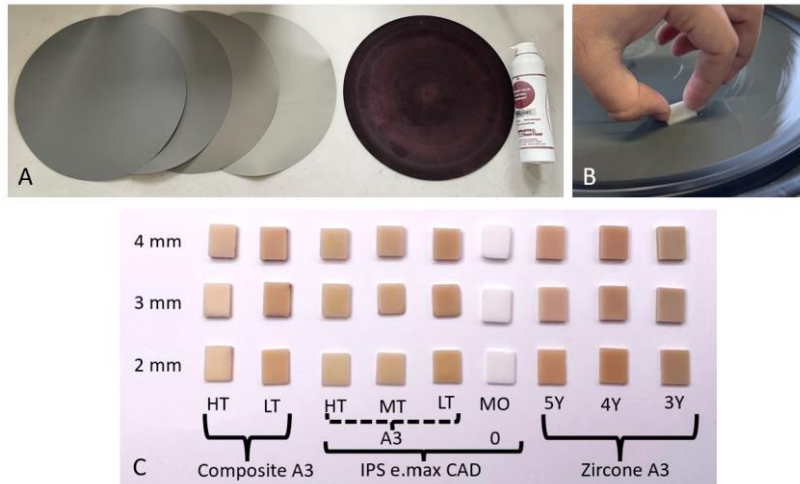
Source : Auteur, 2024

Figure 13A : A) Section tige support Cerec® du bloc RHT, B et C) Assemblage du spécimen RHT sur un support par cire collante, D) Section longitudinale bloc RHT



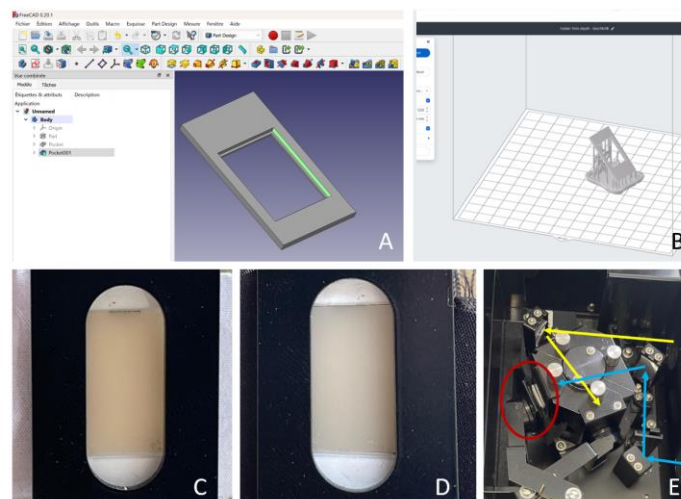
Source : Auteur, 2024

Figure 14A : A) Séquence de disques de polissage à grains (P800, P1200, P2500, P4000) et velours avec un aérosol, B) polissage d'un échantillon RHT 2 mm, C) 27 échantillons CAD-CAM polis



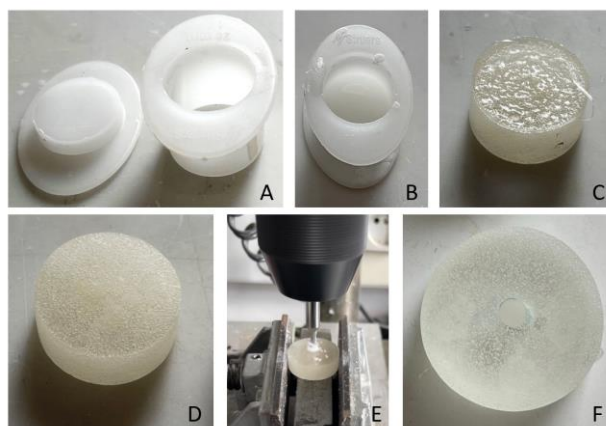
Source : Auteur, 2024

Figure 15A : A) Conception de l'adaptateur sur FreeCAD, B) Placement du STL de l'adaptateur sur le logiciel PreForm pour l'impression, C et D) Spécimens RHT 2 mm sur fond blanc et fond noir, soutenu par adaptateur (blanc) dans le porte échantillon du spectrophotomètre, E) Porte échantillon dans la sphère intégrante du spectrophotomètre et parcours des faisceaux lumineux (jaune : lumière de référence, bleu : lumière du spécimen)



