

UNIVERSITE DE STRASBOURG
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2021

N°20

THESE

Présentée pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire
le 26/02/2021

par

MARY JérémY

Né le 20 mars 1992 à NÎMES

HYBRIDATION DENTINAIRE IMMEDIATE OU DIFFEREE :
ETUDE *IN VITRO* DE LA POTENTIALISATION DE L'ADHESION

Président : Professeur MINOUX Maryline

Assesseurs : Docteur ETIENNE Olivier
Docteur REITZER François
Docteur LAI Cécilia

Membre invité : Docteur PILAVYAN Elise

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE DE STRASBOURG

Doyen : Professeur Corinne TADDEI-GROSS

Doyens honoraires : Professeur Robert FRANK

Professeur Maurice LEIZE

Professeur Youssef HAIKEL

Professeurs émérites : Professeur Henri TENENBAUM

Responsable des Services Administratifs : Mme Françoise DITZ-MOUGEL

Professeurs des Universités

Vincent BALL	Ingénierie Chimique, Energétique - Génie des Procédés
Agnès BLOCH-ZUPAN	Sciences Biologiques
François CLAUSS	Odontologie Pédiatrique
Jean-Luc DAVIDEAU	Parodontologie
Youssef HAÏKEL	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Olivier HUCK	Parodontologie
Marie-Cécile MANIERE	Odontologie Pédiatrique
Florent MEYER	Sciences Biologiques
Maryline MINOUX	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Anne-Marie MUSSET	Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie Légale
Corinne TADDEI-GROSS	Prothèses
Béatrice WALTER	Prothèses
Matthieu SCHMITTBUHL	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques - Biomatériaux - Biophysique - Radiologie

Délégation (Juin 2024)

Maîtres de Conférences

Youri ARNTZ	Biophysique moléculaire
Sophie BAHİ-GROSS	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
Yves BOLENDER	Orthopédie Dento-Faciale
Fabien BORNERT	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
Abdessamad BOUKARI	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
Claire EHLINGER	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Olivier ETIENNE	Prothèses
Florence FIORETTI	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Catherine-Isabelle GROS	Sciences Anatomiques et Physiologiques - Biophysique - Radiologie
Sophie JUNG	Sciences Biologiques
Nadia LADHARI	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques - Biomatériaux - Biophysique

Disponibilité (Nov. 2020)

Davide MANCINO	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Damien OFFNER	Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie Légale
Catherine PETIT	Parodontologie
François REITZER	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Martine SOELL	Parodontologie
Marion STRUB	Odontologie Pédiatrique
Xavier VAN BELLINGHEN	Prothèses
Delphine WAGNER	Orthopédie Dento-Faciale

Délégation (Août 2021)

Etienne WALTMANN	Prothèses
------------------	-----------

Equipes de Recherche

Nadia JESSEL	INSERM / Directeur de Recherche/Directrice d'UMR
Philippe LAVALLE	INSERM / Directeur de Recherche
Pierre SCHAFF	UNISTRA / Professeur des Universités / Directeur d'UMR
Bernard SENGHER	INSERM / Directeur de Recherche

Remerciements

A Madame le Professeur Maryline MINOUX,

Votre rôle en tant que présidente de ce jury était une évidence pour moi.

Je vous remercie pour votre implication au cours de mon internat, durant lequel vous m'avez suivi et encadré en faisant preuve de beaucoup de patience. Vous m'avez transmis la passion de votre discipline que je continuerai de nourrir tout au long de mon exercice.

Veillez trouver ici l'expression de mon admiration, de ma sympathie et de mon profond respect.

A Monsieur le Docteur Olivier ETIENNE,

Pour m'avoir fait l'honneur de diriger cette thèse.

Je vous remercie pour la confiance que vous m'avez accordée pour mener à bien ce projet. Votre pratique d'une dentisterie *evidence based* et votre perpétuelle remise en question des « vérités établies » ont été une source d'inspiration qui ont conduit à ce long travail que je suis fier d'avoir accompli avec vous.

Je vous adresse toute ma reconnaissance pour votre enseignement.

A Monsieur le Docteur François REITZER,

Je vous remercie d'avoir accepté de siéger au sein de ce jury de thèse.

Merci pour les longues réflexions que nous avons eu autour des nombreux traitements canaux qu'il fallait reprendre lors de ma première année d'internat.

Je vous remercie également pour le bagage clinique que vous m'avez apporté au sein des vacances que vous encadrez dans un équilibre parfait entre sérieux et bonne ambiance.

A Madame le Docteur Cécilia LAI,

Merci d'avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse.

D'abord co-interne, puis amie, te voilà maintenant dans le jury de cette thèse dont personne ne voyait le bout. Je te remercie pour ton soutien inconditionnel lors de nos interminables journées que nous concluons alors en comédie musicale, ainsi que pour les innombrables fou-rires. L'histoire retiendra nos transferts d'empreintes personnalisés.

Merci infiniment ton soutien psychologique tout au long de ce travail, sans quoi j'y serais encore.

A Madame le Docteur Elise PILAVYAN,

Pour m'avoir fait l'honneur de siéger au sein de ce jury de thèse.

Un grand merci pour tous les plots de céramique usinés par tes soins quand bien même ton emploi du temps était surchargé.

J'ai eu la chance de pouvoir travailler à tes côtés durant mes trois années d'internat et de bénéficier de toute ton expertise, de ta culture, de ta rigueur et de ta gentillesse, aussi bien en clinique que lors de longues réunions confraternelles le lundi, et je t'en suis infiniment reconnaissant.

