



HAL
open science

Le collage au composite chauffé: valeur scientifique, ressenti clinique et protocole

Alexandre Pierga

► **To cite this version:**

Alexandre Pierga. Le collage au composite chauffé: valeur scientifique, ressenti clinique et protocole. Sciences du Vivant [q-bio]. 2020. dumas-03297179

HAL Id: dumas-03297179

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03297179v1>

Submitted on 23 Jul 2021

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



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

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 DE PARIS
UFR D'ODONTOLOGIE - MONTROUGE

Année 2020

N° M106

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

Présentée et soutenue publiquement le : 14 décembre 2020

Par

Alexandre PIERGA

**Le collage au composite chauffé : valeur scientifique, ressenti
clinique et protocole**

Dirigée par Mme le Docteur Marie Carite

JURY

M. le Professeur Benjamin Salmon

Président

M. le Docteur Daniel Dot

Assesseur

M. le Docteur Jean-Pierre Attal

Assesseur

Mme le Docteur Marie Carite

Assesseur

M. le Docteur Phillipe François

Invité



Tableau des enseignants de l'UFR

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE PRÉVENTION ET	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme DURSUN Mme VITAL	Mme BONNET M. COURSON Mme SMAIL-FAUGERON Mme VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE	Mme LE NORCY	Mme BENAHMED M. DUNGLAS Mme KAMOUN
	PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	M. PIRNAY	Mme GERMA
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme COLOMBIER Mme GOSSET	M. BIOSSE DUPLAN M. BRUN (MCU associé) M. GUEZ
	CHIRURGIE ORALE	M. MAMAN Mme RADOÏ	Mme EJEIL M. GAULTIER M. HADIDA M. MOREAU M. NGUYEN Mme TAÏHI
	BIOLOGIE ORALE	Mme CHAUSSAIN M. GOGLY Mme SÉGUIER Mme POLIARD	Mme ANDRIQUE (MCU associée) M. ARRETO Mme BARDET (MCF) M. BOUCHET (MCF) Mme CHARDIN M. FERRE M. LE MAY
3. RÉHABILITATION ORALE	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme BOUKPESSI Mme CHEMLA	Mme BERÈS Mme BESNAULT M. BONTE Mme COLLIGNON M. DECUP Mme GAUCHER
	PROTHÈSES	Mme WULFMAN	M. CHEYLAN M. DAAS M. DOT M. DUPAGNE (MCU associé) M. EID Mme FOUILLOUX-PATEY Mme GORIN M. RENAULT M. RIGNON-BRET M. TRAMBA
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIAUX	M. SALMON	M. ATTAL Mme BENBELAÏD Mme BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) M. BOUTER M. CHARRIER M. CHERRUAU M. FLEITER Mme FRON CHABOUIS Mme MANGIONE Mme TILOTTA
	PROFESSEURS ÉMÉRITES	M. BÉRENHOLC Mme BRION Mme FOLLIGUET M. LASFARGUES M. LAUTROU	M. LEVY M. PELLAT M. PIERRISNARD M. SAFFAR Mme WOLIKOW

Liste mise à jour le 06 octobre 2020

Remerciements

À M. le Professeur Benjamin Salmon

Docteur en Chirurgie dentaire

Spécialiste qualifié en Chirurgie orale

Docteur de l'Université Paris Descartes

Habilité à Diriger des Recherches

Professeur des Universités, UFR d'Odontologie - Montrouge

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Vice-Doyen de l'UFR d'Odontologie - Montrouge

Chef de service de l'hôpital Bretonneau

Qui me faites l'honneur de présider le jury de cette soutenance de thèse d'exercice. L'atmosphère bienveillante et volontaire que vous insufflez à Bretonneau en tant que chef de service m'a permis d'apprendre et de me développer dans les meilleures conditions. Veuillez trouver ici l'expression de ma gratitude.

À M. le Docteur Daniel Dot

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Maître de Conférences des Universités, UFR d'Odontologie - Montrouge

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Qui me faites l'honneur d'accepter de siéger dans ce jury. Votre vision clinique et votre sens du détail sont des savoirs précieux que j'ai hâte de mettre en place à vos côtés. Veuillez trouver ici l'expression de mon sincère 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 - Montrouge

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Vice-Doyen de l'UFR d'Odontologie - Montrouge

Qui me faites l'honneur d'accepter de siéger dans ce jury. Votre approche clinique et vos connaissances scientifiques sont la base de l'exercice que j'espère mettre en place pour mes patients. Veuillez trouver ici l'expression de ma sincère admiration.

À Mme le Docteur Marie Carite

Docteur en Chirurgie dentaire

Assistant Hospitalo-Universitaire, UFR d'Odontologie - Montrouge

Qui me fait l'honneur de diriger cette thèse. Merci pour ta patience, ta générosité et ton encadrement. Merci pour tes conseils toujours précieux lors de mon externat et encore aujourd'hui les mercredis à Bretonneau. Tes explications, ta vision aussi concrète que précise et ta volonté de pousser à la réflexion m'ont grandement aidé lors de ces années. La fin de ce long travail est pour moi l'occasion de t'adresser ma plus sincère reconnaissance.

À M. le Docteur Philippe François

Docteur en Chirurgie dentaire

Assistant Hospitalo-Universitaire, UFR d'Odontologie - Montrouge

Qui me fait l'honneur d'accepter de siéger dans ce jury. Ton encadrement dès le premier jour de clinique m'a permis d'apprendre avec précision et bienveillance. Merci de ta confiance, de ta disponibilité et de toujours chercher à me faire me dépasser. Ta présence lors de mon externat m'a permis de me former avec exigence et envie dans une atmosphère toujours agréable. Trouve ici l'expression de ma sincère gratitude.

REMERCIEMENTS

À ma famille tout d'abord. Merci de toujours m'avoir soutenu et poussé à faire mieux. La fin de ces longues études est pour moi l'occasion de vous remercier pour votre éducation, votre amour et vos (nombreux) coups de pied aux fesses qui m'ont tant aidé à avancer.

Un merci particulier à toi grand-mère de m'avoir accueilli, nourri et supporté lors de mes laborieuses sessions de révisions et de rédaction de cette thèse. Elles auraient été bien moins supportables et efficaces sans toi.

À Paul, mon binôme adoré. Merci pour ces trois folles années d'externat ensemble. Le chemin de la paro à l'endo était imprévisible et je suis heureux de l'avoir fait avec toi. Plus qu'un binôme tu es un ami à qui je dois énormément.

À Lucie, CH, Salomé, Arek, Ryme. Merci de me faire pleurer de rire si souvent, merci pour cet externat que je n'ai pas vu passer. Il me tarde de voir les prochains épisodes de nos aventures (extra)-bretoniennes.

À Fabien. Merci pour ton amitié que ni six mois au loin, ni des services différents, ni les moments compliqués n'ont réussi à faire vaciller. Nos voyages, nos diners, nos longues discussions sont des souvenirs que je chéris énormément.

À Émilie et Jules. Que les retrouvailles au ponton soient nombreuses, toujours aussi riches en rires et en réflexions. Merci pour votre présence, votre soutien et vos (souvent) bons conseils.

À Iris et Anne. Merci pour les fous rires. Merci pour les potins. Merci pour votre amitié inébranlable.

Merci à Alice, Thomas, Alexis, Eugénie, Muriel, Marie et Jade d'avoir été ma si belle et si précieuse promotion d'adoption.

À Philippe, Marie, Zeina et Fleur. Merci de m'avoir donné et fait confiance dès les premiers jours de mon externat. Votre bienveillance et vos conseils sont des cadeaux qui m'ont aidé à avancer.

À tous les enseignants, étudiants et membres paramédicaux de Bretonneau, merci d'avoir fait de mes jours dans le service ceux que j'attendais et attends encore le plus dans ma semaine.

Merci à Clarisse, Claire², Pierre, Maxime, Swann, Jean, Manon, Marion et les besties d'avoir été des piliers parallèles et pourtant centraux de ces longues années d'études.

Merci à tous ceux que je n'ai pas ici cité mais qui ont été à mes côtés à la fac et lors de tous ces beaux événements passés ensemble. Quelles belles années.

Table des matières

INTRODUCTION	3
1 : METHODOLOGIE DE RECHERCHE BIBLIOGRAPHIQUE	4
2 : LES COMPOSITES ET LEURS REACTIONS A LA CHAUFFE	6
2.1 DEFINITIONS	6
2.2 LA MATRICE ORGANIQUE	7
2.2.1 <i>La résine matricielle</i>	7
2.2.2 <i>Le système de polymérisation</i>	8
2.2.3 <i>Les abaisseurs de viscosité et les autres additifs</i>	10
2.3 LES CHARGES.....	10
2.3.1 <i>Classification des composites</i>	11
2.3.2 <i>Influence des charges sur les propriétés des composites</i>	11
2.4 PROPRIETES MECANIQUES ET DE POLYMERISATION DES COMPOSITES.	12
2.4.1 <i>Le degré de conversion</i>	12
2.4.2 <i>Dureté de Vickers</i>	13
2.4.3 <i>Retrait et stress de polymérisation</i>	14
2.4.4 <i>Thixotropie</i>	15
2.5 EFFETS DE LA CHAUFFE SUR LES COMPOSITES	15
2.5.1 <i>Effet sur la viscosité</i>	16
2.5.2 <i>Effet sur la dureté de Vickers</i>	17
2.5.3 <i>Effet sur le degré de conversion</i>	17
3 : L'ASSEMBLAGE AU COMPOSITE CHAUFFE : ETUDE SUR LE RESENTI DES PRATICIENS	19
3.1 ÉTAT DES LIEUX CLINIQUE.....	19
3.2 PRESENCE DU COLLAGE DANS LA PRATIQUE DES REpondANTS	20
3.3 SYSTEME DE COLLAGE	21
3.4 RESENTI INDIVIDUEL SELON LA TECHNIQUE UTILISEE	22
3.4.1 <i>Ressenti au premier collage</i>	22
3.4.2 <i>Ressenti lors des collages suivants</i>	23
3.5 AUTO-EVALUATION DES COMPETENCES	24
3.6 HABITUDES DE TRAVAIL	25
3.6.1 <i>Technique utilisée en collage suivant la localisation</i>	25
3.6.2 <i>Technique utilisée en collage suivant le type de pièce prothétique</i>	27
3.7 AVANTAGES SUBJECTIFS DE CHAQUE TECHNIQUE	29
3.7.1 <i>Items pré-rédigés</i>	29
3.7.2 <i>Expression libre</i>	30
3.8 TECHNIQUE D'ASSEMBLAGE RETENUE.....	31
3.9 INQUIETUDES SUR LE COMPOSITE CHAUFFE.....	31
3.9.1 <i>Groupe 1</i>	32
3.9.2 <i>Groupe 2</i>	33
3.10 CONCLUSIONS ET REFLEXIONS	33
4 : LES SPECIFICITES DU COLLAGE AU COMPOSITE CHAUFFE	35
4.1 LA PHOTOPOLYMERISATION EN PROFONDEUR	35
4.1.1 <i>La photopolymérisation à travers 2 à 4mm : Etude de Acquaviva et Al</i>	35
4.1.2 <i>Polymérisation à travers 7.5mm : Étude de Gregor et al</i>	37
4.1.3 <i>Quelles solutions cliniques ?</i>	39
4.2 ASSISE PROTHETIQUE ET ADAPTATION MARGINALE.....	42
4.2.1 <i>Assise prothétique</i>	42
4.2.2 <i>Adaptation marginale</i>	42

4.2.3 Solutions cliniques	43
4.3 RESISTANCE MECANIQUE ET VALEUR D'ADHERENCE.....	43
4.3.1 En postérieur	43
4.3.2 En antérieur	44
4.4 GESTION ESTHETIQUE	45
4.5 EFFETS DE LA CHAUFFE	45
4.5.1 Effets biologiques	45
4.5.2 Effets sur les composites.....	46
5 : PROTOCOLE D'ASSEMBLAGE D'UNE PIECE PROTHETIQUE AU COMPOSITE CHAUFFE	47
5.1 PRE-REQUIS	47
5.1.1 Isolation	47
5.1.2 Préparation de la pièce prothétique.....	49
5.1.3 Préparation dentaire ;	49
5.2 ASSEMBLAGE	50
5.3 POLYMERISATION FINALE ET REGLAGES	55
5.4 RECAPITULATIF DU PROTOCOLE	58
CONCLUSION	59
BIBLIOGRAPHIE	60
TABLE DES FIGURES	63
TABLE DES TABLEAUX.....	65

Introduction

Le changement de paradigme initié par le gradient thérapeutique¹ pousse les dentistes actuels à faire du collage une solution majeure de leur arsenal thérapeutique. Aux couronnes périphériques scellées se substituent de plus en plus les possibilités de restaurations indirectes partielles de type inlay, onlay ou overlay.

Bien que des zones de rétention incluses dans la préparation dentaire améliorent la longévité des onlays, c'est bien la qualité du collage qui est présentée comme le facteur central de la longévité prothétique².

La grande majorité des collages actuels est réalisée à l'aide de colles duales. Cependant, les présentations dans les conférences ou sur les réseaux sociaux font de plus en plus appel au collage via un composite de restauration classique chauffé.

Face à cet emploi croissant, il est intéressant de s'interroger sur cette technique. Pourquoi les leaders d'opinion la favorisent-ils de plus en plus ? Trouve-t-on des études scientifiques publiées validant son efficacité mécanique et biologique ? Est-elle répandue chez les dentistes actuels ? Quel matériel est nécessaire pour une réalisation fiable de ce protocole ? Quel protocole reproductible peut être proposé ?

A travers une étude bibliographique sur les composites, la photopolymérisation et un sondage de près de 400 praticiens, nous allons apporter des éléments de réponse à ces questions et voir si cette technique cliniquement attirante est également scientifiquement fiable.

¹ Tirlet et Attal, « Le gradient thérapeutique ».

² Abduo et Sambrook, « Longevity of ceramic onlays ».

1 : Méthodologie de recherche bibliographique

Après une première réflexion sur les différents thèmes à aborder dans le cadre de la rédaction de cette thèse, nous avons cherché à réaliser une équation de recherche PUBMED englobant le plus vastement le sujet du composite chauffé. Nous avons donc mis en place des critères d'inclusion larges, diminuant ainsi les risques d'omettre un article important.

Mots clés de recherche bibliographique :

- Dentistry
- Composite resine
- Heat* or warm* (les * permettant d'inclure les déclinaisons grammaticales de ces mots).

Critères d'exclusion :

- Articles non disponibles dans leur intégralité
- Les articles datant de plus de 10 ans

Bien que la chauffe du composite soit plus ancienne, son utilisation était réservée à la dentisterie conservatrice directe. Ce dernier critère d'exclusion nous semble nécessaire.

Cependant nous nous sommes laissé la possibilité d'ajouter des articles régulièrement cités ou conseillés au cours de ce travail.

Après lecture des titres et élimination des articles ne traitant pas du composite chauffé, 35 sont conservés. Après la lecture de leurs abstracts, 21 sont conservés.

Nous éliminons ceux traitant uniquement des colles duales et non anglophone ou francophone.

Après lecture des 21 articles dans leur intégralité, 3 sont régulièrement cités de 2008 et 2009. Nous les avons donc ajoutés manuellement.

Nous nous sommes également laissé la possibilité de rajouter manuellement des articles que notre recherche n'aurait pas inclus. C'est notamment le cas sur les notions de photopolymérisation en profondeur ou sur les différentes générations de LED.

Les enseignements des années universitaires à Paris Descartes et un référentiel du Dr Raskin sur les composites ont été ajoutés pour les notions fondamentales de biomatériaux.

Le tableau ci-dessous présente les différents temps de recherche, de lecture et d'ajouts pour assembler la bibliographie nécessaire à la rédaction de cette thèse.

Tableau 1 : Méthodologie de recherche PubMed

Méthode	Nombre de références
(dentistry[MeSH Terms] AND composite resin[MeSH Terms])	20821
((dentistry[MeSH Terms] AND composite resin[MeSH Terms]) AND heat*)	473
((dentistry[MeSH Terms] AND composite resin[MeSH Terms]) AND ((heat*) OR warm*))	511
Full text	357
10 years	135
Lecture titres	35
Après lecture abstract	21
Après lecture complète	17
Ajouts manuels	32

Source : Auteur, 2020.