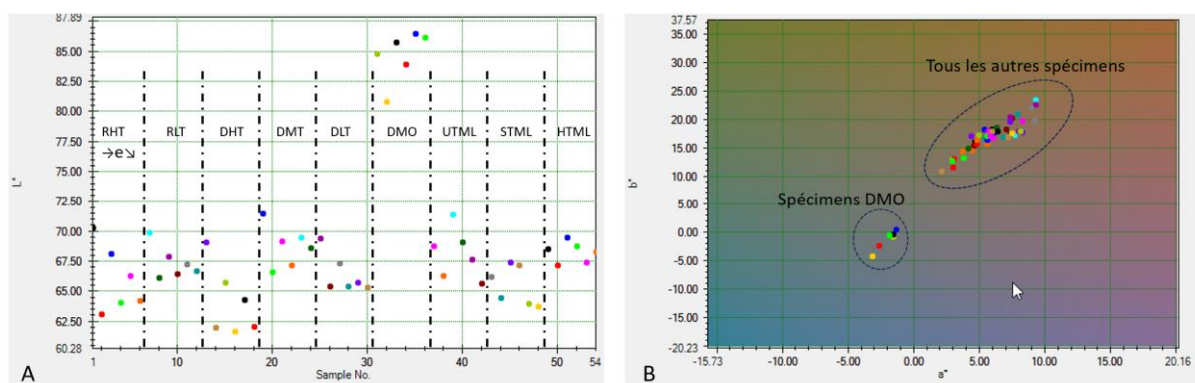
Source : Auteur, 2024

Figure 16A : Etape de préparation des spécimens mimant la résine de collage A) Moule PLEXCIL A6 (ESCIL), B et C) Remplissage du moule avec de la résine acrylique d'enrobage à froid et porte-échantillon démoulé, D) Porte-échantillon polie, E et F) Forage d'un trou à fond plat ($\varnothing 2,5 \times 1 \text{ mm}$) et remplissage avec de la résine composite photopolymérisée



Source : Auteur, 2024

Figure 17A : Visualisation graphique des coordonnées L^* (A), a^* et b^* (B) des spécimens CAD-CAM prises sur fond blanc et noir avec le logiciel LabSolution UV-VIS (Shimadzu)



Source : Auteur, 2024

Tableau 8A : Valeurs de dureté VHN (moyenne et écart-type) des spécimens VL, VD, et PF des groupes « contrôle » et « test » à travers divers matériaux CAD-CAM

Groupes « contrôle » : VHN initiale (gauche) versus VHN calculée à 80% (droite)									
		Programme de photopolymérisation					Programme de photopolymérisation		
	Résine composite d'assemblage	HP	3s3	3s6		Résine composite d'assemblage	HP	3s3	3s6
Sans matériau	VL	41,67 (1,75)	37,65 (1,41)	41,62 (2,16)	Sans matériau	VL	33,34 (1,40)	30,12 (1,13)	33,30 (1,73)
	VD	51,22 (1,96)	50,95 (1,62)	54,57 (2,40)		VD	40,98 (1,57)	40,76 (1,30)	43,66 (1,92)
	PF	64,10 (2,29)	64,34 (1,52)	69,04 (2,56)		PF	51,28 (1,83)	51,47 (1,22)	55,23 (2,05)