A tout ceux qui m'ont aidé au cours de ce travail :

A **Ludovic MOREAU** de chez GC,

Pour tous les blocs de LRF que tu nous as fait parvenir.

A **Florian SCHORR** de chez Kerr,

Pour l'OptibondFL que tu nous as fait livrer, malgré les quantités demandées

Au laboratoire **ICube** et particulièrement à **Jihed ZGHAL**,

Pour nous avoir ouvert les portes du laboratoire, et pour nous avoir mis à disposition le matériel nécessaire pour réaliser nos tests.

A **Naji KHAROUF**,

Pour la préparation des échantillons pour l'imagerie, et les superbes images MEB que tu as réalisées.

A **Eric MATTHIEU**,

Un immense merci pour l'aide que tu m'as apportée lorsque j'étais dans l'urgence, et ce même si tu avais énormément de travail.

A **Youri ARNTZ**,

Pour m'avoir trouvé un MEB en moins d'une journée lorsque le tiens était tombé en panne.

A **Cathy ROYER**,

Pour les images MEB qui m'ont permises de conclure ma thèse juste à temps. Merci pour ta patience lors des manipulations alors que tu n'avais jamais travaillé sur la dent.

A mes parents, Eric (el padre, le Ricou) et Valérie. Merci de m'avoir épaulé toutes ces années et de m'avoir donné le bagage nécessaire pour réussir mes études. Merci pour la confiance que vous me portez. Je vous aime.

A mes grands-parents, Guy et Eliette. Pour votre bienveillance quotidienne et le réconfort que vous m'avez apporté tout au long de mes études. Merci d'avoir nourri ma curiosité quand j'étais petit, mais surtout merci pour tous les petits plats cuisinés. Je vous aime !

A mon frère, Ludovic et ma sœur Audrey. Quel bonheur ça a été de grandir à vos côtés ! Merci pour toutes les belles années que nous avons passées ensemble. Merci de m'avoir fait rire avec vos bêtises, et de m'avoir couvert auprès des parents pour les miennes. Je suis fier du parcours que vous avez accomplis. Je vous aime.

A Alexandre, devenu mon grand Ami parce que je n'avais pas le droit ni d'avoir faim ni d'avoir froid. Je te remercie pour ton humour 70/30 et ta générosité sans limite. Je ne sais pas si c'est une bonne chose, mais tu es un exemple pour moi. Merci pour tout.

« Ferme les yeux bro ».

A Elodie, pour ton soutien sans faille pendant toutes ces années et pour la confiance que tu m'accordes. Merci pour tout ce que tu m'as appris. Tu m'as fait rire, tu m'as conseillé, tu m'as écouté, tu m'as guidé, tu m'as consolé... Merci d'être toujours présente. Je retiendrai « Regarde-toi dans mes yeux ».

A Guillaume, l'homme le plus lent de la terre, sans aucun doute. Mais sûrement le plus drôle aussi. Toi qui m'as fait pleurer de rires tant de fois, et avec qui j'ai adoré refaire le monde au CT, merci pour ton amitié.

A Adrien, l'infatigable ! Je ne sais pas d'où te viens cette énergie, mais c'est un véritable don ! Merci pour toutes les aventures dans lesquelles tu m'as embarqué.

A Charlotte et Guilhem. Rares sont les relations où l'on peut être naturel, sincère et spontané. Sachez que je suis heureux de vous compter parmi mes amis,

Aux Reboul, la petite lueur dans le brouillard de Strasbourg quand on arrive au mois d'octobre. Merci d'avoir été présent et autant disponible depuis mon arrivée ici.

A Léo. Oh boy. Quel bonheur de pouvoir échanger avec toi. Je me demandais « Comment est-ce possible que chaque sujet soit passionnant quand on parle avec Léo » ? J'ai fini par comprendre que tu étais passionné par les gens et ce qu'ils avaient à te raconter. C'est une vertu rare qui te définit, merci de m'en faire profiter à travers ton amitié.

A mes grands camarades Strasbourgeois, Laure, Agathe, Jimmy, Bastien et Mélanie. Les soirées et les week-end avec vous ont rythmés mon internat. Merci d'avoir contribué à mon bonheur pendant ces quelques années à Strasbourg.

A Thomas B, pour ta bonne humeur quotidienne. Merci d'avoir rendu les consultations à HautePierre intéressantes et amusantes.

A Damien O, Marion S. Best équipe d'enseignants ever. Vous êtes fous, et c'est exactement ce dont cette faculté à besoin. Merci pour tout !

A mes petits camarades Strasbourgeois François B, Paul, Henry, François S, Diane. Toujours présents au bercail, merci pour tous ces bons moments rythmés au bruit des verres qui s'entrechoquent.

A Christophe F, qui partage sans compter. Merci pour ton accompagnement et ta sincérité tout au long de mon internat.

A Mendez. On a passé de bons moments, mais il est temps de raccrocher vieux. Mais passe un coup de fil à l'occaz.