2 : Les composites et leurs réactions à la chauffe

2.1 Définitions

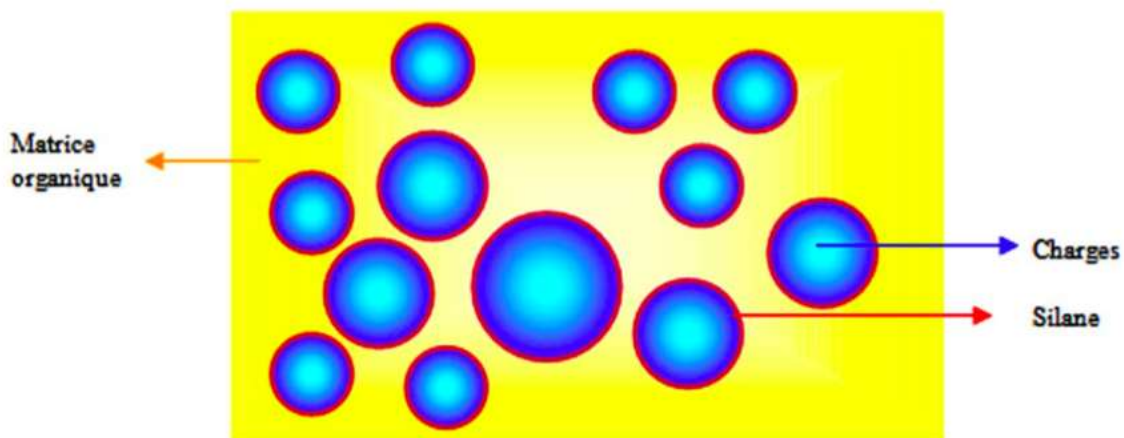
De manière générale, on définit un composite comme :

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

Cependant, en odontologie une définition plus précise des résines composites, faisant consensus a été proposée³ :

Matériau constitué d'une matrice organique résineuse et d'un renfort constitué de charges. La cohésion entre ces deux matériaux est assurée par un agent de couplage, le silane.

Figure 1 : Représentation schématique d'une résine composite dentaire



Source : Raskin, « Les résines composites », 2009-2010.

Le rapport entre la phase organique et les charges peut varier ainsi que les composants et la nature de chaque partie des composites.

De ces variations de nombre et de nature découlent différents composites aux propriétés et donc aux usages différents. Une bonne compréhension du rôle de chaque élément est ainsi nécessaire avant d'envisager plus concrètement l'utilisation des composites en collage.

³ Raskin, « Les résines composites ».

2.2 La matrice organique

La matrice des composites dentaires est constituée schématiquement de :

- résine matricielle
- systèmes de polymérisation
- abaisseurs de viscosité
- divers additifs

Selon les composites, cette matrice organique représente de 25 à 50 % du volume total.

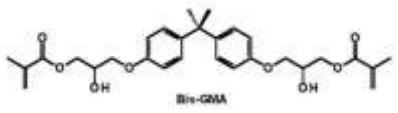
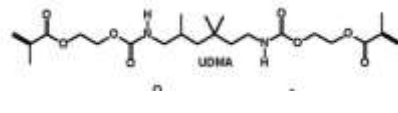
2.2.1 La résine matricielle

C'est la partie réactive du composite c'est-à-dire la partie qui va polymériser et permettre le gain de dureté du matériau. Avant polymérisation, elle apporte au matériau sa consistance plastique permettant sa manipulation clinique. Après polymérisation, elle assure la cohésion des différents constituants entre eux.

On retrouve historiquement deux types de monomères : le Bis-GMA et l'UDMA.

De leur chimie différente découlent des propriétés différentes. Les cycles aromatiques du Bis-GMA augmentent sa viscosité avant la polymérisation donnant des composites plus compacts lors de leur utilisation. Parallèlement, ces cycles permettent de diminuer la rétraction de prise lors de la photopolymérisation. De l'autre côté, le poids moléculaire élevé de l'UDMA le rend moins toxique pour la pulpe dentaire et les tissus environnants.⁴

Tableau 2 : Comparatif des molécules de résine matricielle

	Bis-GMA	UDMA
Formule		
Poids moléculaire	+	+++
Viscosité	+++	+
Retrait de polymérisation	+	+++
Biocompatibilité	--	-

Source : Auteur, 2020.

⁴ Yoshii, « Cytotoxic effects of acrylates and methacrylates ».

Lorsque l'on sait que cette résine matricielle constitue la plus grande partie de la matrice organique, on comprend bien que le choix du monomère influe grandement sur les propriétés finales du composite.

Nous avons présenté ici les deux composants historiques et majoritaires des résines matricielles. Notons cependant que d'autres monomères ont été introduits sur le marché et peuvent remplacer ou compléter les précédents dans certaines formulations commerciales.⁵

2.2.2 Le système de polymérisation

2.2.2.1 La photopolymérisation⁶

Le principe de réaction des composites est de transformer ces monomères en une chaîne polymérisée, apportant ainsi les propriétés physiques, chimiques et optiques finales du composite dentaire. Ce phénomène de polymérisation doit cependant être initié par des initiateurs de polymérisation.

L'initiation de la polymérisation se fait classiquement par les photons : c'est la photopolymérisation. Les photons présents dans une source lumineuse vont venir apporter de l'énergie aux initiateurs de polymérisation présents dans la matrice : les photosensibilisateurs.

Les photosensibilisateurs vont ensuite activer un amorceur, le plus souvent une amine tertiaire afin de créer un radical libre. Ce radical libre est une espèce chimique très réactive en recherche d'électron pour se stabiliser. Le cycle aromatique du Bis-GMA et la double liaison C=C de l'UDMA constituent ces zones riches en électron.

Le monomère matriciel se retrouve ainsi activé et à son tour instable. Commence ainsi la phase de propagation où le monomère instable va attaquer un monomère classique et venir former une chaîne polymérique.

⁵ Fugolin et Pfeifer, « New resins for dental composites ».

⁶ Rueggeberg et al., « Light curing in dentistry and clinical implications ».

Cette réaction en chaîne se propage jusqu'à ce que :

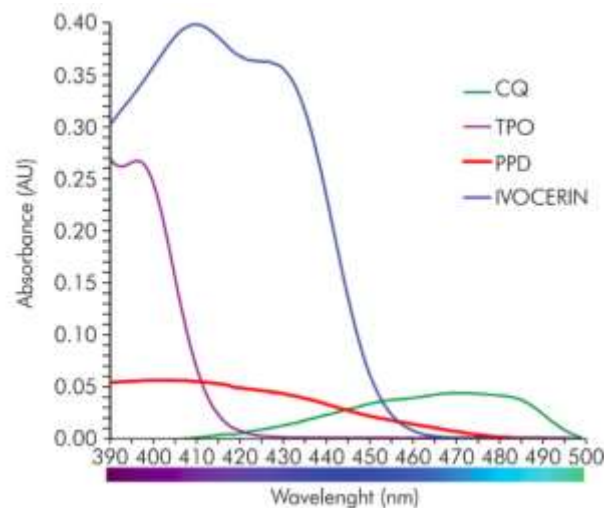
- deux monomères instables fusionnent ensemble
- ou, la concentration en monomères diminuant et la viscosité augmentant, la chaîne polymérique ne trouve plus de monomère et sature son extrémité réactive via un ion H⁺.

2.2.2.2 Photoinitiateurs et longueur d'onde

On trouve 3 photoinitiateurs majoritaires sur le marché :

- La Camphoroquinone (CQ) avec un pic d'absorption à 466,5nm
- La Lucirin TPO avec un pic d'absorption à 400nm
- Le PhénylPropanedione avec un pic d'absorption à 390nm⁷

Figure 2 : Spectre d'absorption des différents photoinitiateurs



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

Pour activer ces photoinitiateurs permettant à la chaîne de polymérisation de commencer, il est nécessaire d'utiliser une lampe émettant des photons de longueur d'onde proche du photoinitiateur visé. La CQ a été le photoinitiateur le plus utilisé pendant longtemps mais sa teinte jaune a poussé les fournisseurs à en créer de nouveaux. Ils sont maintenant utilisés seuls ou à plusieurs afin de permettre un phénomène de potentialisation de la polymérisation.⁸

⁷ Rueggeberg et al.

⁸ Rueggeberg et al.

La connaissance du système photosensibilisateur ainsi que la longueur d'onde des photons émis par la lampe du praticien sont deux variables à prendre nécessairement en compte pour optimiser cette photopolymérisation. Nous reviendrons plus loin sur l'importance du choix de la lampe à photopolymériser utilisée.

2.2.3 Les abaisseurs de viscosité et les autres additifs

Le Bis-GMA et l'UDMA sont des molécules à fort poids moléculaire. L'ajout dans un second temps de charges minérales vient encore renforcer ce poids moléculaire et donc la viscosité des matériaux ce qui rendrait ces produits inutilisables cliniquement car peu malléables.

Pour compenser cela, des dérivés de Bis-GMA sont ajoutés. Ces monomères de plus faible poids moléculaire permettent de diminuer la viscosité du matériau, au prix d'une augmentation de la rétraction de prise lors de la polymérisation. Le contrôleur de viscosité le plus utilisé est le TEGDMA. Nous verrons plus bas des alternatives physiques (chauffe et thixotropie) à la diminution de la viscosité permettant de compenser partiellement la concentration nécessaire en monomère de bas poids moléculaire. L'objectif est de diminuer la rétraction de prise.⁹

Dernière partie de la matrice, des inhibiteurs de prise sont présents pour éviter une polymérisation spontanée des composites afin de conserver ces composites plusieurs mois.

2.3 Les charges

Liées à la matrice via le silane, elles ont plusieurs rôles :

- Renforcer mécaniquement les composites
- Diminuer l'importance du retrait de polymérisation
- Influencer sur l'esthétique
- Donner la radio-opacité

On distingue les charges minérales, essentiellement des dérivées de silice et les charges organiques qui sont en réalité de la matrice polymérisée implantée dans la résine matricielle. Il est possible de trouver des charges organo-minérales c'est-à-dire un cœur minéral dans une enveloppe organique.

Au-delà de la nature, c'est surtout la taille et le pourcentage de ces charges qui nous intéressent.

⁹ Raskin, « Les résines composites ».

2.3.1 Classification des composites

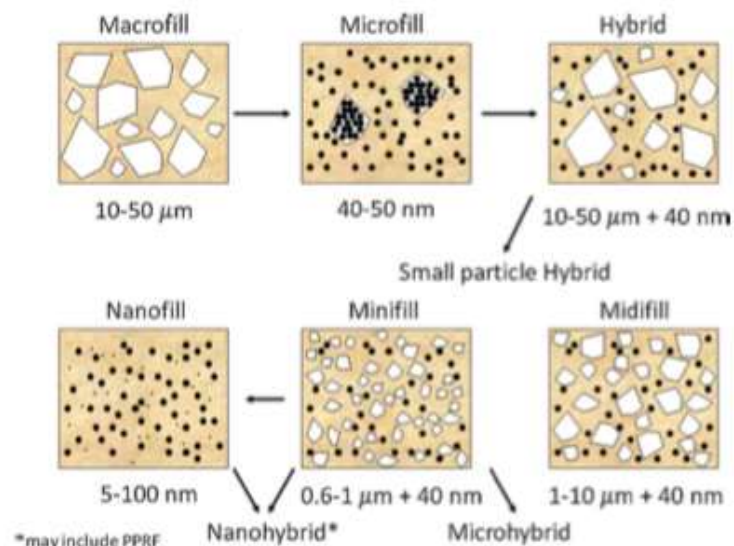
La classification la plus utilisée dans les composites actuellement se fait selon la taille des charges. On distingue ainsi les macrochargés, microchargés et les hybrides.

Les macrochargés, désormais presque inexistant, sont constitués de charges de plus de $10\mu m$.

Les microchargés eux sont constitués de charges entre $0,01\mu m$ et $0,1\mu m$.

La grande majorité des composites actuels sont des hybrides c'est-à-dire un mélange de particules de différentes tailles. On les subdivise en hybrides microchargés (taille moyenne des charges inférieure à $1\mu m$) en microhybrides nanochargés (taille moyenne inférieure à $0,4\mu m$).¹⁰

Figure 3 : Classification des composites



Source : Ferracane, « Resin composite : state of the art ». 2011.

2.3.2 Influence des charges sur les propriétés des composites

Globalement, l'augmentation du nombre de charges et donc de leur volume relatif par rapport à la matrice entraîne une augmentation des propriétés mécaniques des composites. Ainsi, un volume de charges supérieur à 60 % du volume du composite permet d'avoir une résistance mécanique nettement améliorée. En moyenne, les composites fluides ont un volume de charge de 45 % là où les composites de viscosité classique sont plutôt entre 55 et 65 %.

¹⁰ Ferracane, « Resin composite : state of the art ».

D'autre part, augmenter les charges réduit la rétraction de polymérisation, le stress de polymérisation et l'expansion thermique, ces trois critères étant déterminés par la matrice.

La taille des charges influe également sur les propriétés. Une diminution de la taille des particules améliore les propriétés optiques et l'état de surface des composites ainsi que leur simplicité au polissage.¹¹

Globalement, il est donc intéressant de diminuer la taille des charges et d'en augmenter leur densité. Malheureusement, cela se fait au coût d'une forte augmentation de la viscosité du composite et rend donc son utilisation plus complexe. L'existence de charges organo-minérales permet de partiellement répondre à cette problématique en apportant de la résine dans la charge organique pour compenser la rigidité causée par les particules.¹²

La connaissance de ces différentes familles et de l'influence relative de la matrice et des charges sera nécessaire lorsque nous réfléchirons au composite « idéal » à employer pour cette technique de collage.

2.4 Propriétés mécaniques et de polymérisation des composites.

La manière la plus utilisée pour évaluer et comparer des composites est d'étudier les propriétés mécaniques de ces derniers.

Ainsi, un rappel d'un certain nombre de ces propriétés est nécessaire, nous pourrions en tirer des hypothèses sur l'utilisation des composites chauffés pour le collage des restaurations indirectes.

2.4.1 Le degré de conversion

On appelle degré de conversion le pourcentage de doubles liaisons carbone-carbone ayant réagi lors de la réaction de polymérisation radicalaire pour donner des simples liaisons carbone-carbone, c'est-à-dire le pourcentage de monomères ayant réagi et s'étant convertis en polymères.¹³

¹¹ Ferracane.

¹² Raskin, « Les résines composites ».

¹³ Raskin.

Ce taux est intéressant à connaître pour deux raisons :

- Les monomères n'ayant pas réagi sont potentiellement sujets à être relargués dans l'environnement buccal plus facilement que les polymères de haut poids moléculaires. Ce relargage monomérique s'accompagne des problématiques de toxicité sur la dent, le parodonte et la santé générale.
- On peut corréler ce degré de conversion avec l'importance des propriétés mécaniques des composites. Plus précisément, plus un composite se convertit, plus ses propriétés mécaniques augmentent et plus le collage est performant.¹⁴

Ce degré de conversion dépend à la fois des composants internes du composite mais également des conditions de polymérisation de ce dernier. Nous verrons dans les parties suivantes notamment l'influence de la chauffe, du temps de polymérisation et de la puissance de la lampe sur le taux de conversion.

2.4.2 Dureté de Vickers

La dureté de Vickers est définie comme la résistance qu'oppose un corps à une déformation locale.¹⁵ Cette valeur peut être utilisée comme un moyen relatif d'évaluer la résistance d'un composite à l'usure.¹⁶

Un certain nombre d'auteurs invitent à utiliser cette mesure comme une alternative à la norme ISO 4049 qui spécifie les exigences relatives aux produits dentaires de restauration à base de polymères. Ainsi, la dureté de Vickers peut être mesurée plus facilement et extrapolée au taux de conversion.¹⁷

On peut donc relier les paramètres, dureté de Vickers, taux de conversion et propriétés mécaniques d'un composite.

¹⁴ Xu, Sandras, et Burgess, « Shear bond strength with increasing light-guide distance from dentin ».

¹⁵ Raskin, « Les résines composites ».

¹⁶ Ilie et al., « Academy of dental materials guidance-resin composites ».

¹⁷ Bouschlicher, Rueggeberg, et Wilson, « Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions ».

2.4.3 Retrait et stress de polymérisation

2.4.3.1 Retrait de polymérisation

Lors de la polymérisation des composites, tous présentent un phénomène de retrait de polymérisation. Ce retrait de polymérisation correspond à une diminution de volume engendrée par deux monomères qui se co-polymérisent par rapport au volume qu'ils occupaient chacun individuellement. C'est un phénomène propre à la composition de la résine composite. Certains composites actuels présentent un retrait de polymérisation de 0,5 à 1 % ce qui est considéré comme acceptable et compatible avec la pérennité d'une restauration.¹⁸

Il y a un lien direct entre volume de matrice et retrait de polymérisation. Plus il y a de charges, moins il y a de matrice et moins le retrait de polymérisation est important. C'est pour cela que le retrait de polymérisation est particulièrement important avec les composites fluides.