Groupes « test »											
			Programme de photopolymérisation						Programme de photopolymérisation		
Matériau CAD-CAM	Epaisseur du substrat	Résine composite d'assemblage	HP	3s3	3s6	Matériau CAD-CAM	Epaisseur du substrat	Résine composite d'assemblage	HP	3s3	3s6
Composite RHT	2	VL	35,86 (2,22)	32,12 (2,63)	38,06 (2,66)	Composite RL T	2	VL	33,16 (1,79)	29,98 (2,48)	34,39 (2,33)
		VD	50,36 (2,44)	48,73 (2,55)	52,78 (2,00)			VD	45,13 (2,12)	43,48 (1,67)	48,75 (2,61)
		PF	62,62 (2,69)	62,68 (2,59)	67,58 (2,19)			PF	59,93 (2,23)	61,99 (2,66)	65,27 (2,31)
	3	VL	32,18 (2,19)	31,05 (2,19)	35,68 (2,18)		3	VL	28,28 (1,40)	25,40 (2,11)	31,26 (2,05)
		VD	42,36 (2,38)	39,77 (2,16)	46,49 (2,27)			VD	40,82 (1,72)	38,78 (1,21)	43,34 (1,86)
		PF	59,19 (2,20)	61,17 (2,50)	66,38 (2,17)			PF	53,42 (2,40)	58,47 (2,17)	60,35 (2,04)
	4	VL	27,67 (1,99)	25,91 (1,50)	29,11 (2,08)		4	VL	18,95 (1,59)	18,60 (1,65)	21,76 (1,66)
		VD	39,36 (2,44)	35,00 (2,51)	42,17 (2,17)			VD	31,57 (2,69)	28,93 (2,41)	33,67 (1,98)
		PF	53,25 (2,01)	54,78 (2,24)	57,13 (1,76)			PF	39,55 (2,09)	44,70 (2,20)	48,93 (2,25)
LiSi ₂ DHT	2	VL	34,98 (1,54)	32,93 (1,93)	38,40 (1,81)	LiSi ₂ DMT	2	VL	34,30 (1,52)	31,55 (1,64)	37,31 (1,12)
		VD	50,23 (2,37)	47,39 (1,76)	52,68 (1,62)			VD	48,83 (1,77)	45,01 (2,65)	51,95 (1,40)
		PF	62,57 (2,12)	62,81 (2,27)	67,89 (2,26)			PF	61,90 (1,95)	62,50 (2,04)	66,51 (2,67)
	3	VL	32,17 (1,54)	30,12 (2,60)	33,87 (2,08)		3	VL	31,89 (2,76)	29,42 (2,10)	33,13 (3,37)
		VD	43,36 (1,83)	39,57 (1,78)	46,95 (2,63)			VD	39,46 (2,55)	38,06 (1,21)	43,94 (2,20)
		PF	57,75 (2,51)	61,83 (2,47)	65,43 (2,31)			PF	56,40 (2,46)	59,85 (1,94)	62,03 (1,91)
	4	VL	22,41 (1,96)	20,85 (2,75)	27,88 (2,79)		4	VL	21,36 (1,66)	19,07 (2,10)	24,69 (2,55)
		VD	37,61 (2,04)	32,08 (1,78)	40,56 (2,79)			VD	31,36 (1,58)	29,52 (1,60)	35,68 (2,00)
		PF	49,61 (2,83)	53,37 (2,56)	54,52 (1,85)			PF	44,62 (2,42)	47,82 (2,27)	51,17 (1,89)
LiSi ₂ DLT	2	VL	29,78 (1,64)	29,65 (1,86)	34,46 (1,97)	LiSi ₂ DMO	2	VL	32,58 (1,98)	33,72 (1,56)	34,67 (1,91)
		VD	44,49 (1,15)	43,65 (2,14)	48,50 (1,68)			VD	45,27 (1,92)	43,04 (2,32)	46,57 (2,69)
		PF	58,84 (2,59)	61,79 (1,63)	64,06 (2,06)			PF	57,80 (2,42)	58,75 (2,20)	62,47 (2,87)