UNIVERSITE DE STRASBOURG
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2021

N°20

THESE

Présentée pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire
le 26/02/2021

par

MARY Jérémy

Né le 20 mars 1992 à NÎMES

HYBRIDATION DENTINAIRE IMMEDIATE OU DIFFEREE :
ETUDE *IN VITRO* DE LA POTENTIALISATION DE L'ADHESION

Président : Professeur MINOUX Maryline

Assesseurs : Docteur ETIENNE Olivier
Docteur REITZER François
Docteur LAI Cécilia

Membre invité : Docteur PILAVYAN Elise

TABLE DES MATIERES

Abréviations et symboles	4
Introduction	5
Chapitre I : L'hybridation dentinaire	7
I. Généralités	7
I.1.1. Composition et structure de l'émail et de la dentine	7
I.1.1.a. Email	7
I.1.1.b. Dentine	8
I.1.2. La perméabilité dentinaire	10
I.1.3. La boue dentinaire	11
I.1.3.a. Caractéristiques.....	13
I.1.3.b. Élimination.....	13
I.1.4. La couche hybride.....	16
I.1.4.a. Définition	16
I.1.4.b. Brides résineuses	17
I.1.4.c. Caractéristiques mécaniques	18
I.1.4.d. Couche d'inhibition à l'oxygène	18
I.1.5. Le scellement dentinaire différé.....	19
I.1.6. Le scellement dentinaire immédiat	20
II. Intérêt de l'hybridation dentinaire immédiate	22
II.1. Arguments mécaniques et biologiques	22
II.1.1. Préservation tissulaire.....	22
II.1.2. Intérêt bactériologique.....	22
II.1.3. Influence sur la valeur d'adhésion des restaurations indirectes.....	23
II.1.3.a. Qualité du substrat dentinaire	24
II.1.3.b. Qualité de la couche hybride.....	25
II.2. Avantages cliniques	26
II.2.1. Confort du patient	26
II.2.1.a. Sensibilité en inter-séance	26
II.2.1.b. Anesthésie.....	27
II.2.2. Traitement en deux temps de la dentine et de l'émail	27
III. Choix de l'adhésif	27
III.1. Classification des adhésifs	27
III.1.1. Système avec mordantage préalable.....	29
III.1.1.a. Système MR 3.....	29
III.1.1.b. « Système MR 2.....	30
III.1.2. Systèmes auto-mordantants.....	31
III.1.3. Systèmes universels	32
III.2. L'adhésif de choix pour l'hybridation dentinaire immédiate.....	33
III.2.1. Le système adhésif.....	33
III.2.2. Concentration en charges	33
IV. Protocole	35
IV.1. Profondeur de préparation.....	36
IV.2. Mise en place du champ opératoire	36
IV.3. Identification de la dentine	36
IV.4. Application de l'adhésif.....	37
IV.4.1. Mordantage/rinçage	37
IV.4.2. Application de l'adhésif	38
IV.5. Polymérisation.....	38
IV.6. Empreinte	38
IV.6.1. PolyVinylSiloxanes (PVS)	39
IV.6.2. Polyéthers.....	39
IV.7. Temporisation	40
IV.7.1. Matériaux.....	40
IV.7.2. Durée.....	41

IV.8.	Conditionnement des surfaces après temporisation	41
IV.9.	Assemblage de la restauration d'usage	42
V.	Limites	43
Chapitre II : Hybridation dentinaire immédiate et potentialisation de l'adhésion : étude in vitro.....		46
I.	Matériels et Méthodes	46
I.1.	Matériel et préparation des échantillons.....	46
I.1.1.	Sélection et préparation des dents	46
I.1.2.	Préparation des plots de vitrocéramique.....	50
I.1.2.a.	Usinage de la céramique	50
I.1.2.b.	Conditionnement de la céramique	51
I.1.3.	Assemblage des échantillons	51
I.1.3.a.	Assemblage du groupe IDS	52
I.1.3.b.	Assemblage du groupe DDS.....	53
I.1.3.c.	Élimination du débord de résine de collage	54
I.1.4.	Vieillessement hydrique.....	55
I.2.	Tests de rupture des échantillons par SBS	56
I.2.1.	Calcul de la contrainte de cisaillement.....	57
I.3.	Résultats.....	57
I.3.1.	Statistiques descriptives.....	57
I.3.2.	Statistiques analytiques.....	61
I.3.3.	Analyse des faciès de rupture	63
I.3.3.a.	Microscopie Optique	63
I.3.3.b.	Microscopie Électronique à Balayage.....	66
II.	Discussion	77
Conclusion.....		80
ANNEXE		94

Abréviations et symboles

CDO : Cavity Design Optimization

CMR : Cervical Margin Relocation

DDS-cc : Delayed Dentin Sealing co-cured (Scellement Dentinaire Différé, co-polymerisation)

DDS-pc : Delayed Dentin Sealing pre-cured (Scellement Dentinaire Différé, pré-polymérisation)

HEMA : Hydroxy-Ethyl Méthacrylate

IDS : Immediate Dentin Sealing (Scellement Dentinaire Immédiat)

JAD : Jonction Amélo-Dentinaire

MEB : Microscope Electronique à Balayage

MDP : Methacryloyloxydecyl Digydrogen Phosphate

MR : Mordançage & Rinçage

OIL : Oxygen Inhibition Layer

PMMA : Polyméthacrylate de méthyle

RECC : Restaurations Esthétiques en Céramique Collée

SAM : Système auto-mordançant

SBST : Shear Bond Strenght Test

SL : Smear Layer = Boue dentinaire

TBST : Tensile Bond Strenght Test

Introduction

La dentisterie adhésive s'est peu à peu imposée comme un moyen efficace d'assurer la pérennité de nos restaurations aux dépens de la dentisterie traditionnelle qui s'appuie sur des concepts mécaniques de rétention. Les matériaux mis à notre disposition et les protocoles de mise en œuvre ne cessent d'évoluer, et permettent au praticien de répondre aux impératifs cliniques, biologiques, fonctionnels, mécaniques et esthétiques. Ces avancées techniques permettent aujourd'hui d'envisager ces restaurations collées et de préserver la vitalité pulpaire dans le cas de délabrement coronaire important, exposant alors de grandes plages dentinaires.