Dans son étude sur le retrait de polymérisation des composites à différentes températures, Calheiros rappelle d'ailleurs que « les composites avec peu de charges, comme par exemple les colles duales, présentent un retrait de polymérisation significativement supérieur ».¹⁹

2.4.3.2 Stress de polymérisation

Lors de la polymérisation, la viscosité du composite augmente progressivement passant d'une texture fluide, à une phase de gel et finissant en une phase vitrifiée. Au fur et à mesure de la perte de ces capacités de fluidité, les capacités de résistance mécanique et de collage augmentent. Comme nous l'avons vu au-dessus, un retrait de polymérisation apparaît nécessairement. Toute zone de collage, ou d'opposition à ce retrait de polymérisation cause l'apparition de forces mécaniques regroupées sous le terme de stress de polymérisation.²⁰

Ce stress de polymérisation peut avoir comme conséquences l'apparition de micro-inadaptations causant reprise carieuse, hypersensibilité dentinaire, perte de restaurations ou micro-fissures de la restauration ou des tissus dentaires.²¹

¹⁸ Ferracane, « Resin composite : state of the art ».

¹⁹ Calheiros et al., « Effect of temperature on composite polymerization stress and degree of conversion ».

²⁰ Soares et al., « Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements : what do we need to know? »

²¹ Soares et al.

Ce stress de polymérisation augmente avec :

- Le facteur C, c'est-à-dire le nombre de surfaces de composite collées aux parois cavitaires sur le nombre de ses surfaces libres
- L'épaisseur de l'incrément de composite
- La vitesse de polymérisation

L'épaisseur de composite semble être un facteur clé et les études tendent à montrer qu'une très fine couche de matériau composite, typiquement l'épaisseur laissée lors d'un collage, entraîne un stress de polymérisation négligeable et n'influe pas sur l'adhésion.^{22 23}

2.4.4 Thixotropie

2.4.4.1 Définition

Un corps est dit thixotrope lorsqu'il peut passer d'un état solide à un état liquide sous l'effet d'une contrainte constante. Ce phénomène est réversible.

2.4.4.2 Apport en pratique

Les composites dentaires sont des matériaux thixotropes. C'est-à-dire que l'application de forces de vibrations permet d'augmenter leur fluidité de manière temporaire et réversible. Cette caractéristique, en plus de simplifier l'usage pratique, permet également d'améliorer les forces de collage en permettant une meilleure micro-pénétration dans les tubulis dentinaires.²⁴

2.5 Effets de la chauffe sur les composites

L'idée de chauffer les composites vient avant tout d'un constat et d'une utilité clinique, en chauffant un composite, on diminue sa viscosité. Grâce à cette viscosité moindre, la manipulation devient plus aisée ce qui a un réel intérêt en odontologie conservatrice²⁵.

²² De Jager, Pallav, et Feilzer, « Finite element analysis model to simulate the behavior of luting cements during setting ».

²³ Dejak et Młotkowski, « A comparison of stresses in molar teeth restored with inlays and direct restorations, including polymerization shrinkage of composite resin and tooth loading during mastication ».

²⁴ Niem, Schmidt, et Wöstmann, « Bonding resin thixotropy and viscosity influence on dentine bond strength ».

²⁵ Soares et al.

Avec la démocratisation de ce procédé sont apparues des études sur les effets mécaniques et biologiques de la chauffe sur les composites.

2.5.1 Effet sur la viscosité

Dans une étude faite sur un composite à base de Bis-GMA, Lucey et al se sont intéressés aux valeurs de viscosité réelles selon la température et leur évolution dans le temps.²⁶

Dans le tableau ci-dessous, ils comparent les valeurs d'un même composite laissé à température ambiante et chauffé à 60°C au cours du temps.

On remarque dans un premier temps que la chauffe du composite permet de diminuer la viscosité de plus de moitié. Cependant, le composite regagne vite en rigidité sans pour autant rejoindre son état initial même après deux minutes laissés à l'air libre. Si, comme beaucoup d'études l'admettent, on associe faible viscosité et confort d'utilisation, la chauffe d'un composite apparait comme un outil intéressant pour le praticien en odontologie conservatrice. Comme nous le verrons plus tard, la diminution de cette viscosité est également une condition essentielle à la mise en place et la polymérisation complète d'un composite de restauration utilisé comme colle.

Tableau 3 : Évolution de la viscosité (en Pa) selon le temps (en s) et la chauffe d'un même composite

Time (s)	10	30	60	90	120
Group #1: 60 °C	285 (13)	308 (12)	334 (13)	355 (13)	377 (11)
Group #2: 24 °C	642 (35)	685 (34)	723 (30)	765 (21)	800 (23)

Corresponding data for each time are significantly different (p < 0.001).

Source : Lucey et al., « Effect of pre-heating on the viscosity and microhardness of a resin composite ». 2010.

²⁶ Lucey et al., « Effect of pre-heating on the viscosity and microhardness of a resin composite ».

2.5.2 Effet sur la dureté de Vickers

De la même manière, l'étude précédente se penche sur la dureté de Vickers de ce même composite 24h après polymérisation d'un bloc de 1,5mm.

Tableau 4 : Comparatif de la microdureté de Vickers (VHN) à différentes profondeurs et températures

VHN	Top	Bottom	Bottom/top ratio
Group #3: 60 °C	68.6 (2.3) ^a	68.7 (1.8) ^a	1.00 ^c
Group #4: 24 °C	60.6 (1.4) ^b	59.0 (3.5) ^b	0.97 ^c

Similar superscripts indicate no significant difference ($p < 0.001$).

Source : Lucey et al., « Effect of pre-heating on the viscosity and microhardness of a resin composite ». 2010.

On constate que l'augmentation de la température permet une augmentation de la rigidité finale du composite de manière significative. De plus, le composite a été polymérisé pendant 30 secondes à 570mW/cm² et cela permet d'obtenir une dureté similaire à 1,5mm de profondeur. L'auteur justifie cette épaisseur comme l'incrément moyen lors d'une restauration directe. Nous reviendrons plus loin sur la profondeur de polymérisation et l'intensité de photopolymérisation nécessaire.

2.5.3 Effet sur le degré de conversion

Comme mentionné plus haut, dureté et degré de conversion sont intimement liés. La dureté augmentant, on s'attend donc également à une amélioration du taux de conversion d'un composite après chauffe.

Calheiros et Al se sont intéressés au degré de conversion d'un composite nanohybride dans différentes conditions de chauffe et différentes durées de photopolymérisation. La source lumineuse fournie était de 630mW/cm² pendant 5 ou 20 secondes avec une chauffe du composite à 22, 40 ou 60°C.²⁷

²⁷ Calheiros et al., « Effect of temperature on composite polymerization stress and degree of conversion ».

Tableau 5 : Degré de conversion d'un composite nanohybride à différentes températures et polymérisés pendant différentes durées

Temperature (°C)	Exposure (s)	
	5	20 [*]
22 [*]	33.0 (2.9) D	45.4 (1.8) C
40	45.1 (0.5) C	54.9 (0.4) B
60	53.7 (2.7) B	63.4 (1.9) A

Source : Calheiros et al., « Effect of temperature on composite polymerization stress and degree of conversion ». 2014.

Ce tableau permet de tirer une double conclusion sur l'augmentation significative du taux de conversion d'un composite par :

- Une augmentation de la température du composite
- Une augmentation de la durée de photopolymérisation

Plus précisément, on remarque qu'une augmentation de 20°C permet de diminuer de 15 secondes le temps de polymérisation pour atteindre un degré de conversion identique. Cette amélioration du degré de conversion est expliquée par la diminution de l'encombrement stérique c'est-à-dire que le gain de fluidité démontré ci-dessus permet une augmentation de la mobilité des monomères et donc une captation améliorée de ces derniers par les différents polymères.

Il est cependant important de préciser que cette étude est faite en conditions isothermes c'est-à-dire avec un composite polymérisé dans un état de chauffe constant. En clinique, le composite perd sa température et donc sa fluidité rapidement entre le chauffe-composite et son application sur la dent.²⁸ Cependant, comme vu précédemment, la thixotropie du composite permet de diminuer temporairement sa fluidité. Si cette fluidité, en diminuant l'encombrement stérique, permet à son tour d'améliorer le degré de conversion, la thixotropie allongeant la durée de fluidité du composite permet de partiellement conserver les propriétés de la chauffe dans le temps, même dans des conditions cliniques non isothermes.

²⁸ Daronch et al., « Clinically relevant issues related to preheating composites ».

3 : L'assemblage au composite chauffé : étude sur le ressenti des praticiens

3.1 État des lieux clinique

Lors de conférences ou au détour de présentations de cas sur les réseaux sociaux, les conférenciers et leader d'opinions utilisent souvent le composite chauffé dans l'assemblage de leurs pièces prothétiques. Malgré tout cette technique d'assemblage reste peu utilisée et très peu étudiée dans les publications scientifiques.

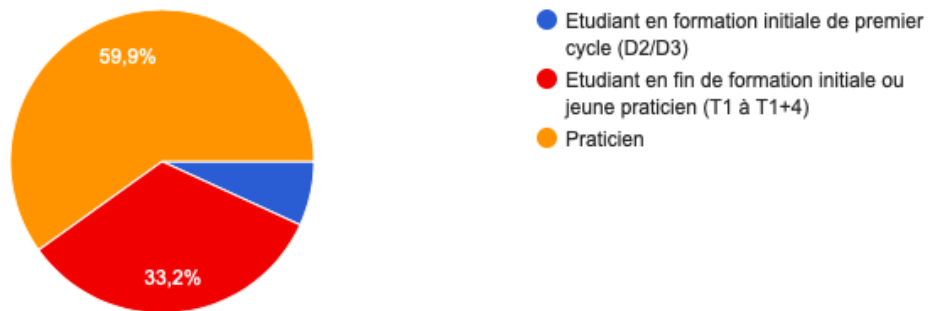
Devant ce constat, nous avons réalisé un sondage adressé via les réseaux sociaux, groupes de dentistes ou d'étudiants. L'objectif était de collecter un ressenti purement subjectif d'un maximum de praticiens sur le collage au composite chauffé. Les questions ont été pensées pour inclure tant les habitués de cette technique, ceux la connaissant sans l'appliquer et ceux ne l'ayant jamais utilisée.

L'intérêt étant de connaître les habitudes, les certitudes, les avantages et les réserves que peuvent avoir différents praticiens sur cette méthode.

Nous avons récolté 394 réponses. Les répondants se répartissent ainsi :

- 27 étudiants en formation initiale (6,9 %) : catégorie étudiants
- 131 étudiants en fin de formation initiale ou diplômés depuis moins de 4 ans (33,2 %) : catégorie jeunes praticiens
- 236 praticiens (59,9 %) : catégorie praticiens

Figure 4 : Répartition des réponses selon les trois différents groupes

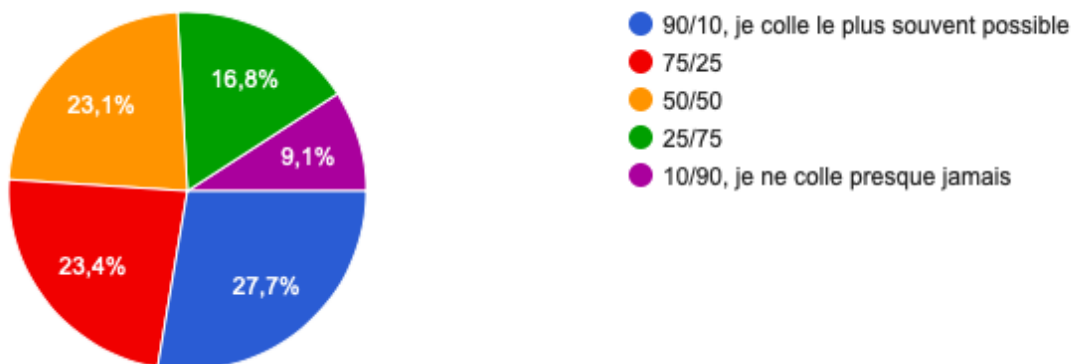


Source : Auteur, 2020.

3.2 Présence du collage dans la pratique des répondants

Question : En prothèse conjointe, quel est votre ratio collage/scellement conventionnel ?

Figure 5 : Ratio collage/scellement chez l'intégralité répondants



Source : Auteur, 2020.

D'après ce questionnaire, près de 75 % des répondants collent dans plus de 50 % des cas. Cela confirme que le collage occupe une place grandissante dans la pratique des chirurgiens-dentistes.

Autre donnée intéressante, ramené aux catégories « Jeunes praticiens » et « étudiants » (= 158 personnes), 135 collent au moins 50 % du temps soit 85,4 %. Plus marquant encore, 107 d'entre eux, soit 67,7 % collent dans au moins 75 % des cas.

Sur l'échantillon représenté par notre questionnaire, le collage prend donc une place importante et même grandissante dans les jeunes générations.

3.3 Système de collage

Questions :

- Avez-vous déjà collé avec une colle duale type Variolink (Ivoclar/Vivadent)/Nexus 3 (Kerr)?
- Avez-vous déjà collé avec un composite de restauration ?

Tableau 6 : Pourcentage d'utilisation des colles duales et du composite de restauration selon le groupe

	Ont déjà utilisé une colle duale	Ont déjà collé avec un composite de restauration
Etudiants	20 soit 74 %	14 soit 51.8 %
Jeunes Praticiens	127 soit 96.9 %	50 soit 38.2 %
Praticiens	221 soit 93.6 %	144 soit 61 %
Total	368 soit 93.4 %	208 soit 52,8 %

Source : Auteur, 2020.

NB : Nous estimons qu'une grande majorité des étudiants questionnés l'ont été par le réseau interne au service d'odontologie de Bretonneau là où les jeunes praticiens sont représentés majoritairement par des étudiants de Paris Descartes et les praticiens un panel plus national.

Dans notre échantillon, plus de 50 % des personnes ont donc déjà utilisé un composite de restauration pour coller une pièce prothétique.

Les personnes ayant répondu « Non » au collage au composite chauffé ont été orientées sur deux autres questions sur lesquelles nous reviendrons par la suite.

Information intéressante, seules 6 personnes ont répondu « Non » aux deux techniques de collage proposé confirmant ainsi la place centrale du collage en dentisterie contemporaine.

3.4 Ressenti individuel selon la technique utilisée

Dans cette rubrique, nous nous sommes intéressés au ressenti des chirurgiens-dentistes lors de l'utilisation des deux systèmes comparés. Rappelons que seules les 208 personnes ayant déjà collé au composite de restauration ont répondu à ces questions

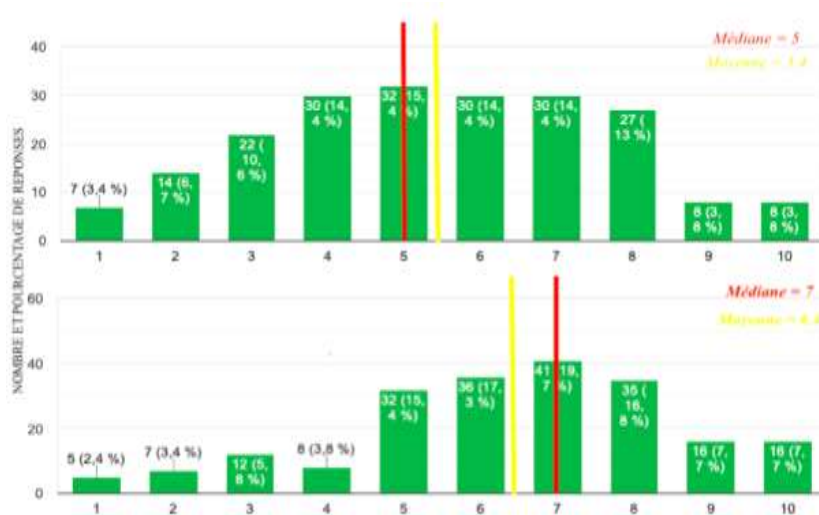
Pour les questions ci-dessous, les sondés pouvaient répondre entre 1 et 10, 1 représentant complexe/mauvais et 10 simple/bonne.

3.4.1 Ressenti au premier collage

Questions :

- De 1 à 10 à combien situez-vous votre ressenti lors de PREMIER collage à la colle duale ?
- De 1 à 10 à combien situez-vous votre ressenti lors de votre PREMIER collage au composite chauffé ?

Figure 6 : Comparatif du ressenti des praticiens lors de leur premier collage à la colle duale (en haut) et au composite de restauration (en bas)



Source : Auteur, 2020.

De ces deux questions nous pouvons tirer deux conclusions.

Premièrement le collage n'est pas ressenti comme quelque chose de très difficile même lors de la première utilisation. La moyenne globale des réponses à ces deux questions se situant à 5.9/10, note élevée pour une première fois.