	3	VL	27,32 (2,10)	24,05 (2,43)	28,72 (2,10)		3	VL	29,72 (2,26)	26,29 (2,11)	29,94 (1,91)
		VD	37,84 (2,51)	31,27 (3,53)	42,42 (2,12)			VD	37,69 (2,50)	34,37 (2,62)	41,55 (2,90)
		PF	48,75 (2,11)	51,82 (1,74)	54,36 (2,25)			PF	46,51 (2,21)	51,64 (2,63)	54,32 (2,65)
	4	VL	18,00 (1,44)	18,00 (1,05)	21,15 (2,14)		4	VL	19,45 (1,47)	18,87 (1,80)	23,16 (1,77)
		VD	29,23 (1,69)	26,49 (1,90)	31,33 (2,04)			VD	30,37 (3,00)	26,26 (1,64)	32,43 (2,74)
		PF	36,43 (1,99)	39,49 (3,30)	43,55 (1,88)			PF	41,02 (2,37)	41,12 (2,70)	46,04 (1,50)
Zircone UTML	2	VL	32,47 (2,25)	30,35 (1,93)	37,45 (0,97)	Zircone STML	2	VL	31,53 (2,47)	30,81 (1,83)	37,43 (1,76)
		VD	49,01 (2,32)	48,60 (2,90)	49,92 (1,61)			VD	46,94 (3,10)	44,25 (2,88)	48,48 (3,16)
		PF	59,81 (2,65)	60,67 (3,33)	66,56 (3,56)			PF	56,43 (2,24)	59,99 (2,73)	64,18 (2,14)
	3	VL	N/A	N/A	N/A		3	VL	N/A	N/A	N/A
		VD	N/A	N/A	N/A			VD	N/A	N/A	N/A
		PF	31,68 (2,16)	42,91 (2,93)	45,94 (2,87)			PF	N/A	N/A	N/A
	4	VL	N/A	N/A	N/A		4	VL	N/A	N/A	N/A
		VD	N/A	N/A	N/A			VD	N/A	N/A	N/A
		PF	31,50 (1,44)	37,97 (1,49)	39,54 (2,42)			PF	N/A	N/A	N/A
Zircone HTML	2	VL	21,12 (2,24)	24,65 (1,58)	36,03 (2,71)						
		VD	41,46 (2,74)	40,68 (2,15)	41,86 (2,49)						
		PF	50,50 (2,28)	50,64 (1,76)	62,32 (2,08)						
	3	VL	N/A	N/A	N/A						
		VD	N/A	N/A	N/A						
		PF	N/A	N/A	N/A						
	4	VL	N/A	N/A	N/A						
		VD	N/A	N/A	N/A						
		PF	N/A	N/A	N/A						

Source : Auteur, 2024

Tableau 9A : Profondeur de photopolymérisation calculée à partir des régressions linéaires entre TP
et épaisseur des matériaux CAD-CAM

Matériaux CAD-CAM	Programme de polymérisation	Résine composite	TP cut-off	Epaisseur calculée (mm) ("profondeur de photopolymérisation")	Matériaux CAD-CAM	Programme de polymérisation	Résine composite	TP cut-off	Epaisseur calculée (mm) ("profondeur de photopolymérisation")
RHT	HP	PF	3,56	4,17	RLT	HP	PF	3,56	3,16
		VD	5,55	3,49			VD	5,55	2,38
		VL	8,5	2,49			VL	8,5	1,23
	3s3	PF	3,26	4,27		3s3	PF	3,26	3,27
		VD	5,55	3,49			VD	5,55	2,38
		VL	6,37	3,21			VL	6,37	2,06
	3s6	PF	3,26	4,27		3s6	PF	3,26	3,27
		VD	3,26	4,27			VD	3,26	3,27
		VL	5,55	3,49			VL	5,55	2,38
DHT	HP	PF	3,56	4,36	DMT	HP	PF	3,56	3,66
		VD	5,55	3,66			VD	5,55	2,99
		VL	8,5	2,63			VL	8,5	1,98
	3s3	PF	3,26	4,47		3s3	PF	3,26	3,76
		VD	5,55	3,66			VD	5,55	2,99
		VL	6,37	3,38			VL	6,37	2,71
	3s6	PF	3,26	4,47		3s6	PF	3,26	3,76
		VD	3,26	4,47			VD	3,26	3,76
		VL	5,55	3,66			VL	5,55	2,99
DLT	HP	PF	3,56	3,4	DMO	HP	PF	3,56	2,83
		VD	5,55	2,7			VD	5,55	2,1
		VL	8,5	1,66			VL	8,5	1,03
	3s3	PF	3,26	3,51		3s3	PF	3,26	2,93
		VD	5,55	2,7			VD	5,55	2,1
		VL	6,37	2,41			VL	6,37	1,81
	3s6	PF	3,26	3,51		3s6	PF	3,26	2,93
		VD	3,26	3,51			VD	3,26	2,93
		VL	5,55	2,7			VL	5,55	2,1
UTML	HP	PF	3,56	2,73	STML	HP	PF	3,56	2,11
		VD	5,55	1,76			VD	5,55	0,87
		VL	8,5	0,34			VL	8,5	-0,97
	3s3	PF	3,26	2,87		3s3	PF	3,26	2,3
		VD	5,55	1,76			VD	5,55	0,87
		VL	6,37	1,37			VL	6,37	0,35
	3s6	PF	3,26	2,87		3s6	PF	3,26	2,3
		VD	3,26	2,87			VD	3,26	2,3
		VL	5,55	1,76			VL	5,55	0,87
HTML	HP	PF	3,56	-0,02			PF	3,56	-0,02
		VD	5,55	-2,64			VD	5,55	-2,64
		VL	8,5	-6,54			VL	8,5	-6,54
	3s3	PF	3,26	0,38			PF	3,26	0,38
		VD	5,55	-2,64			VD	5,55	-2,64
		VL	6,37	-3,73			VL	6,37	-3,73
	3s6	PF	3,26	0,38			PF	3,26	0,38
		VD	3,26	0,38			VD	3,26	0,38
		VL	5,55	-2,64			VL	5,55	-2,64