Pour autant, et contrairement aux restaurations directes et à l'exception des restaurations « chairside » en CFAO (Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur), les restaurations indirectes imposent une phase de temporisation qui peut être propice à la colonisation bactérienne. La présence de bactéries au sein des tubuli dentinaires peut entraîner de multiples réactions pulpaires, allant de l'hypersensibilité à la pulpite irréversible.

Face à ce constat, l'équipe de Pashley et coll., au début des années 90, propose alors de sceller la dentine à l'aide d'un agent adhésif immédiatement après la préparation coronaire afin de réduire la perméabilité dentinaire et ainsi protéger le complexe dentino-pulpaire des agressions inhérentes au milieu buccal. Cette technique a évolué au gré des matériaux adhésifs pour devenir ce qu'est aujourd'hui le concept de Scellement Dentinaire Immédiat, ou IDS pour « Immediate Dentin Sealing ». Cet acronyme, proposé par Pascal Magne au début des années 2000, qui s'oppose au Scellement Dentinaire Différé, ou DDS pour « Delayed Dentin Sealing ».

Parmi les avantages cliniques avancés pour systématiser le recours à l'IDS de façon systématique, figurent la protection de la pulpe face à la contamination bactérienne, la diminution des sensibilités en inter-séance, et l'augmentation des valeurs d'adhésion des restaurations indirectes.

Si l'adhésion à l'émail dentaire est un succès depuis que Buonocore(1) a introduit la technique de mordançage, l'adhésion dentinaire est moins prédictible et reste un défi à cause l'eau qu'elle contient et de sa structure hautement organique(2).

Différentes études publiées par P. Magne et d'autres auteurs, montrent que l'IDS augmente les valeurs d'adhésion dentinaire de près de 5 fois par rapport à un protocole classique. Plusieurs hypothèses à ce résultat sont avancées, dont la maturation de la couche hybride en inter-séance associée à une dissipation du stress de polymérisation de l'adhésif.

Ce travail de thèse reprendra, dans un premier temps, les aspects fondamentaux du collage en dentisterie, puis fera le point sur l'Immediate Dentin Sealing de son principe à sa mise en œuvre clinique.

La seconde partie de cette thèse présentera d'une étude *in vitro* originale, visant à comparer les valeurs d'adhésion obtenues lorsqu'on réalise une IDS en comparaison de celles obtenues avec une technique DDS.

Chapitre I : L'hybridation dentinaire

I. Généralités

Les nouveaux concepts de préparation *a minima* reposent sur l'avènement du collage ; en effet dans bien des situations cliniques il n'existe aucune rétention des pièces prothétiques. Dès lors, pour assurer la pérennité des différentes restaurations, il convient au praticien d'appliquer un protocole rigoureux nécessitant une connaissance approfondie de ces nouveaux matériaux, mais également des substrats dentaires, ainsi que de leurs interactions dans la mise en œuvre lors de ces protocoles.

Si le collage à l'émail n'a plus à faire ses preuves, il est admis que le collage à la dentine – qui représente bien souvent le substrat le plus important en termes de surface dans les restaurations postérieures – est bien plus difficile. Ceci est principalement lié à sa composition, moins minéralisé et plus riche en eau.

I.1.1. Composition et structure de l'émail et de la dentine

I.1.1.a. Email

L'émail est le tissu de recouvrement des couronnes dentaires. C'est un tissu très minéralisé (96% en poids), constitué essentiellement de monocristaux d'hydroxyapatite ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$). Il protège le complexe dentinopulpaire sous-jacent. Sa structure particulière et son aptitude à être mordancée en font un excellent substrat de collage(3).

I.1.1.b. Dentine

La dentine est un tissu conjonctif minéralisé qui constitue la masse principale de la dent. Elle entoure la pulpe avec qui elle entretient une étroite relation. On parle alors de complexe pulpodentinaire, qui s'illustre par l'interdépendance dans les réactions aux influences environnementales(3). Elle s'appose de façon continue tout au long de la vie de l'organe dentaire aux dépens du parenchyme pulpaire.

Elle est composée, en volume, de(4) :

- **Phase minérale** : 70%. Essentiellement Hydroxyapatite carbonatée et magnésinée
- **Phase organique** : 18 à 20%, dont 90% de collagène de type I
- **Eau** : 10 à 12%

Sa composition en poids est différente :

- **Phase minérale** : 45 à 50%
- **Matrice organique** : 30%
- **Eau** : 25%

Les phases sont identiques à celles de l'émail, mais les proportions différentes et le volume d'eau plus important en font un substrat de collage très différent difficile à appréhender.

La dentine résulte de la minéralisation de la prédentine sécrétée par les odontoblastes. C'est un tissu acellulaire, avasculaire et partiellement innervé. La persistance des prolongements odontoblastiques qui traversent la dentine de part en part au sein des canalicules confère à la dentine sa structure caractéristique, et sont responsables de sa perméabilité.

On dénombre jusqu'à 8.000 tubuli par mm² dans la dentine périphérique en regard du manteau dentinaire, mais ce nombre croît jusqu'à atteindre 58.000 tubuli par mm² dans le tiers interne de la dentine.

Ces tubuli présentent un diamètre moyen de l'ordre de 1 à 2 µm(5).

Cette structure criblée associée à la pression vasculaire de la pulpe est responsable l'humidité intrinsèque de la dentine

Le nombre de tubuli dentinaires exposés lors des préparations dentaires varie en fonction de la dent, de sa taille et de la quantité de tissu retiré. Une préparation périphérique exposant la quasi-totalité de la dentine pourrait exposer 1 à 2 millions de tubuli(6).