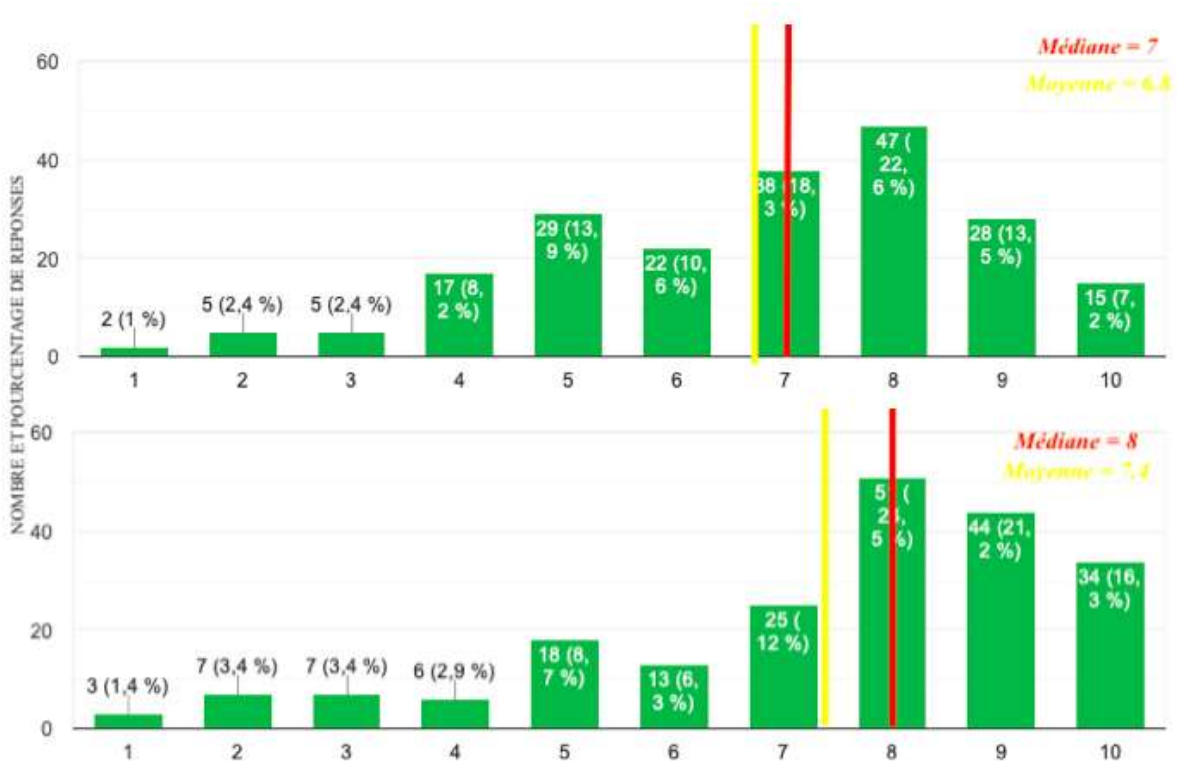
Deuxièmement le ressenti lors du premier collage au composite chauffé est nettement meilleur qu'avec une colle duale. Bien qu'il n'y ait qu'un point de moyenne de différence (5,4 contre 6,4), la médiane pour le composite est à 7 là où celle de la colle duale est à 5.

3.4.2 Ressenti lors des collages suivants

Questions :

- De 1 à 10 à combien situez-vous votre ressenti lors de vos collages suivants à la colle duale ?
- De 1 à 10 à combien situez-vous votre ressenti lors de vos collages suivants au composite chauffé ?

Figure 7 : Comparatif du ressenti des praticiens lors des collages suivants à la colle duale (en haut) et au composite de restauration (en bas)



Source : Auteur, 2020.

Première remarque, il y a fort heureusement une progression dans le ressenti du chirurgien-dentiste entre le premier collage et les suivants.

Le ressenti du praticien reste meilleur avec le composite de restauration même si la différence est légèrement moins marquée avec 0,8 de moyenne de différence (6,8 contre 7,4) et 1 pour la médiane (7 contre 8).

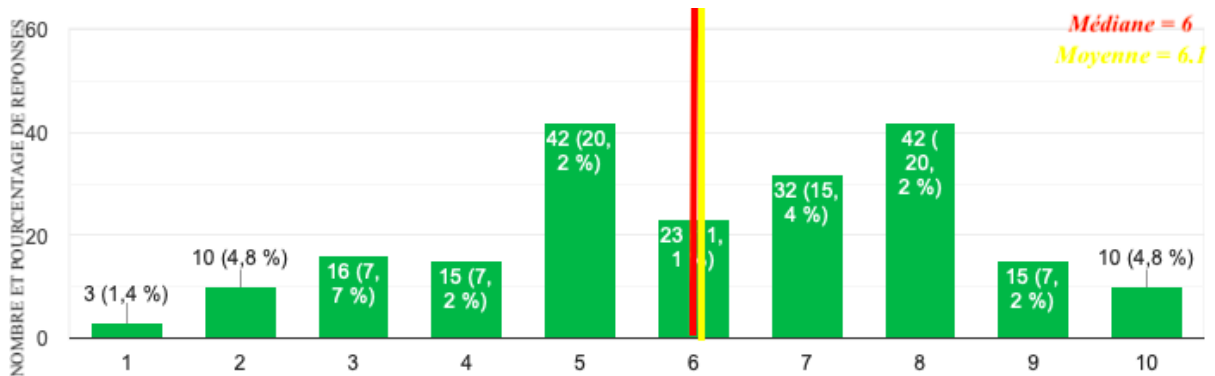
3.5 Auto-évaluation des compétences

Le collage, comme toute stratégie thérapeutique, doit être assimilé et son efficacité dépend de la connaissance et du respect du protocole et des recommandations.

Concernant les 208 personnes ayant déjà utilisé un composite de restauration pour coller, nous souhaitons évaluer leurs connaissances sur le sujet.

Question : De 1 à 10, à combien évaluez-vous vos connaissances sur les composites photopolymérisables utilisés pour le collage de pièces prothétiques ? (Profondeur de polymérisation, thixotropie, lampes polychromatiques...)

Figure 8 : Auto-évaluation des connaissances sur les composites photopolymérisables utilisés pour le collage de pièces



Source : Auteur, 2020.

Avec une moyenne à 6,1 et une médiane à 6, les chirurgiens-dentistes s'auto-évaluent au dessus de la moyenne sur les aspects théoriques de cette technique. Vu sous un autre angle, cela signifie également que 50 % d'entre eux utilisent une technique en connaissant moyennement les pré-requis théoriques à sa mise en place.

Ramenée aux groupes, la moyenne pour le groupe « praticien » est à 6,5/10 contre 5,3/10 pour les deux autres groupes réunis. L'intérêt et la volonté de formation sur le sujet semble donc pousser les praticiens à approfondir leurs connaissances sur le sujet même après la fin des études.

3.6 Habitudes de travail

L'objectif de cette rubrique est de mettre les sujets dans différentes situations afin d'évaluer leurs habitudes selon différents critères.

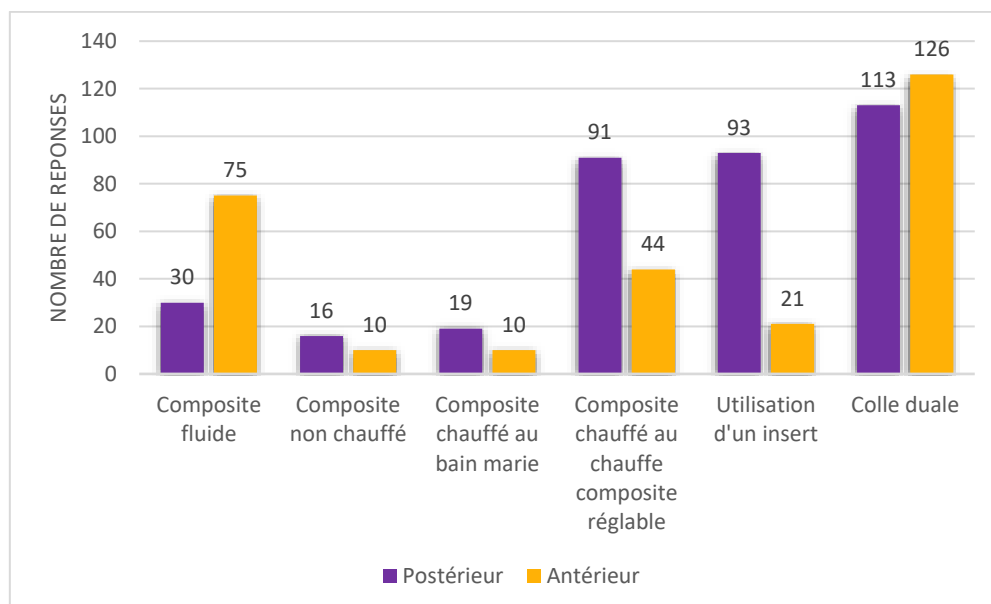
3.6.1 Technique utilisée en collage suivant la localisation

Questions :

- Lors d'un collage en secteur prémolo-molaire, vous utilisez préférentiellement : (réponses multiples possibles)
- Lors d'un collage en secteur antérieur vous utilisez préférentiellement : (réponses multiples possibles)

Ces questions sont relatives aux habitudes du chirurgien-dentiste et il était donc possible de donner plusieurs réponses car les situations cliniques peuvent les amener à s'adapter selon la taille de la prothèse, son épaisseur ou même l'état de la dent restaurée.

Figure 9 : Habitudes des sujets selon la localisation du soin prothétique



Source : Auteur, 2020.

En secteurs antérieur comme postérieur, la colle duale est utilisée par une majorité de chirurgiens-dentistes : 54,3 % l'utilisent en postérieur et 60,6 % en antérieur.

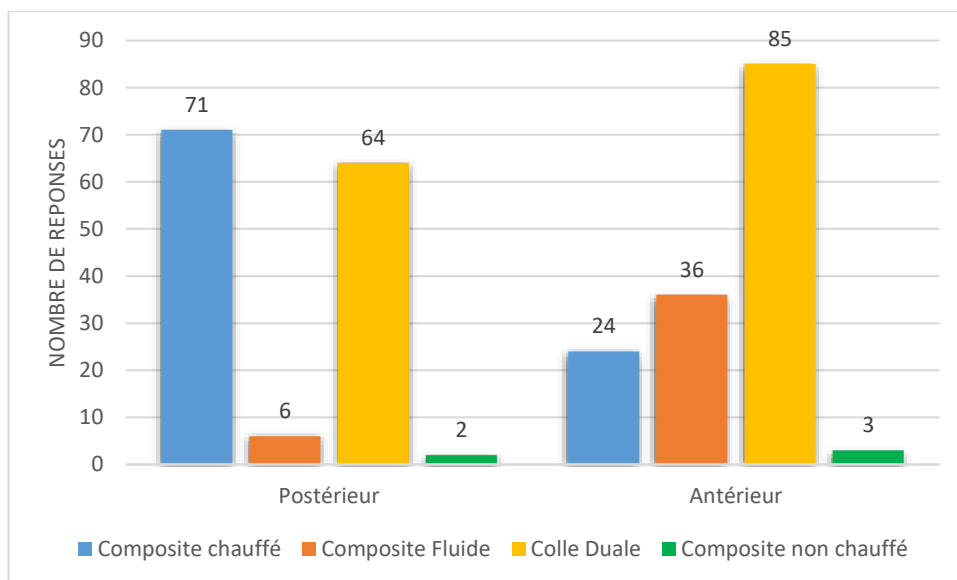
En postérieur, nombreux sont les praticiens utilisant du composite chauffé au chauffe-composite (43,8 %) alors qu'en antérieur, c'est le composite fluide qui se place en second (36,1 %).

L'utilisation d'un insert visant à faire vibrer la pièce prothétique est nettement supérieure en postérieur qu'en antérieur. Ce résultat s'explique par la forte utilisation de composite fluide et de colle duale en antérieur qui nécessitent moins cet outil visant à apporter la thixotropie au matériau de collage. De plus, la finesse des restaurations antérieures de type veneerlay ou facettes augmente le risque de fracture prothétique tant que celle-ci n'est pas collée. L'utilisation d'un insert représenterait donc un risque. D'ailleurs, seules 5 personnes n'ont coché que les options « Utilisation d'insert », « Colle duale » et/ou « composite fluide » témoignant que l'utilisation d'insert est intimement liée à celle de composite de restauration traditionnel.

En méthode de chauffe, le bain marie est nettement moins plébiscité que l'utilisation d'un chauffe composite.

Afin de préciser ces résultats, il est pertinent de s'intéresser aux nombres de personnes ayant répondu exclusivement à un type de matériau. Les deux types de chauffe du composite ont été réunis.

Figure 10 : Nombre de réponses exclusives à un type d'assemblage



Source : Auteur, 2020.

Premier constat, 143 personnes n'enregistrent qu'un matériau en postérieur (68.7 %) et 148 en antérieur (71.1 %) traduisant une recherche d'habitudes et de reproductibilité chez les praticiens.

Second constat, en postérieur, le nombre de personnes utilisant exclusivement un composite chauffé est plus important que celui exclusifs à la colle duale. Le collage au composite chauffé étant plus récent, on peut estimer que les personnes utilisant cette technique utilisaient précédemment une colle duale mais un nombre non négligeable (34.1 %) sont passés à un usage exclusif du composite chauffé.

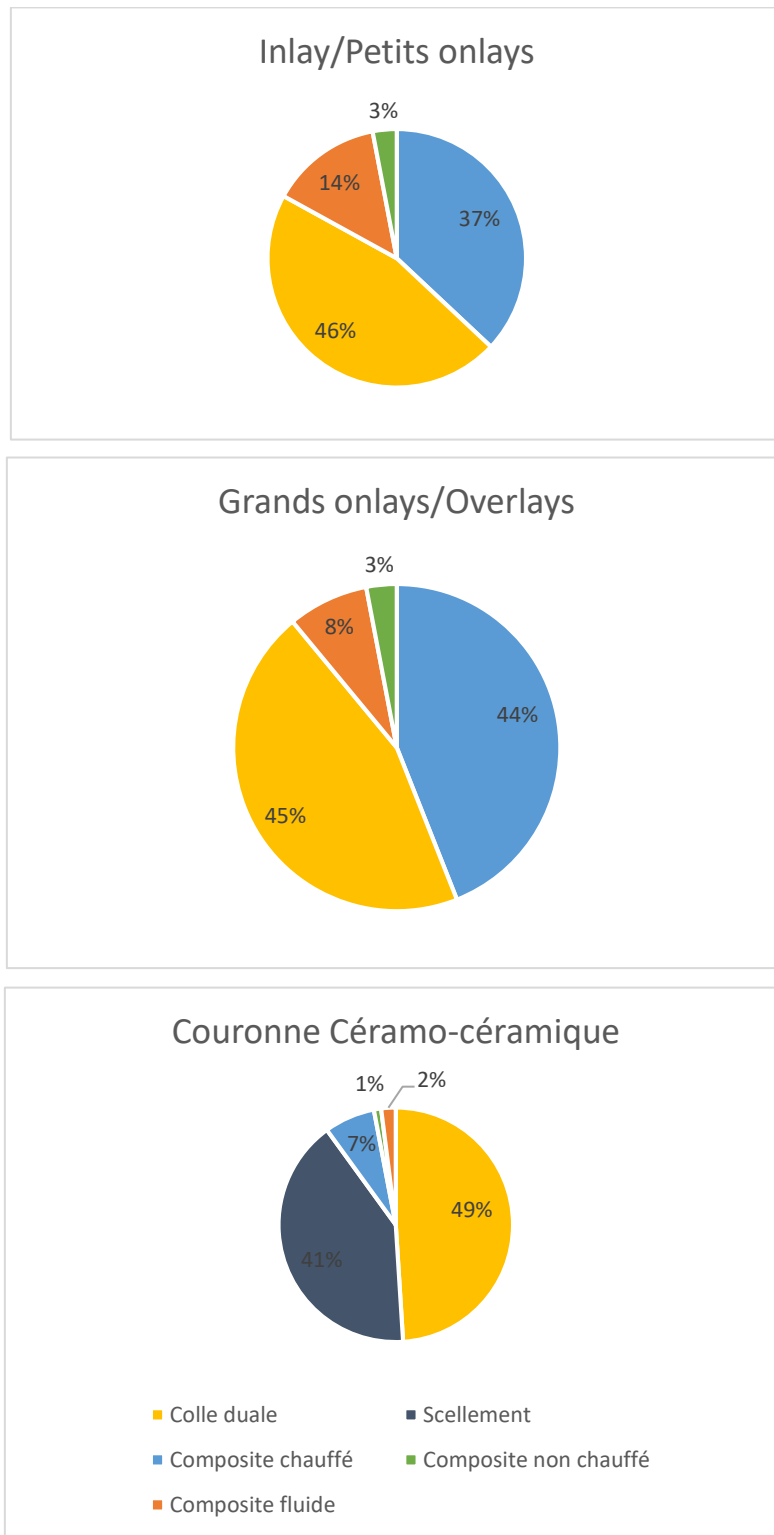
Conclusion commune aux deux graphiques, l'utilisation de composite de restauration non chauffé est extrêmement faible.