Source : Auteur, 2024

Les cases jaunes indiquent des valeurs non cohérentes avec la cartographie ou désuet à une situation clinique

Tableau 10A : Moyenne des profondeurs de photopolymérisation calculée selon le matériau, la résine composite, et le programme de photopolymérisation

CAD-CAM	Moyenne des épaisseurs pour toute résine composite confondue	Moyenne des épaisseurs pour chaque résine composite		Moyenne des épaisseurs pour chaque programme de photopolymérisation	
RHT	3,6	PF	4,23	HP	3,34
		VD	3,75	3s3	3,4
		VL	3,06	3s6	4,01
RLT	2,6	PF	3,24	HP	2,26
		VD	2,68	3s3	2,57
		VL	1,89	3s6	2,98
DHT	3,86	PF	4,43	HP	3,56
		VD	3,93	3s3	3,84
		VL	2,99	3s6	4,2
DMT	3,18	PF	3,73	HP	2,88
		VD	3,25	3s3	3,15
		VL	2,56	3s6	3,51
DLT	2,9	PF	3,48	HP	2,59
		VD	2,97	3s3	2,87
		VL	2,26	3s6	3,24
DMO	2,3	PF	2,9	HP	1,99
		VD	2,38	3s3	2,28
		VL	1,65	3s6	2,66
UTML	2,04	PF	2,82	HP	1,61
		VD	2,13	3s3	2
		VL	1,16	3s6	2,5
STML	1,22	PF	2,24	HP	0,67
		VD	1,35	3s3	1,76
		VL	0,08	3s6	1,82
HTML	-1,9	PF	0,25	HP	-3,07
		VD	-1,64	3s3	-2
		VL	-3,94	3s6	-0,63

Source : Auteur, 2024

Vu, le Directeur de thèse

Vu, le Doyen de l'UFR d'Odontologie

Docteur Philippe FRANÇOIS

Professeur Vianney DESCROIX

Vu, le Président d'Université Paris Cité

Professeur Édouard KAMINSKI

Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Vianney DESCROIX

Profondeur de photopolymérisation de différentes résines composites à travers divers matériaux CAD-CAM

Timothy Fasham. Profondeur de photopolymérisation de différentes résines composites à travers divers matériaux CAD-CAM. 2024. p. 102 : ill., graph., tabl. Réf. bibliographiques p. 71-75.

Sous la direction de M. le Docteur Philippe François

Université Paris Cité
UFR d'Odontologie
1, rue Maurice Arnoux - 92120 Montrouge
5, rue Garancière - 75006 Paris