Anatomiquement, deux sortes de dentines peuvent être distinguées dans des conditions physiologiques(3) :

× Dentine périphérique

D'une épaisseur de 10 à 30 µm, cette couche de dentine est appelée le manteau dentinaire.

Il s'agit d'une couche de dentine peu minéralisée dépourvue de canalicules qui s'inscrit dans la continuité de la jonction amélo-dentinaire, dont elle partage le rôle d'amortisseur des contraintes transmises par l'émail

× Dentine circumpulpaire

Deux types de dentines peuvent être observés : la dentine primaire, qui se forme de la période pré-éruptive de l'organe dentaire à sa mise en fonction, et la dentine secondaire qui s'appose tout le long de la vie de la dent en dehors de tout contexte pathologique.

Les dentines circumpulpaire – primaire ou secondaire – sont constituées plus spécifiquement de dentines intercanaliculaire et péricanaliculaire :

Dentine intercanaliculaire : Elle représente la majeure partie de la dentine. Elle résulte de la minéralisation de la prédentine sécrétée par les odontoblastes(7). Sa composition et sa structure lui permettent de résister aux différentes pressions exercées sur l'organe dentaire.

Dentine péricanaliculaire : Bordant la lumière tubulaire, elle se développe après la dentine intercanaliculaire à partir d'une matrice amorphe sécrétée par les odontoblastes et non à partir de la prédentine. Peu présente dans les couches périphériques, on la retrouve essentiellement dans la zone centrale de la dentine où elle peut atteindre une épaisseur de 0,5 à 1,5 μm . La dentine péricanaliculaire présente une structure hyperminéralisée dépourvue de fibre de collagène, cette particularité lui vaut d'être plus sensible aux attaques acides.(4)(8)

I.1.2. La perméabilité dentinaire

La pulpe est un des rares tissus de l'organisme à posséder une pression du fluide interstitiel normale relativement haute (20-70 cm.H₂O)(9), il en résulte un gradient de pression entre le milieu intérieur et le milieu extérieur qui permet à la pulpe de se défendre face aux agressions externes en limitant la pénétration d'agents pathogènes, tout en favorisant l'apport de ressources nécessaires à sa défense sur la zone exposée.

C'est également ce mécanisme qui complique le collage à la dentine, favorisant l'extrusion d'un exsudat dentinaire et limitant la pénétration des adhésifs dentinaires à l'intérieur des tubuli.

La perméabilité se définit comme l'aptitude à se laisser traverser par des fluides, des ions et des bactéries. De nombreux facteurs influent cette perméabilité, comme la surface exposée, l'épaisseur du substrat. Aussi, la dimension des particules et leur nature a une influence sur les interactions physico-chimiques qui peuvent subvenir entre la dentine et l'agent pénétrant(5).

Dans un contexte de préparation dentaire, cette perméabilité est diminuée par la formation de boue dentinaire lors du fraisage. Dans le cadre de l'IDS, les tubuli sont obturés par un agent adhésif.

I.1.3. La boue dentinaire

Le fraisage des surfaces dentaires dépose une couche de débris à la surface de celles-ci(10). Cette boue dentinaire ou « *smear layer* », couvre entièrement la surface dentinaire sur une épaisseur d'1 à 2 μm et obture l'orifice des tubuli dentinaires (« *smear plugs* ») sur une profondeur pouvant atteindre 10 μm (11) (**Figures 1 et 2**).

Essentiellement composée de débris de cristaux d'hydroxyapatite, de fragments collagène dénaturé et d'eau(12), sa quantité et sa qualité sont influencées par les conditions de manipulation.

Son épaisseur, sa morphologie et sa densité varient en fonction de la localisation par rapport à la pulpe mais également du type d'instrument utilisé pour l'obtenir, l'usage d'instrument rotatif à forte granulométrie augmentant son épaisseur (13)(14).

Le fraisage sous eau est indispensable pour obtenir une couche uniformément répartie, sans quoi la boue dentinaire prend l'aspect d'ilôts individuels de morphologie hétérogène, séparés par des zones de dentine nue (15).

D'apparence amorphe à faible grossissement, elle présente des particules globulaires de 0,01 à 0,05 μm de diamètre en microscopie électronique(16).

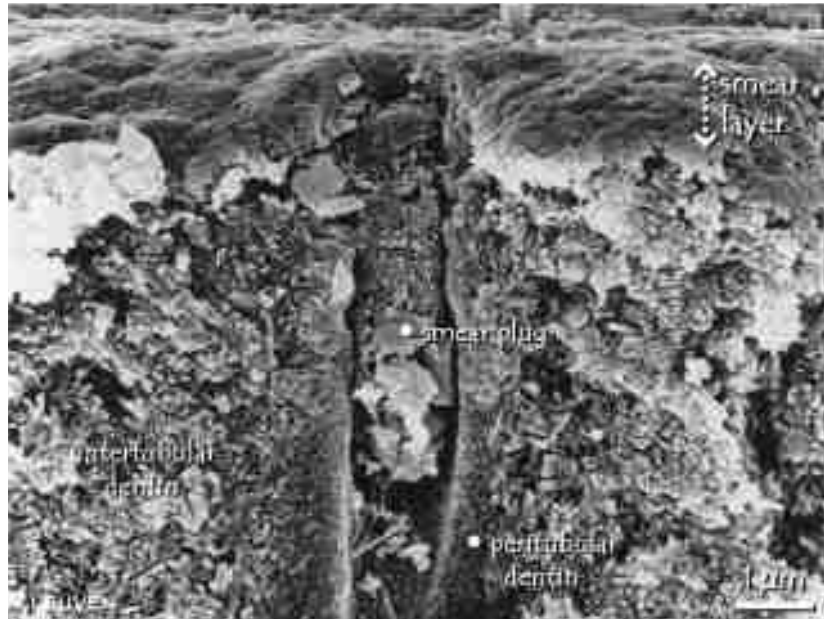


Figure 2. Surface dentinaire après fraisage. On observe la boue dentinaire qui recouvre la totalité de la surface sur une épaisseur de 1 μ m, ainsi qu'un « *smear plug* » qui obture un tubule dentinaire sur quelques micromètres.