3.6.2 Technique utilisée en collage suivant le type de pièce prothétique

Questions :

- Lors du collage d'une petite pièce prothétique (inlay/onlay) en composite, PICN ou céramique à phase vitreuse, vous favorisez :
- Lors du collage d'une grande pièce prothétique (onlay/overlay) en composite, PICN ou céramique à phase vitreuse, vous favorisez :
- Lors du collage d'une couronne céramo-céramique, vous favorisez :

Figure 11 : Préférences de matériau d'assemblage selon la pièce prothétique



Source : Auteur, 2020.

Dans ces questions, les sujets ne pouvaient choisir qu'une réponse. Le composite chauffé et la colle duale se partagent près de 90 % des réponses pour les pièces prothétiques partielles.

Le composite fluide est plus utilisé sur les pièces prothétiques de petite taille probablement pour des questions de positionnement de la pièce.

Pour des restaurations périphériques, les composants uniquement photopolymérisables ne sont plébiscités que par 10 % des répondants. En revanche le collage reste préféré au scellement (49 % contre 41 %).

Il est intéressant de s'interroger sur ce qui fait pencher les chirurgiens-dentistes vers une pratique plutôt que l'autre.

3.7 Avantages subjectifs de chaque technique

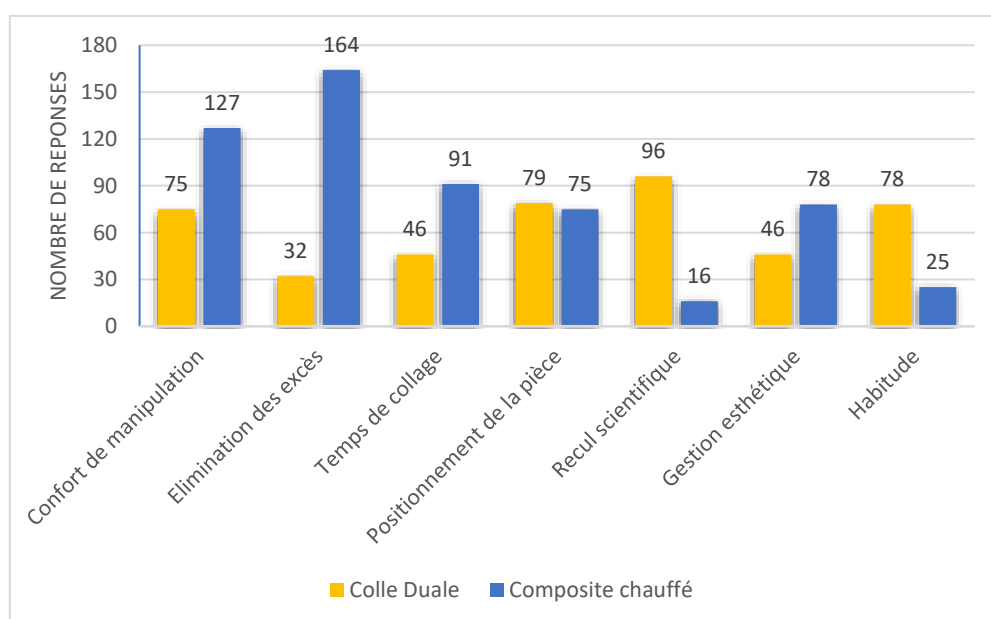
Questions :

- Ce que vous appréciez dans le collage au composite chauffé c'est : (réponses multiples possibles)
- Ce que vous appréciez dans le collage à la colle duale c'est : (réponses multiples possibles)

Il était possible de sélectionner plusieurs options et également de rédiger soit même une réponse par la suite.

3.7.1 Items pré-rédigés

Figure 12 : Comparatif des avantages ressentis sur chaque technique



Source : Auteur, 2020.

Les chirurgiens-dentistes constituant notre panel placent le composite chauffé en premier dans presque toutes les applications cliniques : confort de manipulation, élimination des excès, temps de collage. Seul le positionnement est comparable entre les deux techniques.

L'élimination des excès apparaît comme un point clé de différence entre les deux systèmes puisque 78.8 % des personnes apprécient cet aspect dans le composite chauffé contre 15.4 % pour la colle duale.

Le confort de manipulation du composite chauffé est apprécié par 61.1 % des sondés contre 36 % pour la colle duale.

Il peut paraître étonnant de voir ces résultats en les comparant aux habitudes du même panel de chirurgiens-dentistes. La majorité ont spécifié utiliser de la colle duale mais préfèrent l'utilisation du composite chauffé.

La première raison est l'habitude comme le montre le graphique. Les praticiens sont plus habitués à la colle duale et peuvent donc estimer inutile de s'intéresser à une autre technique.

Une seconde explication est apportée par la rubrique « recul scientifique ». 46 % apprécient la colle duale pour son recul scientifique alors que seuls 7.7 % trouvent ce facteur comme déterminant pour le composite chauffé.

3.7.2 Expression libre

Les sondés avaient la possibilité de rédiger un commentaire pour apporter une précision ou un ressenti que nous aurions pu oublier.

Pour le composite chauffé, les réponses supplémentaires se regroupaient dans quatre idées clés :

- 4 fois « Qualité du joint et du polissage » que l'on peut associer à la gestion esthétique du collage et la pérenité du joint
- 3 fois « Temps de prise « infini » /Diminution du stress lors du collage »
- 1 fois « Comblement des hiatus »
- 1 fois « Prix et diminution des matériaux au cabinet »

Pour la colle duale, tous les ajouts concernaient le même sujet :

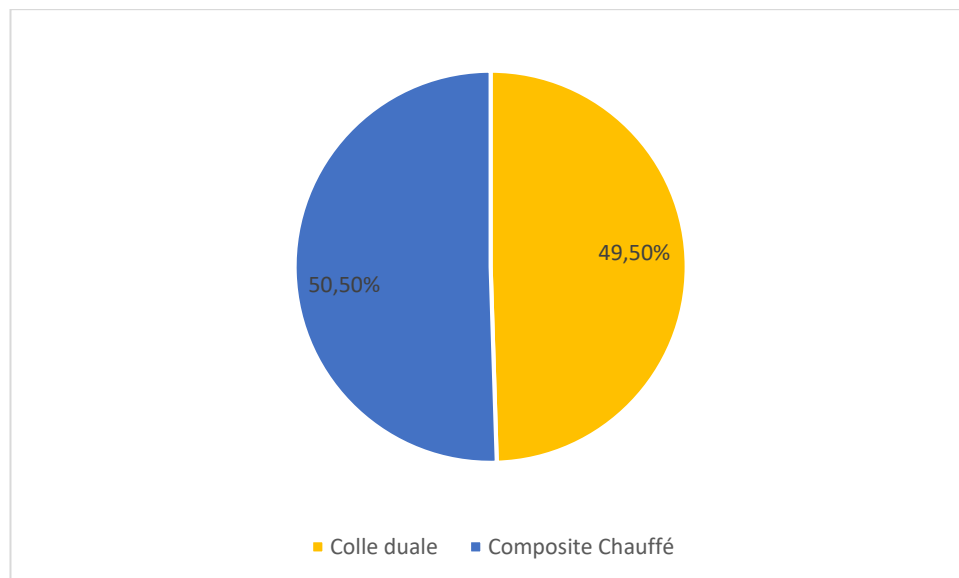
- 10 fois « Polymérisation complète sur les pièces prothétiques épaisses ou si lampe peu puissante »

La photopolymérisation exclusive du composite est donc un problème inquiétant les praticiens. Ils établissent une corrélation entre épaisseur de pièce, puissance de la lampe à photopolymériser et pourcentage de polymérisation.

3.8 Technique d'assemblage retenue

Question : Quelle technique utilisez ou utiliserez-vous le plus ?

Figure 13 : Choix du matériau



Source : Auteur, 2020.

Partagés entre les avantages cliniques du composite chauffé et les connaissances scientifiques sur les colles duales, notre panel se répartit équilibrément entre les deux méthodes.

3.9 Inquiétudes sur le composite chauffé

Nous souhaitons préciser les causes de rejet de la technique de l'assemblage au composite chauffé chez nos sujets et avons donc posé une même question à deux groupes :

Question : Pourquoi n'utilisez-vous pas le composite chauffé pour coller vos pièces prothétiques ?

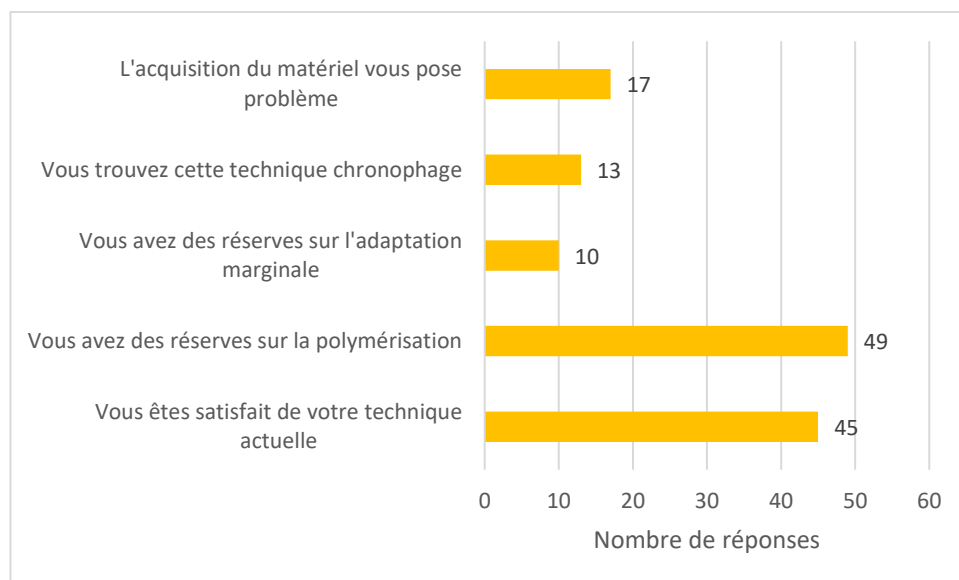
Groupe 1 : Ceux ayant répondu « Une colle duale » à « Quelle technique de collage utilisez ou utiliserez-vous le plus ? » ; soit 100 personnes

Groupe 2 : Ceux ayant répondu « Non » à « Avez-vous déjà utilisé du composite chauffé ? » ; soit 182 personnes.

Les sujets pouvaient répondre par plusieurs options et ajouter manuellement une cause.

3.9.1 Groupe 1

Figure 14 : Causes de non-utilisation du composite chauffé chez les sujets l'ayant déjà utilisé



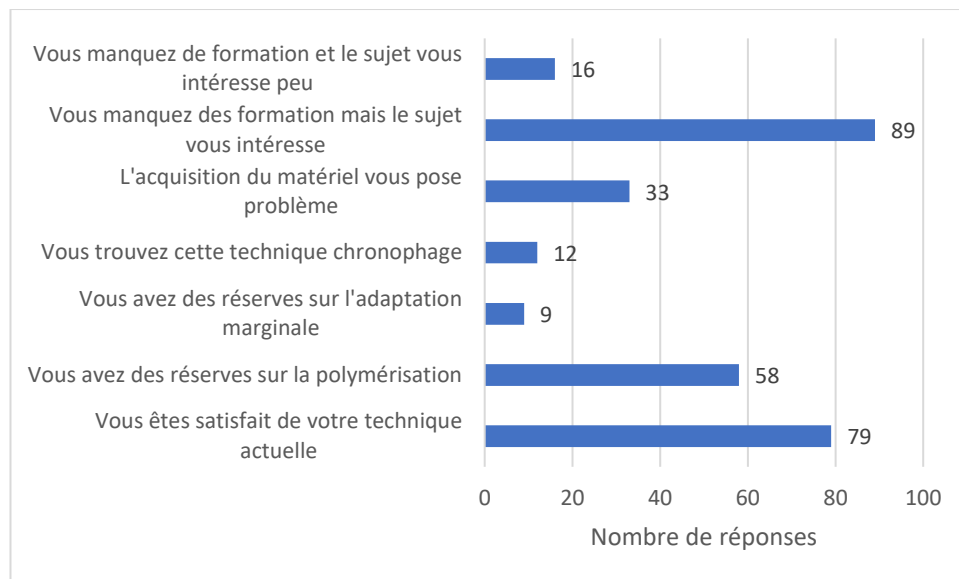
Source : Auteur, 2020.

Comme perçu lors de la partie « expression libre » précédemment, la polymérisation et l'habitude sont les deux causes principales de rejet du composite chauffé. La polymérisation inquiète 49 % des personnes n'utilisant pas le composite chauffé lors de l'assemblage de leurs pièces prothétiques.

5 réponses mentionnent « formation insuffisante sur le sujet » dans les réponses libres.

3.9.2 Groupe 2

Figure 15 : Causes de non-utilisation du composite chauffé chez les sujets ne l'ayant jamais utilisé



Source : Auteur, 2020.

49 % des sujets n'ayant jamais utilisé le composite chauffé en collage l'associent à un manque de formation sur le sujet malgré un intérêt pour ce dernier.

Comme précédemment, l'habitude (43,4 %) et la polymérisation (31,8 %) sont deux causes importantes de non-utilisation de cette technique.

L'adaptation marginale et le temps de collage ne sont des inquiétudes que peu relevées par les répondants.

Nous avons relevé 3 personnes s'inquiétant des effets de la chauffe sur l'intégrité pulpaire.

3.10 Conclusions et réflexions

L'enseignement principal que nous pouvons tirer vient de la figure 11 : le panel de chirurgiens dentistes que nous avons réuni préfèrent le composite chauffé en termes de pratique clinique. Elimination des excès, confort de manipulation, temps de collage et résultat esthétique sont des avantages appréciés lors de l'assemblage d'une pièce prothétique.

Et pourtant, des inquiétudes sur le recul scientifique, sur la profondeur de polymérisation (cf. figures 11 et 13), un manque de formation (cf. figure 14) et un ressenti mitigé sur le positionnement des pièces prothétiques de petite taille (cf. figures 10 et 11) et antérieur (cf. figure 8) freinent les praticiens à réellement utiliser cette méthode (cf. figure 12).

La suite de cette thèse vise donc à apporter des réponses sur les inquiétudes relevées par cette étude et proposer un protocole de collage au composite chauffé.

4 : Les spécificités du collage au composite chauffé

Le sondage mené dans la partie précédente a permis de mettre en lumière différents points d'ombre sur cette technique ainsi que les interrogations et réserves des praticiens sur le collage au composite chauffé.

Nous essaierons ici de répondre à la plupart de ces interrogations.

4.1 La photopolymérisation en profondeur

Les composites dentaires actuels sont photopolymérisables pour la grande majorité d'entre eux. Il s'agit d'un mode de polymérisation unique s'opposant à l'aspect duale de la plupart des colles ; leur polymérisation est initiée par un mélange chimique et renforcée par la lumière. L'efficacité de la photopolymérisation est dépendante de l'épaisseur de la pièce à traverser, de la translucidité, de la teinte et de la taille des particules.²⁹

Comme rappelé lors de la partie 2, la polymérisation des composites dentaires est dépendante des photons. Ces photons, en activant les photoinitiateurs déclenchent la chaîne de polymérisation. Si aucun photon n'atteint le composite, celui-ci ne pourra se convertir. Or, nous l'avons rappelé, degré de conversion et propriétés mécaniques sont intimement liées et les monomères sont moins biocompatibles que les polymères.

La question de l'activation d'un composite à travers l'épaisseur d'une pièce prothétique est donc un sujet central.

4.1.1 La photopolymérisation à travers 2 à 4mm : Etude de Acquaviva et al³⁰

Dans cette étude, les auteurs comparent le degré de conversion de :

- Deux colles duales
- Un composite microhybride photopolymérisable, chauffé à 54°C ou non.

²⁹ Kilinc et al., « The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements ».

³⁰ Acquaviva et al., « Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations : a micro-Raman analysis ».

La photopolymérisation est réalisée à travers 108 onlays de 2, 3 ou 4mm d'épaisseur avec une variation de temps et de puissance.

Tableau 7 : Degré de conversion de différents matériaux selon l'épaisseur de la pièce, la durée et l'intensité d'exposition

Material	Curing mode	Onlay thickness		
		2 mm	3 mm	4 mm
Variolink II	40 s × 1200 mW/cm ²	72 (1,2) (±8.6)	51 (2) (±9.8)	45 (1) (±10.5)
	60 s × 800 mW/cm ²	73 (±6.1)	66 (±11.6)	64 (±7.5)
	120 s × 400 mW/cm ²	77 (3,4) (±2.8)	52 (3) (±9.9)	51 (4) (±12.3)
Calibra	40 s × 1200 mW/cm ²	73 (5) (±4.6)	69 (6) (±9.1)	60 (5,6) (±8.1)
	60 s × 800 mW/cm ²	74 (7,8) (±3)	64 (7) (±12.5)	61 (8) (±13.7)
	120 s × 400 mW/cm ²	71 (±6.1)	68 (±9.7)	65 (1 ± 2.4)
Venus (normal)	40 s × 1200 mW/cm ²	65 (9,10) (±6.1)	40 (9) (±4.4)	34 (10) (±5)
	60 s × 800 mW/cm ²	68 (11,12) (±2.6)	39 (11) (±7)	36 (12) (±7.6)
	120 s × 400 mW/cm ²	68 (13,14) (±2)	40 (13) (±8.2)	31 (14) (±6.1)
Venus (54 °C)	40 s × 1200 mW/cm ²	72(15,16) (±7)	64 (15) (±6.1)	60 (16) (±7)
	60 s × 800 mW/cm ²	70 (17,18) (±2.6)	67 (17) (±4.1)	59 (18) (±6.4)
	120 s × 400 mW/cm ²	68 (19,20) (±3.3)	65 (19) (±5.3)	59 (20) (±6.9)

Source : Acquaviva et al., « Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations : a micro-raman analysis ».2009.

L'ensemble de ces valeurs amène à un degré de conversion moyen de 64 %.

Ce tableau confirme que la polymérisation du matériau de collage dépend :

- De la nature du matériau
- De l'épaisseur de la pièce prothétique
- De la puissance et du temps de photopolymérisation

On remarque que si en dessous d'un onlay de 2mm le composite non chauffé atteint un degré de conversion similaire aux autres, celui-ci s'effondre sous les pièces de 3 et 4mm. L'explication tient à l'encombrement stérique présenté dans la partie 2. **L'assemblage au composite de restauration non chauffé ne peut donc pas être recommandé à partir de 3 mm d'épaisseur, un degré de conversion trop faible augmentant les risques de cytotoxicité et diminuant les propriétés mécaniques du matériau.**

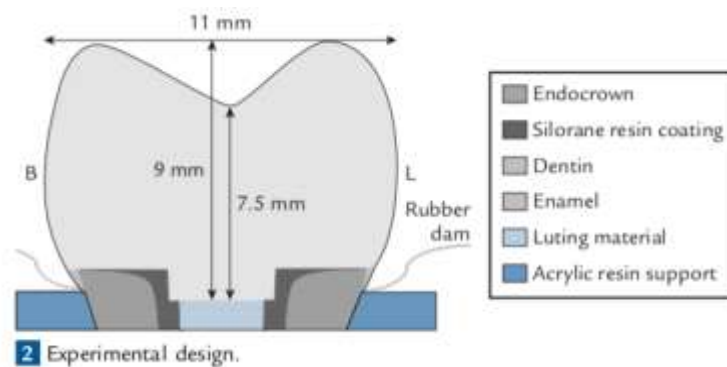
En revanche, chauffé à 54°C le composite atteint des degrés de conversion similaire aux colles duales. Les auteurs concluent d'ailleurs que **jusqu'à 4 mm « la prise duale et la chauffe d'un composite diminuent l'influence de l'épaisseur de la restauration sur le degré de conversion ».**

4.1.2 Polymérisation à travers 7.5 mm : Étude de Gregor et al³¹

Comme mentionné précédemment dans cette thèse, un moyen indirect d'évaluer la polymérisation d'un composite est de la corréler directement à la microdureté Vickers.

Gregor et Al se sont intéressés à cette valeur dans un cas extrême : la polymérisation à travers une endocouronne de 9 mm de hauteur maximale. La profondeur de polymérisation est estimée à 7,5mm via le sillon central.

Figure 16 : Modèle de réalisation de l'étude



Source : Gregor et al., « Microhardness of light- and dual-polymerizable luting resins polymerized through 7.5-mm-thick endocrowns »,2014.

La préparation d'endocouronne a été faite sur des troisièmes molaires saines extraites mises à plat à 1 mm au dessus de la jonction amélo-cémentaire.

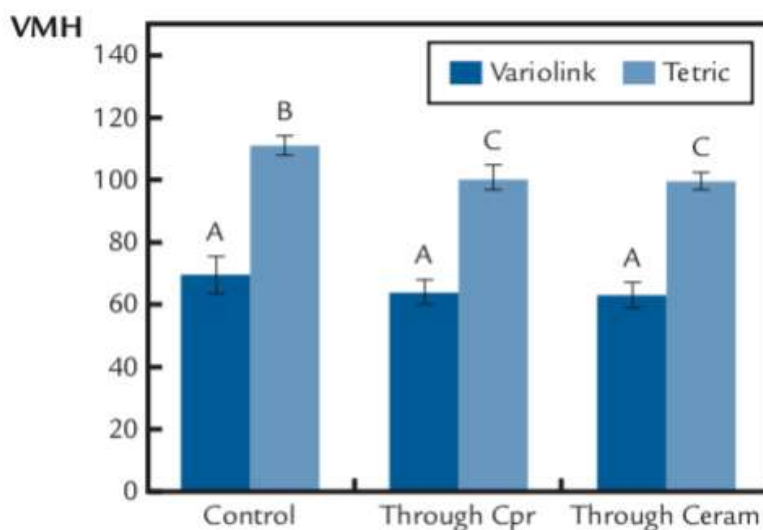
Deux groupes de trois ont été créés :

- Microdureté du Variolink II : Témoin, à travers une endocouronne composite, à travers une endocouronne céramique feldspathique.
- Microdureté d'un composite microhybride (Tetric A3) : Témoin, à travers une endocouronne composite, à travers une endocouronne céramique feldspathique.

La photopolymérisation est réalisée via une LED de puissance 1200mW/cm² pendant 3 fois 90 secondes. L'axe d'émission varie : face occlusale, face vestibulaire et face linguale.

³¹ Gregor et al., « Microhardness of light- and dual-polymerizable luting resins polymerized through 7.5-mm-thick endocrowns ».

Figure 17 : Microdureté Vickers moyenne selon le matériau d'assemblage



Source : Gregor et al., « Microhardness of light- and dual-polymerizable luting resins polymerized through 7.5-mm-thick endocrowns »,2014.

L'équipe à l'origine de cette étude ne démontre pas de différence significative de polymérisation du Variolink témoin ou à travers une endocouronne, témoin de l'efficacité de la prise duale des colles.

A l'inverse, le composite polymérise significativement moins bien à travers une pièce prothétique de 7.5mm d'épaisseur et cela malgré une photopolymérisation. Il y a donc une perte d'intensité lumineuse à travers la restauration.

Cependant, la diminution de microdureté Vickers est inférieure à 20 % par rapport au témoin. Cette diminution est considérée comme acceptable et permet une polymérisation satisfaisante du composite. Gregor et Al expliquent ce phénomène par la durée de photopolymérisation ainsi que la puissance de la LED utilisée ; l'augmentation de la puissance lumineuse (source puissante et durée prolongée) permet de compenser la perte d'énergie causée par l'épaisseur de l'endocouronne.

Dernière conclusion, bien que diminuée, la microdureté du composite microhybride reste significativement supérieure à celle du Variolink II. L'auteur rappelle cependant que toutes les réserves doivent être prises sur ces valeurs absolues car il s'agit d'une étude in-vitro et que les microduretés peuvent être utilisées pour comparer des valeurs intra-matériau et non inter-matériau.

De cette étude on peut donc conclure que, dans des conditions intenses de photopolymérisation (3x90 secondes à 1200mW/cm²), les deux matériaux peuvent être polymérisés de manière adéquate à travers une épaisseur de 7,5mm de composite ou de céramique.

4.1.3 Quelles solutions cliniques ?

Cliniquement, un temps de photopolymérisation de plus de 4 minutes peut être rebutant pour bon nombre de praticiens. Il est donc favorable d'envisager une manière de raccourcir ce temps. Grâce aux connaissances sur la polymérisation, plusieurs options s'offrent à nous.

4.1.3.1 Diminuer l'épaisseur prothétique

Afin d'augmenter la probabilité d'impact des photons sur le composite, il est envisageable de diminuer l'épaisseur des restaurations. L'exemple de 9mm proposé par Gregor et Al est un cas extrême d'épaisseur de pièce prothétique collée.

Une alternative envisageable est de compenser une partie de la perte tissulaire au composite et de préparer dans ce composite pour un overlay. Il est plus simple d'envisager une photopolymérisation d'un composite ajouté directement par incrément dans la chambre pulpaire et au dessus. Il est possible de diminuer l'épaisseur de l'overlay, améliorant ainsi la photopolymérisation de l'agent de collage.

Quelle épaisseur maximale de prothèse pouvons nous donc recommander sereinement ? Dans leur étude de 2018³², Hardy et Al, s'intéressent au degré de polymérisation de cinq composites dentaires non chauffés à travers des pièces usinées de Lava Zircon ou de Lava Ultimate de différentes épaisseurs. Les épaisseurs varient de 0,5mm à 4mm avec une photopolymérisation à l'aide d'une LED de seconde génération en un point unique pendant 40 secondes.

Sous réserve d'activateurs de photopolymérisation pluriels et d'une LED permettant de les atteindre, **une photopolymérisation optimale des composites peut être obtenue à travers 4mm de restauration prothétique.**

³² Hardy et al., « Investigating the limits of resin-based luting composite photopolymerization through various thicknesses of indirect restorative materials ».

Notons cependant que dans cette étude, le composite n'est pas chauffé et la LED utilisée est de faible puissance par rapport à celles actuellement sur le marché. De plus, une photopolymérisation depuis trois points distincts (occlusal, vestibulaire, palatin) est souvent réalisée lors d'un collage en clinique.

Nous pouvons donc conclure que **jusqu'à 4mm d'épaisseur, le collage au composite chauffé peut être sereinement mis en place**. Nous n'avons pas trouvé d'études investiguant des épaisseurs supérieures mais les matériaux et connaissances actuelles peuvent laisser présager une épaisseur encore supérieure comme envisageable.

4.1.3.2 Améliorer la photopolymérisation

Nous l'avons énoncé précédemment, différents photoinitiateurs existent sur le marché. La Camphoroquinone est le photoinitiateur historique mais sa teinte jaune a poussé les fournisseurs à lui trouver des alternatives.

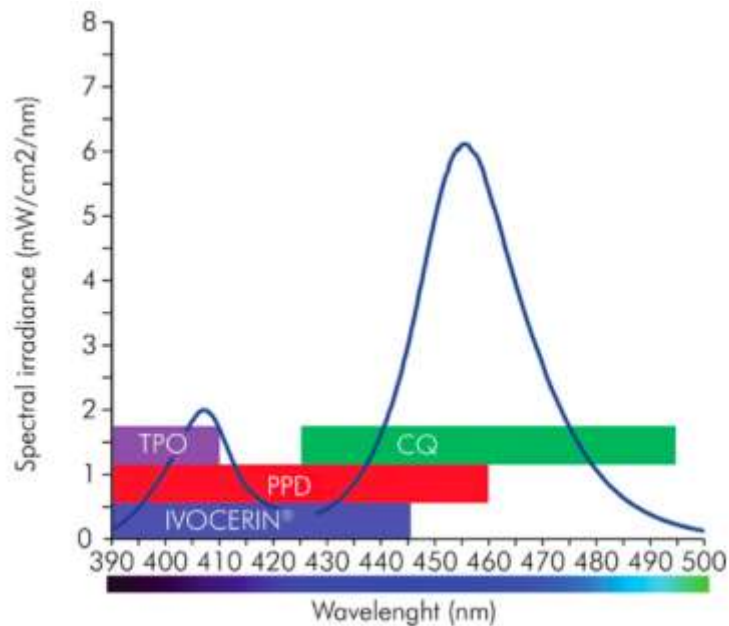
Les photoinitiateurs sont de plus en plus utilisés de manière combinée dans un même composite. Cette multiplication permet d'augmenter le degré de polymérisation par potentialisation des photoinitiateurs.

En revanche, les photoinitiateurs ont un pic d'absorption qui leur est propre (comme présenté dans la figure 2). Si on veut atteindre une polymérisation optimale il faut pouvoir tous les activer.

La présence de différents noyaux émetteurs dans une même LED permet d'obtenir une lampe polychromatique c'est-à-dire avec une plus grande largeur de spectre. La polychromatie est une des caractéristiques des LED de troisième génération.³³

³³ Chaumont, « La photopolymérisation des résines composites : données actuelles ».

Figure 18 : Superposition du spectre d'une LED polychromatique et des longueurs d'onde d'activation de quatre photoinitiateurs



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

La LED typiquement utilisée dans les études ci-dessus est une LED à la frontière entre la seconde et la troisième génération souvent utilisée dans les études citées ; elle est polychromatique et de puissance maximale de 1200mW/cm². Son spectre d'émission est de 385 à 515 nm (informations fournisseur) ce qui permet de toucher l'intégralité des photoinitiateurs.

Avec l'augmentation du collage dans la dentisterie contemporaine, la photopolymérisation est un enjeu central pour les praticiens et les commerciaux.

La troisième génération de LED a donc repris la polychromatie de la Bluephase et a amélioré un de ses défauts, la puissance. Ainsi, aujourd'hui on peut trouver certains LED avec un programme permettant d'émettre une puissance à 3500mW/cm². Cette augmentation permet de diminuer le temps d'exposition et d'améliorer le degré de conversion comme nous l'avons vu dans l'étude d'Acquaviva et Al³⁴. Les meilleures valeurs de conversion du composite chauffé étaient obtenues avec une forte puissance et un temps plus faible. Si la linéarité observée dans cette étude est transposable aux fortes puissances, le fait de tripler la puissance pourrait permettre de diviser par trois le temps d'exposition permettant ainsi d'atteindre une durée de photopolymérisation de 1 mn 30. Nous n'avons

³⁴ Acquaviva et al., « Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations : a micro-raman analysis ».

cependant pas trouvé d'études confirmant la linéarité du rapport temps/puissance/degré de conversion observé jusqu'à 1200mW/cm².

4.2 Assise prothétique et adaptation marginale

La durée de vie d'une pièce prothétique est dépendante de plusieurs facteurs. Notamment, une mauvaise assise prothétique peut causer des suroccusions causant à terme des fractures prothétiques ou un mauvais joint dent/prothèse favorisant les reprises carieuses. De la même manière, une inadaptation marginale entraîne une augmentation du risque carieux ou des problèmes parodontaux autour de la dent traitée.

4.2.1 Assise prothétique

Par assise prothétique on entend la qualité du positionnement de la pièce lors du collage. En comparaison à l'essai réalisé dans un premier temps, lors du collage, un matériau vient se positionner entre la dent et la restauration. L'objectif est que ce matériau influe aussi peu que possible sur la position de la pièce.

Au-delà de la nécessité pour le praticien de bien mémoriser l'axe d'insertion de sa pièce, la fluidité du matériau d'assemblage est nécessaire au bon positionnement.

Or, d'après l'étude de Magne et al en 2018³⁵, l'assise d'onlay ou d'overlay collé avec un composite de restauration chauffé est meilleur que celle avec une colle duale (dans cette étude le RelyX).

Chauffé, un composite de restauration utilisé en matériau d'assemblage n'altère pas l'assise de la pièce prothétique.

4.2.2 Adaptation marginale

Ce sujet n'a semblé que peu inquiéter les participants au sondage ci-dessus. Pourtant, une étude sur les restaurations directes au composite chauffé a montré que les micro-fuites étaient plus importantes avec du composite chauffé photopolymérisé après 15 secondes d'attente qu'avec du composite non chauffé.

³⁵ Magne et al., « Luting of inlays, onlays, and overlays with preheated restorative composite resin does not prevent seating accuracy ».

Plus précisément, **le nombre de microleakage augmente ainsi : composite chauffé < composite fluide < composite de restauration < composite chauffé et polymérisé 15 secondes après mise en place.**³⁶

Les auteurs expliquent ce phénomène par le comportement viscoélastique du composite, renforcé par la chauffe, qui cause un déplacement du de l'incrément pendant les 15 secondes d'attente.

Nous n'avons pas trouvé d'étude sur ce sujet sur l'assemblage au composite chauffé.

4.2.3 Solutions cliniques

L'assise prothétique et l'adaptation marginale sont toutes les deux dépendantes du maintien de la fluidité du matériau d'assemblage.

Comme rappelé précédemment, la chauffe permet d'améliorer la fluidité des composites de restauration. Une manière efficace de conserver cette fluidité est de faire appel à la thixotropie des matériaux composite. Via un insert spécifique, il est en effet possible de produire des vibrations sur la pièce prothétique qui, transmises au composite sous-jacent, permettent de maintenir sa fluidité. Cela permet donc de contrôler le bon positionnement de la pièce et d'empêcher le matériau de se contracter au niveau du joint marginal.

L'inverse d'une microleak pourrait être un excès de matériau dans l'espace interdentaire. Comme mentionné dans le ressenti des praticiens, le temps de travail augmenté ainsi que la viscosité légèrement plus importante du composite permettent une meilleure gestion de l'élimination de ces excès.