La boue dentinaire, composée de débris de collagène et de cristaux d'hydroxyapatite compactés, a une structure amorphe (Image de Perdigão).

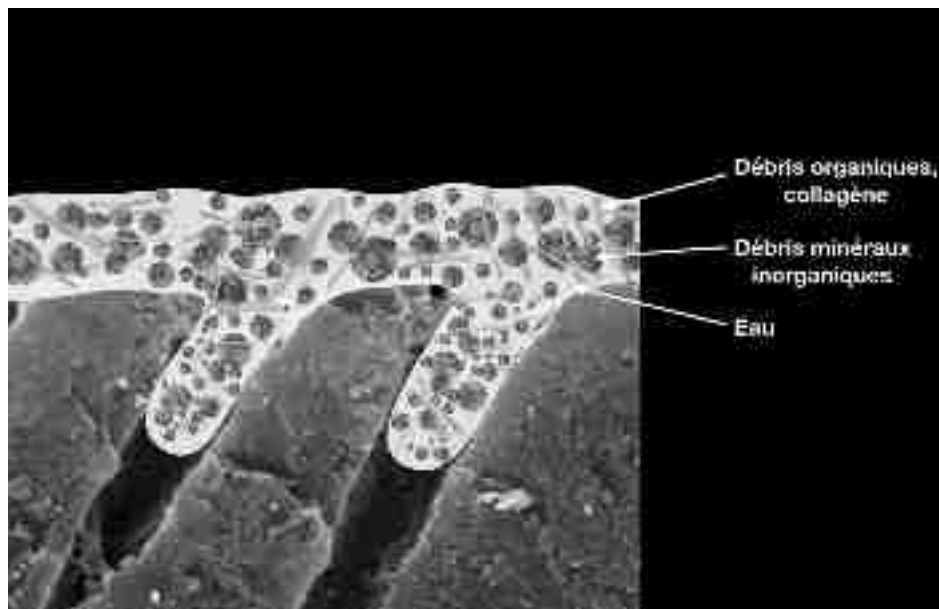


Figure 1. Dessin schématique de la boue dentinaire, structure amorphe composée de cristaux d'hydroxyapatite et de débris de collagène compactés. Cette dernière vient recouvrir la surface dentinaire et obture les tubuli sur quelques μ m (Iconographie personnelle).

I.1.3.a. Caractéristiques

Dans les conditions cliniques, la boue dentinaire est susceptible d'être contaminée par la salive et les bactéries en présence (17),(18).

La présence de cette boue dentinaire en surface et des *smear plugs* permet de réduire la perméabilité dentinaire(19), entraînant par la même occasion une diminution des sensibilités et de l'humidité superficielle.

Cependant, adhérente à la surface dentinaire dont elle provient(11) et de nature fragile(20), elle empêche la réalisation d'un collage convenable en s'opposant à la pénétration des agents adhésifs qui ne peuvent pas établir un contact direct avec la dentine sous-jacente. En résultent alors des échecs par fracture cohésive de la boue dentinaire(14).

I.1.3.b. Élimination

Peu adhérente à la surface dentinaire (5 MPa)(11), il convient de l'éliminer pour assurer un collage efficace.

L'utilisation d'un acide fort comme l'acide orthophosphorique (H_3PO_4) permet l'élimination de la boue dentinaire par dissolution des débris de cristaux d'hydroxyapatite (**Figure 3**). L'attaque acide a également une action sur la surface dentinaire, et va permettre une déminéralisation superficielle de celle-ci sur quelques micromètres, libérant alors un réseau de fibrilles de collagène entrelacées et dispersées dans l'eau de rinçage (**Figures 4, 5 et 6**).

Cette surface essentiellement composée d'eau est principalement hydrophile, ce qui pose un problème pour l'infiltration des résines de collage hydrophobes, mais un séchage trop vigoureux entraîne un effondrement du réseau collagénique qui devient alors compact et défavorable à l'infiltration résineuse(21).

L'acide permet également l'ouverture des tubuli dentinaires et de leurs rameaux par élimination des *smear plugs* et de la dentine péri-tubulaire très minéralisée (22). Après

élimination de la boue dentinaire, la perméabilité augmente de plus de 90% (23)(24)(25).

Le traitement acide de la dent va permettre une meilleure pénétration des résines adhésives à la surface dentinaire et augmenter la force de cohésion, mais peut accentuer le risque d'inflammation pulpaire et de sensibilité(26) si le collage n'est pas maîtrisé.

Cependant, le degré d'irritation pulpaire est corrélé à d'autres variables, comme la technique de préparation, l'épaisseur de dentine résiduelle en regard de la pulpe, ou encore la durée de temporisation jusqu'à l'assemblage de la restauration coronaire(23).