4.3 Résistance mécanique et valeur d'adhérence

4.3.1 En postérieur

Kameyama et al se sont intéressés aux valeurs d'adhérence et aux causes d'échec d'inlay de classe I de 2,5 mm d'épaisseur collés au Variolink II ou au composite de restauration. Deux opérateurs ont reçu chacun 10 inlays céramiques et collé 5 au Variolink et 5 au composite de restauration.³⁷ La polymérisation est faite epndant 40 secondes à 2000 mW/cm².

³⁶ Wagner et al., « Effect of pre-heating resin composite on restoration microleakage ».

³⁷ Kameyama et al., « Luting of cad/cam ceramic inlays ».

Figure 19 : Comparaison des valeurs d'adhérence moyenne et causes d'échec entre une colle duale et un composite de restauration

	Mean ± S.D. (MPa)	PTF/n	Failure analysis (%) ^a				
			Dentin	Interface	Composite	Composite/ceramic	Ceramic
Luting composite – Operator A	9.0 ± 8.6 ^b	7/21	0	45	30	9	15
Luting composite – Operator B	1.0 ± 4.2 ^c	19/20	0	100	0	0	0
Direct composite – Operator A	29.7 ± 8.3 ^a	0/17	0	14	37	49	0
Direct composite – Operator B	35.8 ± 13.6 ^a	0/26	2	9	70	19	0

Source : Kameyama et al, « Luting of cad/cam ceramic inlays » 2015.

Sans distinction d'opérateur, **les valeurs d'adhésion sont nettement supérieures avec le composite de restauration par rapport au Variolink**. De plus, l'étude est ici réalisée avec du composite non chauffé or nous avons vu dans la première partie que l'adhérence est augmentée grâce à la chauffe.

Les auteurs précisent également que le collage au composite de restauration est **moins opérateur dépendant et « cliniquement plus attirant »**.

4.3.2 En antérieur

En antérieur, une étude sur le collage des facettes céramiques avec du composite de restauration ou une colle duale existe. Les mesures sont réalisées sur des facettes de 0,3mm d'épaisseur au bord libre et 0,1 mm au niveau apical. La fatigue face à une dent antagoniste et le « load to failure » ont été mesurés.³⁸

La conclusion est double : **la résistance fatigue et le « load to failure » des facettes collées grâce à un composite de restauration sont significativement plus important qu'avec du Variolink II**.

De plus, là où les facettes avec Variolink présentes chipping, fracture et facettes d'usure, celles collées au composite ne présentent que des facettes d'usure. Les auteurs en concluent à un **renforcement interne de la facette par le composite utilisé comme matériau d'assemblage**.

³⁸ Gresnigt et al., « Effect of luting agent on the load to failure and accelerated-fatigue resistance of lithium disilicate laminate veneers ».

4.4 Gestion esthétique

Le composite chauffé apporte également un avantage esthétique dans la gestion du joint notamment en secteur esthétique.

En améliorant l'adaptation marginale du matériau d'assemblage et en diminuant les microfuites, le composite chauffé permet une meilleure étanchéité face aux colorants extrinsèques (tabac, fruits rouges, café, thé, ...) augmentant significativement la qualité esthétique de la restauration au long terme.³⁹

De plus, la concentration en activateurs amines plus importante dans les colles duales donne une teinte jaunâtre à ces colles et amène une instabilité de teinte sur le long terme néfaste à la pérennité esthétique du joint.⁴⁰

4.5 Effets de la chauffe

Chauffer un composite et l'amener à une température élevée sur une dent vivante est une inquiétude relevée par différents sujets du sondage réalisé.

On peut également s'inquiéter des effets de chauffe répétée sur les composites.

4.5.1 Effets biologiques

La préservation pulpaire et la non agression des tissus sains sont des enjeux majeurs lors de tout soin. Les publications *in-vitro* s'accordent à dire qu'une augmentation supérieure à 5,5°C de la pulpe cause des dommages irréversibles et des phénomènes de nécrose partielle.⁴¹

Si un composite est chauffé à 60°C et mis en place directement sur la dent, il est nécessaire de s'inquiéter d'un éventuel impact pulpaire.

Dans leur étude *in-vitro*, dans des conditions non isothermes, Daronch et Al ont mesuré une augmentation maximum de 0,8°C sur des prémolaires en ne laissant que le plafond pulpaire et en mettant en place des composites à 60°C.⁴² A titre de comparaison, une augmentation de 5°C est

³⁹ Mundim et al., « Color stability, opacity and degree of conversion of pre-heated composites ».

⁴⁰ Rickman, Padipatvuthikul, et Chee, « Clinical applications of preheated hybrid resin composite ».

⁴¹ Zach et Cohen, « Pulp response to externally applied heat ».

⁴² Daronch et al., « Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise ».

obtenue avec une polymérisation de 20 secondes à 1200mW/cm².⁴³ De plus, les recommandations de curetage partiel et de scellement dentinaire immédiat font qu'il est rare de venir mettre en place un composite chauffé sur un plafond pulpaire sans dentine résiduelle au dessus.

Notons que la plupart des études sur la réponse de la pulpe à des variations thermiques sont réalisées in-vitro. Nous en avons trouvé une étudiant ces phénomènes sur des dents vivantes anesthésiées. Selon les auteurs, les structures dentaires et l'existence de flux sanguin pulpaire permettent une meilleure gestion des augmentations thermiques. A puissance égale, ils estiment qu'une durée de 60 secondes est nécessaire pour atteindre les 5,5°C supplémentaires.⁴⁴

Ces études tendent donc à nous faire dire que l'augmentation thermique intrapulpaire causée par la mise en place d'un composite chauffé est négligeable et non dangereux pour la pulpe.

4.5.2 Effets sur les composites

Conservés pendant 8 heures consécutives à 54,4°C, les composites présentent un degré de conversion significativement plus faible que des composites conservés à température ambiante. En revanche, conservés pendant 4 heures à cette même température, les effets négatifs ne sont plus retrouvés.⁴⁵

Il est rare de conserver de manière continue les composites dans un chauffe composite ; les chauffes et refroidissements sont plutôt cycliques au cours de la journée. D'amario et Al se sont intéressés à l'évolution de la résistance à la flexion des trois composites en fonction du nombre de cycles à 45°C réalisés. La conclusion est qu'à partir de 20 cycles, cette propriété diminue.⁴⁶

Il est important de relever que les chauffe-composite présents sur le marché montent jusqu'à 60°C et que, bien que le composite n'atteigne pas plus que 54,7°C⁴⁷, cette température reste nettement plus importante que les 40°C étudiés ici.

Riche de ces informations, il apparaît comme recommandable de **préférer des composites en compule**, dont la plus faible quantité permettra de diminuer le nombre de cycles de chauffes imposés au composite.

⁴³ Zach et Cohen, « Pulp response to externally applied heat ».

⁴⁴ Runnacles et al., « In vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a polywave LED light curing unit ».

⁴⁵ Rickman, Padipatvuthikul, et Chee, « Clinical applications of preheated hybrid resin composite ».

⁴⁶ D'Amario et al., « Effect of repeated preheating cycles on flexural strength of resin composites ».

⁴⁷ Rickman, Padipatvuthikul, et Chee, « Clinical applications of preheated hybrid resin composite ».

5 : Protocole d'assemblage d'une pièce prothétique au composite chauffé

D'après les données précédentes, l'utilisation du composite chauffé dans l'assemblage des certaines pièces prothétiques apparait comme une alternative scientifiquement acceptable et techniquement confortable pour le praticien.

Nous allons donc ci-dessous proposer un protocole pour cette technique d'assemblage à travers la présentation d'un cas réalisé à l'hôpital Bretonneau par des DFASO2. Nous essaierons de le rendre le plus fiable, efficace et reproductible possible.

Figure 20 : Situation initiale



Source : Auteur, 2020.

5.1 Pré-requis

5.1.1 Isolation

Comme pour tout collage, l'isolation à l'aide d'un champ opératoire permettra de conserver des surfaces d'adhésion sèches augmentant les forces de collage, la pérennité du joint et le confort de l'utilisateur.

Figure 21 : Pose de la digue



Source : Auteur, 2020.

Dans ce cas clinique, la décision a été prise de réaliser un overlay en céramique Emax sur 24 en chairside via empreinte optique et usinage.

Sous digue, la dent est préparée, les résidus d'anciennes restaurations, tissus infectés sont éliminés afin de coller sur une surface la plus saine possible.

Figure 22 : Préparation et élimination des matériaux précédents.



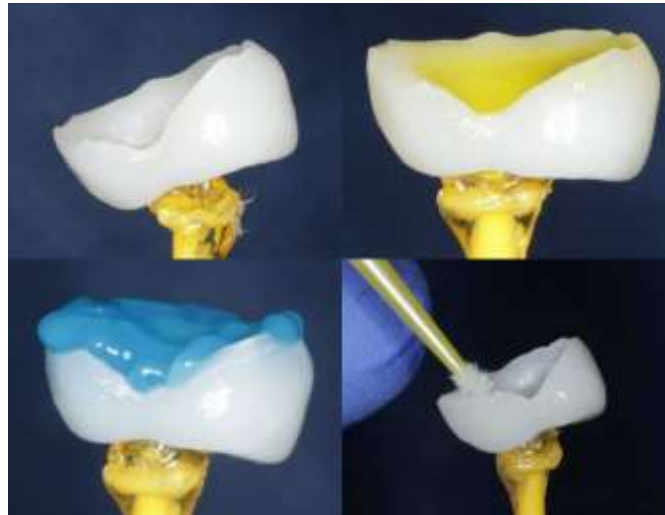
Source : Auteur, 2020.

Pour ce cas clinique un protocole en une seule séance sous champ opératoire a été choisi. Aucune IDS ne sera donc réalisée ; la dent sera directement protégée par le collage de la restauration définitive.

5.1.2 Préparation de la pièce prothétique

Après empreinte optique et conception de la pièce prothétique, l'overlay est usiné en céramique (IPS E.max CAD, Ivoclar-Vivadent), le protocole de préparation de l'intrados de la pièce est appliqué : acide fluoridrique, acide orthophosphorique et silane.

Figure 23 : Préparation de la pièce prothétique



Source : Auteur, 2020.

Notons que le collage au composite chauffé n'altère pas la préparation recommandée sur la pièce prothétique et que les recommandations propres à chaque matériau restent à respecter. L'épaisseur maximale est inférieure à 2,5mm. Un collage au composite chauffé est totalement indiqué.

5.1.3 Préparation dentaire ;

Afin d'éliminer toute impureté et améliorer la perméabilité de la dent à l'adhésif, nous décidons de sabler la dent. Afin de protéger les dents adjacentes, du téflon est mis en place.

Un protocole d'adhésion mordantage rinçage, à l'aide d'un adhésif universel (Scotchbond Universal, 3M ESPE) est réalisé selon les données du fabricant.

Figure 24 : Préparation dentaire



Source : Auteur, 2020.

5.2 Assemblage

Parallèlement aux étapes de préparations prothétique et dentaire, une compule de composite a été mise à chauffer (Spectra LV, Dentsply-Sirona).

Nous proposons trois alternatives :

- Au bain marie, dans un gobelet métallique reposant dans un récipient d'eau chaude. Cette possibilité semble moins précise et sans réel contrôle de la température atteinte par le composite.
- Via un système de chauffe composite. Ces outils disposent en général de deux températures pré réglables. Notons cependant que les températures notées représentent souvent la température atteinte par le chauffe composite et non celle du composite, plus basse. De plus, le compule devant être retiré du chauffe composite et placé dans un pistolet à composite classique, un peu de chauffe est de nouveau perdue.
- Via un pistolet chauffe composite qui permet de mettre directement la compule dans le pistolet et régler la température.

La chauffe permet d'améliorer la thixotropie du composite qui est placé soit directement sur la préparation dentaire ou dans l'intrados la pièce prothétique.

Figure 25 : Mise en place du composite chauffé dans la pièce prothétique



Source : Auteur, 2020.

Sur cette image, on devine bien la viscosité diminuée du composite qui vient plus facilement mourir dans l'intrados prothétique.

L'overlay est ensuite mis en place avec une pression digitale assez importante pour chasser les excès de composite.

Figure 26 : Mise en place du composite chauffé dans la pièce prothétique



Source : Auteur, 2020.

Un des avantages du composite chauffé, comme il l'a été exprimé par les dentistes de notre sondage, est la facilité d'élimination des excès. En effet, la viscosité plus importante du composite par rapport aux colles duales permet de prélever les excès facilement à l'aide d'une sonde.

Figure 27 : Élimination des excès



Source : Auteur, 2020.

En maintenant la pièce prothétique à l'aide d'une précelle, on élimine les excès interdentaires à l'aide d'un fil de soie.

Le composite, même chauffé, étant plus visqueux que les colles duales, il est important de s'assurer de la mise en place complète de la pièce prothétique et de ne pas laisser une épaisseur trop importante de composite, au risque de solidariser une pièce en surocclusion et non adaptées aux limites.

Pour cela, l'utilisation d'un insert vibrant (C20, Acteon-Satelec) permet de rapporter de la fluidité au composite en jouant sur sa thixotropie. En exerçant une pression, la pièce est insérée un peu plus qu'avec la pression digitale initiale.

Figure 28 : Mise en place du composite chauffé dans la pièce prothétique



Source : Auteur, 2020.

Les images précédentes mettent bien en avant l'intérêt de l'emploi d'un insert vibrant. En effet, des excès supplémentaires apparaissent en vestibulaires et en interdentaire. Cela témoigne de l'inadaptation initiale de la pièce. Contrairement aux ressentis et expériences exprimés par les dentistes dans notre partie 3, l'utilisation d'un insert, au moins en postérieur apparaît comme central.

Plutôt que d'éliminer ces faibles excès à la sonde ou la microbrush, prenant le risque de créer un hiatus, il est intéressant de venir lisser le joint à l'aide d'un pinceau (Gradia Pinceau, GC Corporation) et de monomère pur (Modeling Liquid, GC Corporation). Cela permet d'améliorer l'étanchéité et la pérennité du joint en assurant une meilleure continuité dento-prothétique. A noter que lors du passage du pinceau en interdentaire, une pression sur la pièce prothétique est à recommander pour éviter tout déplacement prothétique.

Figure 29 : Lissage des excès supplémentaires



Source : Auteur, 2020.

Après cette étape, un dernier contrôle visuel de toutes les faces est réalisé avant la polymérisation finale. La viscosité du composite ne rend pas nécessaire la polymérisation flash souvent utilisée lors des collages à colle duale.

Figure 30 : Contrôle final avant polymérisation



Source : Auteur, 2020.

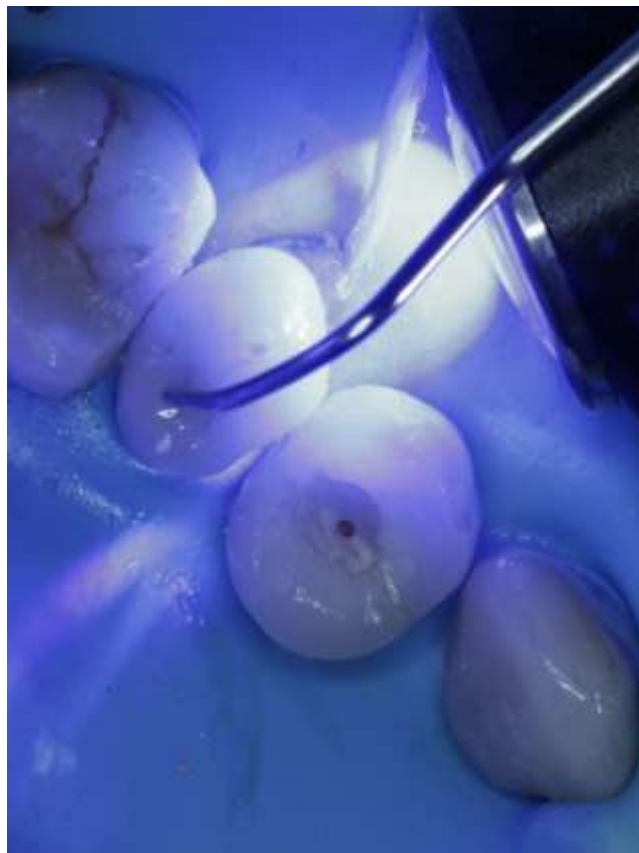
Lors de ce collage, nous avons expliqué la technique aux étudiants, pris des photos, corrigé les positionnements des miroirs et instruments, etc... Tout cela prend du temps. Mais grâce aux effets de la chauffe et de la thixotropie ainsi qu'à la polymérisation exclusivement photo des composites, le temps de collage est potentiellement infini. Cela apporte un réel confort de travail au praticien et une facilité certaine pour iconographier ses cas.

5.3 Polymérisation finale et réglages

Afin d'assurer un collage fiable et un relargage de monomères minimal, la photopolymérisation est une étape clé.

Comme mentionné dans la partie 4, les LED de troisième génération offrent une puissance pouvant atteindre jusqu'à $3500\text{mW}/\text{cm}^2$. Cela permet de diminuer la durée de photopolymérisation. Ici, chaque face a été polymérisée 30 secondes. Afin d'assurer la stabilité de la pièce lors du retrait de polymérisation inhérent aux composites, il est recommandable de la stabiliser. Enfin, une polymérisation sous glycérine permet de polymériser la couche normalement inhibée par l'oxygène.

Figure 31 : Photopolymérisation finale



Source : Auteur, 2020.

Après dépose de la digue, l'occlusion est contrôlée, les joints polis et un contrôle radiographique permet de s'assurer de l'élimination complète des excès interdentaires.

Figure 32 : Contrôle de l'occlusion



Source : Auteur, 2020.

Figure 33 : Vue finale



Source : Auteur, 2020.

En résumé, la présentation de ce cas a permis de mettre en avant :

- La facilité de mise en œuvre de cette technique
- La simplicité pour éliminer les excès de composite
- L'importante durée de travail offerte

Notons également que la variété de composites en terme notamment de teinte offre des options d'intégration esthétique plus importante. Il est par exemple envisageable de coller un élément à l'aide d'un composite bleach, son opacité permettant de cacher l'aspect grisâtre sous jacent visible lors de la présence d'un inlaycore métallique par exemple.

5.4 Récapitulatif du protocole

Tableau 8 : Résumé du protocole d'assemblage au composite chauffé

Etape	Protocole
0	Isolation, préparation de l'intrados prothétique et de la surface dentaire Mise en chauffe du composite
1	Mise en place du composite chauffé dans l'intrados ou sur la surface dentaire
2	Mise en place de la pièce prothétique avec importante pression digitale
3	Elimination des premiers excès avec une sonde Elimination des excès interdentaires à l'aide d'un fil de soie en maintenant la pièce prothétique
4	Utilisation d'un insert vibrant pour fluidifier le composite et assurer la bonne mise en place de la pièce prothétique et éliminer les faibles excès résiduels
5	Lissage des joints avec un pinceau et un monomère pur
6	Contrôle visuel et tactile de l'adaptation prothétique et de l'élimination des joints
7	Photopolymérisation depuis 3 points pendant 30 secondes avec une LED de troisième génération Photopolymérisation finale sous glycérine
8	Dépose de la digue
9	Contrôle de l'occlusion
10	Polissage du joint et des surfaces retouchées
11	Contrôle radiographique

Source : Auteur, 2020.

Conclusion

Après étude de différents articles, analyse des réponses à notre sondage et mise en commun de toutes ces informations, il est possible de répondre à bon nombre de questions sur le collage au composite chauffé.

Sur l'utilisation clinique d'abord, les dentistes interrogés dans notre sondage le plébiscitent notamment pour :

- La simplicité d'élimination des excès
- Le confort de manipulation
- Le temps de travail disponible
- La gestion esthétique du joint

Scientifiquement, c'est une technique fiable, permettant un degré de conversion et une résistance mécanique au moins équivalents aux colles duales sous quelques conditions :

- Une épaisseur prothétique ne dépassant pas les 4mm. Ce qui permet déjà un large panel de restaurations indirectes.
- Un degré de chauffe important, proche de 60° ce qui pousse à favoriser un chauffe composite au bain marie.
- L'utilisation de petites compules afin de limiter les cycles de chauffe imposés au composite n'altérant ainsi pas ses propriétés.
- Une photopolymérisation via une LED polychromatique adaptée au composite et d'une puissance suffisante ou pendant une durée suffisante. Les LED de troisième génération actuellement sur le marché répondent à ces critères.
- L'utilisation recommandée d'un insert vibrant permettant d'utiliser la thixotropie des composites pour assurer une bonne adaptation de la pièce.

Plus confortable d'utilisation que les colles duales, plus résistant mécaniquement que le collage au composite fluide, l'assemblage au composite chauffé apparaît donc comme une alternative cliniquement et scientifiquement fiable de la dentisterie contemporaine.

Des études comparatives des propriétés mécaniques et des forces de collage restent à être menées pour confirmer ou pas sa supériorité sur les colles duales sur le long terme.

Bibliographie

- Abduo, J., et R. J. Sambrook. « Longevity of ceramic onlays : a systematic review ». *Journal of esthetic and restorative dentistry* 30, n° 3 (2018): 193-215. <https://doi.org/10.1111/jerd.12384>.
- Acquaviva, P. A., F. Cerutti, G. Adami, M. Gagliani, M. Ferrari, E. Gherlone, et A. Cerutti. « Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations : a micro-raman analysis ». *Journal of dentistry* 37, n° 8 (2009): 610-15. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.04.001>.
- Bouschlicher, M. R., F. A. Rueggeberg, et B.M. Wilson. « Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions ». *Operative dentistry* 29, n° 6 (2004): 698-704.
- Calheiros, F. C., M. Daronch, F. A. Rueggeberg, et R. R. Braga. « Effect of temperature on composite polymerization stress and degree of conversion ». *Dental materials* 30, n° 6 (2014): 613-18. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.02.024>.
- Chaumont, P. M. « La photopolymérisation des résines composites : données actuelles ». Thèse d'exercice, Université de Lorraine, 2012.
- D'Amario, M., S. Pacioni, M. Capogreco, R. Gatto, et M. Baldi. « Effect of repeated preheating cycles on flexural strength of resin composites ». *Operative dentistry* 38, n° 1 (2013): 33-38. <https://doi.org/10.2341/11-476-L>.
- Daronch, M., F. A. Rueggeberg, G. Hall, et M. F. De Goes. « Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise ». *Dental materials* 23, n° 10 (2007): 1283-88. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.11.024>.
- Daronch, M., F. A. Rueggeberg, L. Moss, et M. F. Goes. « Clinically relevant issues related to preheating composites ». *Journal of esthetic and restorative dentistry* 18, n° 6 (2006): 340-50. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2006.00046.x>.
- De Jager, N., P. Pallav, et A. J. Feilzer. « Finite element analysis model to simulate the behavior of luting cements during setting ». *Dental materials* 21, n° 11 (2005): 1025-32. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.07.023>.
- Dejak, B., et A. Młotkowski. « A comparison of stresses in molar teeth restored with inlays and direct restorations, including polymerization shrinkage of composite resin and tooth loading during mastication ». *Dental Materials* 31, n° 3 (2015). <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.11.016>.
- Ferracane, J. L. « Resin composite : state of the art ». *Dental materials* 27, n° 1 (2011): 29-38. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020>.

- Fugolin, A. P. P., et C. S. Pfeifer. « New resins for dental composites ». *Journal of dental research* 96, n° 10 (2017): 1085-91. <https://doi.org/10.1177/0022034517720658>.
- Gregor, L., S. Bouillaguet, I. Onisor, S. Ardu, I. Krejci, et G. T. Rocca. « Microhardness of light- and dual-polymerizable luting resins polymerized through 7.5-mm-thick endocrowns ». *The journal of prosthetic dentistry* 112, n° 4 (2014): 942-48. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.02.008>.
- Gresnigt, M. M. M., M. Özcan, M. Carvalho, P. Lazari, M. S. Cune, P. Razavi, et P. Magne. « Effect of luting agent on the load to failure and accelerated-fatigue resistance of lithium disilicate laminate veneers ». *Dental materials* 33, n° 12 (2017): 1392-1401. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.09.010>.
- Hardy, C. M. F., S. Bebelman, G. Leloup, M. A. Hadis, W. M. Palin, et J. G. Leprince. « Investigating the limits of resin-based luting composite photopolymerization through various thicknesses of indirect restorative materials ». *Dental materials* 34, n° 9 (2018): 1278-88. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.05.009>.
- Ilie, N., T. J. Hilton, S. D. Heintze, R. Hickel, D. C. Watts, N. Silikas, J. W. Stansbury, M. Cadenaro, et J. L. Ferracane. « Academy of dental materials guidance-resin composites : part I-mechanical properties ». *Dental materials* 33, n° 8 (2017): 880-94. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.04.013>.
- Kameyama, A., K. Bonroy, C. Elsen, A.-K. Lührs, Y. Suyama, M. Peumans, et al. « Luting of cad/cam ceramic inlays : direct composite versus dual-cure luting cement ». *Bio-medical materials and engineering* 25, n° 3 (2015): 279-88. <https://doi.org/10.3233/BME-151274>.
- Kilinc, E., S. A. Antonson, P. C. Hardigan, et A. Kesercioglu. « The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements ». *Operative Dentistry* 36, n° 6 (2011): 661-69. <https://doi.org/10.2341/10-206-L>.
- Lucey, S., C. D. Lynch, N. J. Ray, F. M. Burke, et A. Hannigan. « Effect of pre-heating on the viscosity and microhardness of a resin composite ». *Journal of oral rehabilitation* 37, n° 4 (2010): 278-82. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2009.02045.x>.
- Magne, P., M. Razaghy, M. A. Carvalho, et L. M. Soares. « Luting of inlays, onlays, and overlays with preheated restorative composite resin does not prevent seating accuracy ». *The international journal of esthetic dentistry* 13, n° 3 (2018): 318-32.
- Mundim, F. M., L. Garcia, D. R. Cruvinel, F. A. Lima, L. Bachmann, et F. Pires-de-Souza. « Color stability, opacity and degree of conversion of pre-heated composites ». *Journal of dentistry* 39 Suppl 1 (2011): 25-29. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.12.001>.

- Niem, T., A. Schmidt, et B. Wöstmann. « Bonding resin thixotropy and viscosity influence on dentine bond strength ». *Journal of Dentistry* 51 (2016): 21-28.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.05.007>.
- Raskin, A. « Les résines composites » Université médicale virtuelle francophone, 2009.
<http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap10/site/html/cours.pdf>.
- Rickman, L. J., P. Padipatvuthikul, et B. Chee. « Clinical applications of preheated hybrid resin composite ». *British Dental Journal* 211, n° 2 (2011): 63-67.
<https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2011.571>.
- Rueggeberg, F. A., M. Giannini, C. A. G. Arrais, R. B. T. Price, F. A. Rueggeberg, M. Giannini, et al.
 « Light curing in dentistry and clinical implications : a literature review ». *Brazilian oral research* 31 (2017). <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2017.vol31.0061>.
- Runnacles, P., C. A. G. Arrais, M. T. Pochapski, F. A. Dos Santos, U. Coelho, J. C. Gomes, et al. « In vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a polywave LED light curing unit ». *Dental materials* 31, n° 5 (2015): 505-13. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.02.001>.
- Soares, C. J., A. L. Faria-E-Silva, M. P. Rodrigues, A. B. F. Vilela, C. S. Pfeifer, D. Tantbirojn, et al.
 « Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements – what do we need to know? » *Brazilian oral research* 31 (2017). <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2017.vol31.0062>.
- Tirlet, G., et J.-P. Attal. « Le gradient thérapeutique : un concept médical pour les traitements esthétiques ». *I.D. L'information dentaire* 91, n°41/42 (2009): 2561-68.
- Wagner, W. C., M. N. Aksu, A.-M. N. Neme, J. B. Linger, F. E. Pink, et S. Walker. « Effect of pre-heating resin composite on restoration microleakage ». *Operative dentistry* 33, n° 1 (2008): 72-78.
<https://doi.org/10.2341/07-41>.
- Xu, X., D. A. Sandras, et J. O. Burgess. « Shear bond strength with increasing light-guide distance from dentin ». *Journal of esthetic and restorative dentistry* 18, n° 1 (2006): 19-28.
<https://doi.org/10.2310/6130.2006.00007>.
- Yoshii, E. « Cytotoxic effects of acrylates and methacrylates : relationships of monomer structures and cytotoxicity ». *Journal of biomedical materials research* 37, n° 4 (1997): 517-24.
[https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-4636\(19971215\)37:4<517::aid-jbm10>3.0.co;2-5](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-4636(19971215)37:4<517::aid-jbm10>3.0.co;2-5).
- Zach, L., et G. Cohen. « Pulp response to externally applied heat ». *Oral surgery, oral medicine, oral pathology* 19, n° 4 (1965): 515-30. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(65\)90015-0](https://doi.org/10.1016/0030-4220(65)90015-0).

Table des figures

Figure 1 : Représentation schématique d'une résine composite dentaire	6
Figure 2 : Spectre d'absorption des différents photoinitiateurs	9
Figure 3 : Classification des composites	11
Figure 4 : Répartition des réponses selon les trois différents groupes	20
Figure 5 : Ratio collage/scellement chez l'intégralité répondants	20
Figure 6 : Comparatif du ressenti des praticiens lors de leur premier collage à la colle duale (en haut) et au composite de restauration (en bas)	22
Figure 7 : Comparatif du ressenti des praticiens lors des collages suivants à la colle duale (en haut) et au composite de restauration (en bas)	23
Figure 8 : Auto-évaluation des connaissances sur les composites photopolymérisables utilisés pour le collage de pièces	24
Figure 9 : Habitudes des sujets selon la localisation du soin prothétique	25
Figure 10 : Nombre de réponses exclusives à un type d'assemblage	26
Figure 11 : Préférences de matériau d'assemblage selon la pièce prothétique	28
Figure 12 : Comparatif des avantages ressentis sur chaque technique	29
Figure 13 : Choix du matériau	31
Figure 14 : Causes de non-utilisation du composite chauffé chez les sujets l'ayant déjà utilisé	32
Figure 15 : Causes de non-utilisation du composite chauffé chez les sujets ne l'ayant jamais utilisé .	33
Figure 16 : Modèle de réalisation de l'étude	37
Figure 17 : Microdureté Vickers moyenne selon le matériau d'assemblage	38
Figure 18 : Superposition du spectre d'une LED polychromatique et des longueurs d'onde d'activation de quatre photoinitiateurs	41
Figure 19 : Comparaison des valeurs d'adhérence moyenne et causes d'échec entre une colle duale et un composite de restauration	44
Figure 20 : Situation initiale	47
Figure 21 : Pose de la digue	48
Figure 22 : Préparation et élimination des matériaux précédents	48
Figure 23 : Préparation de la pièce prothétique	49
Figure 24 : Préparation dentaire	50
Figure 25 : Mise en place du composite chauffé dans la pièce prothétique	51

Figure 26 : Mise en place du composite chauffé dans la pièce prothétique	51
Figure 27 : Élimination des excès	52
Figure 28 : Mise en place du composite chauffé dans la pièce prothétique	53
Figure 29 : Lissage des excès supplémentaires	54
Figure 30 : Contrôle final avant polymérisation.....	54
Figure 31 : Photopolymérisation finale	55
Figure 32 : Contrôle de l'occlusion	56
Figure 33 : Vue finale.....	56

Table des tableaux

Tableau 1 : Méthodologie de recherche PubMed.....	5
Tableau 2 : Comparatif des molécules de résine matricielle	7
Tableau 3 : Évolution de la viscosité (en Pa) selon le temps (en s) et la chauffe d'un même composite	16
Tableau 4 : Comparatif de la microdureté de Vickers (VHN) à différentes profondeurs et températures.....	17
Tableau 5 : Degré de conversion d'un composite nanohybride à différentes températures et polymérisés pendant différentes durées	18
Tableau 6 : Pourcentage d'utilisation des colles duales et du composite de restauration selon le groupe	21
Tableau 7 : Degré de conversion de différents matériaux selon l'épaisseur de la pièce, la durée et l'intensité d'exposition	36
Tableau 8 : Résumé du protocole d'assemblage au composite chauffé.....	58

Vu, le Directeur de thèse

Vu, le Doyen de l'UFR d'Odontologie - Montrouge

Docteur Marie CARITE

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président d'Université de Paris

Professeur Christine CLERICI

Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN

Le collage au composite chauffé : valeur scientifique, ressenti clinique et protocole

Résumé :

Largement employée par les conférenciers, les leader d'opinion ou sur les réseaux sociaux, la technique d'assemblage au composite chauffé reste peu étudiée dans les publications scientifiques. Grâce à une étude d'article sur les composites, leur mode de polymérisation, leur photopolymérisation en profondeur et les effets de la chauffe sur eux, il est possible de se prononcer sur l'efficacité théorique de cette technique. D'autre part, grâce à un sondage mené sur près de 400 dentistes, cette thèse essaie de tirer les avantages cliniques ressentis par les praticiens qui expliquent sa popularité. Après étude de ces articles et de ce questionnaire, nous proposons un protocole se voulant le plus fiable et reproductible possible.

Discipline :

Odontologie conservatrice

Mots clés français (fMeSH et Rameau) :

Résines composites -- usage thérapeutique -- Dissertation universitaire ; Collage dentaire -- Dissertation universitaire ; Composites en odontostomatologie -- Thèses et écrits académiques ; Prothèses dentaires -- Thèses et écrits académiques

English keywords (MeSH) :

Composite Resins -- therapeutic use-- Academic Dissertation ; Dental Bonding -- Academic Dissertation

Université de Paris
UFR d'Odontologie - Montrouge
1, rue Maurice Arnoux
92120 Montrouge