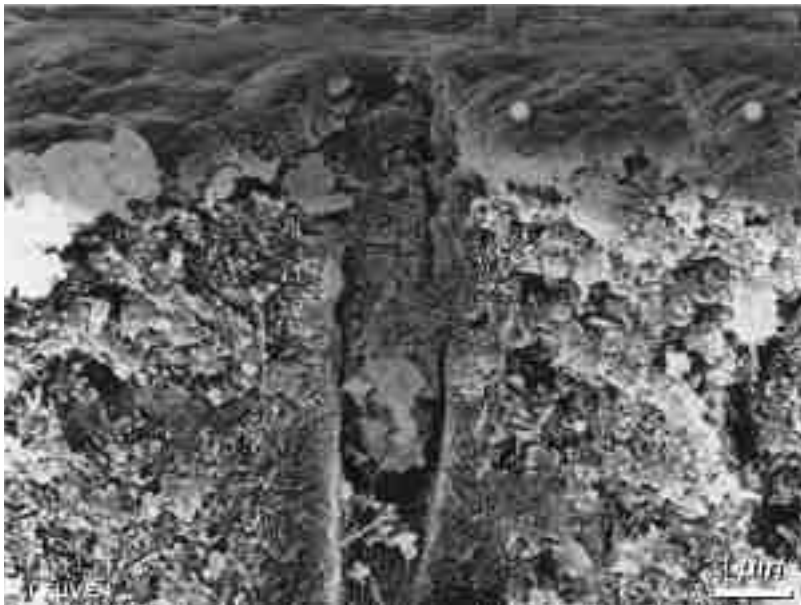


Figure 3. Schéma montrant la zone d'action de l'acide orthophosphorique au cours du mordantage dentinaire. Ce dernier permet de solubiliser les débris inorganiques (*smear layer* et *smear plugs*) en surface et dans les tubuli dentinaire.

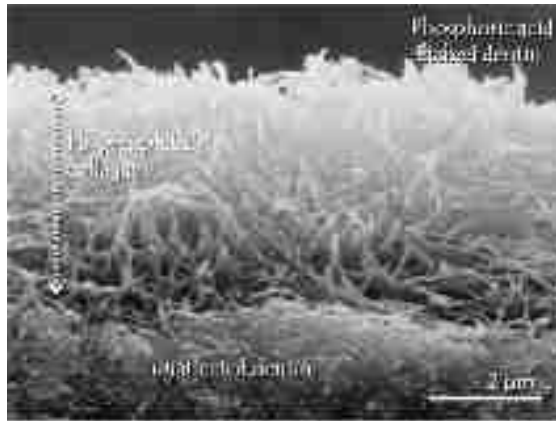


Figure 4. Image MEB de la surface dentinaire après un mordantage de 15 secondes avec un gel d'acide orthophosphorique à 35%. La dentine est déminéralisée sur 4-5 μm , exposant des fibres de collagène totalement dépourvues de cristaux d'hydroxyapatite. La transition entre la dentine déminéralisée et la dentine non affectée est une zone très anfractueuse (Image de Vargas M.).

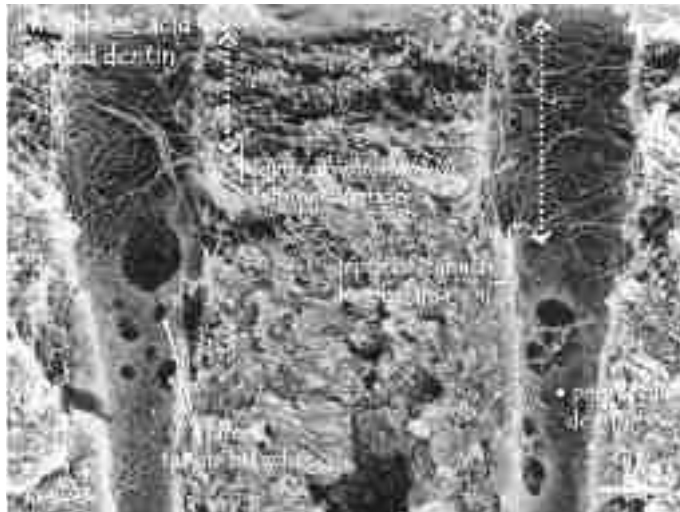


Figure 5. Image MEB d'une coupe de dentine après mordantage à l'acide orthophosphorique à 37,5%. La dentine inter-tubulaire est déminéralisée sur une épaisseur de 3-5 μm , exposant les fibrilles de collagène. La dentine péri-tubulaire est déminéralisée jusqu'à 6-7 μm à cause de sa structure plus riche en minéraux. On observe la présence de rameaux tubulaires (Image de Perdigão).

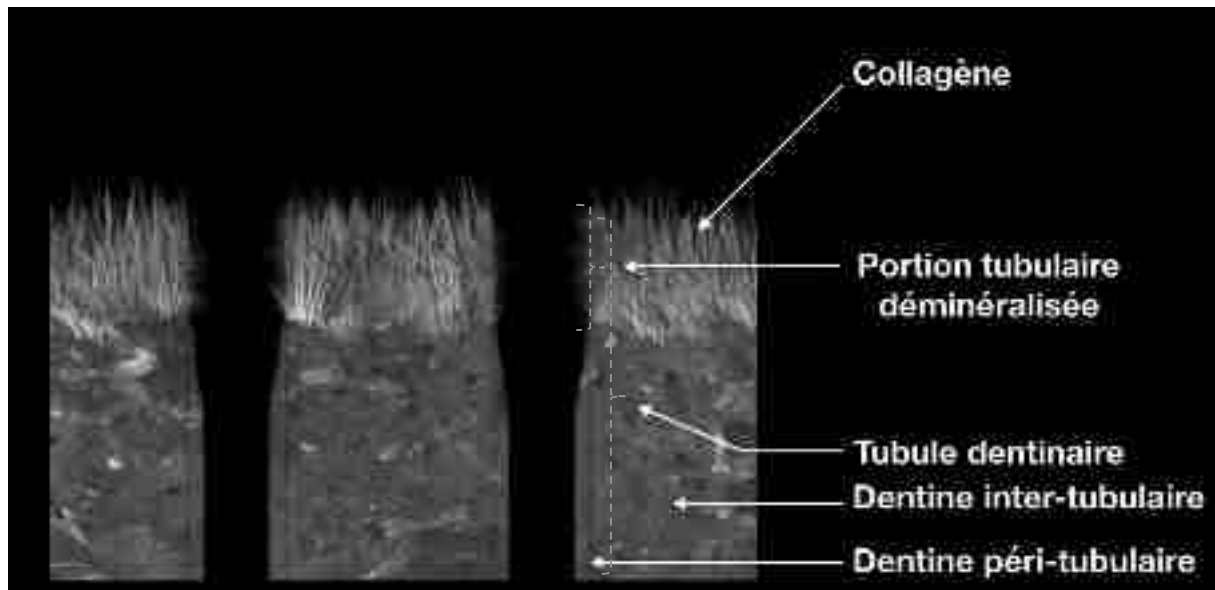


Figure 6. Dessin schématique de dentine après mordantage à l'acide orthophosphorique et rinçage. L'acide élimine la boue dentinaire en surface ainsi que les smear plugs, mettant à nu les fibres de collagène en surface et ouvrant les tubuli dentinaire (Iconographie personnelle).

I.1.4. La couche hybride

I.1.4.a. Définition

Initialement décrite par Nakabayashi et son équipe(27), la couche hybride est l'élément clef de l'adhésion à la dentine. Il s'agit d'un entrelacement de polymères d'origine naturelle d'une part (les fibres de collagène) et de polymères synthétiques d'autre part (les macromolécules de l'adhésif) (**Figure 7**).

L'imprégnation résineuse de la dentine rend la couche hybride acido-résistante(28) mais elle reste sujette à la dégradation.

I.1.4.b. Brides résineuses

L'ouverture des tubuli dentinaire par mordançage permet une diffusion rapide des monomères de l'adhésif le long de leur lumière en direction pulpaire.

Les premières résines adhésives donnaient des brides longues et effilées, aux extrémités pointues. L'absence de concordance entre l'anatomie des tubuli et celles des brides indiquaient alors une scission lors de la polymérisation. L'équipe de Nakabayashi avait alors déterminé qu'ils ne jouaient aucun rôle dans l'adhésion(29). Les adhésifs modernes permettent d'obtenir des brides « anatomiques », pénétrant de surcroît dans les rameaux tubulaires. Ces brides résineuses ont un rôle prépondérant dans l'adhésion dentinaire, au même titre que la couche hybride. Cependant, il n'est pas possible de dire lequel de ces deux phénomènes prévaut dans la force de cohésion.

L'augmentation du nombre de tubuli dentinaires et de leur diamètre dans les cavités profondes(30) pourrait amener à supposer que ces *resin tags* auraient un rôle plus important dans ces situations cliniques. Toutefois la perfusion continue de fluide dentinaire vers la surface – plus important à proximité pulpaire – conduit à une pénétration moins importante de l'adhésif.

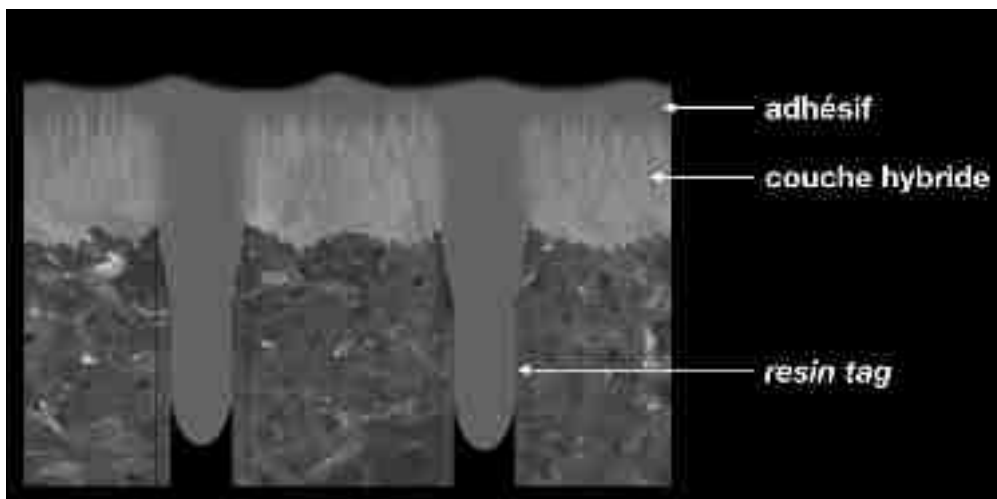


Figure 7. Dessin schématique de dentine après imprégnation à l'aide d'un adhésif à mordançage préalable. La résine infiltre la totalité du réseau collagénique mis à nu en surface (couche hybride) et pénètre dans les tubuli dentinaire formant des resin tags (Iconographie personnelle).

I.1.4.c. Caractéristiques mécaniques

A l'interface émail - dentine se trouve une barrière appelée jonction amélo-dentinaire (JAD). Cette structure complexe douée de capacités de déformation et d'absorption des contraintes est une structure peu minéralisée entrecoupée de gros faisceaux de fibres de collagène dérivées de la dentine. Elle joue un rôle d'amortisseur entre l'émail très minéralisé, très dur, et la dentine plus flexible et résiliente, et permet de limiter la propagation des fêlures ayant débuté dans l'émail grâce à sa haute résilience.

Il existe des similitudes entre cette JAD et la couche hybride. Ces deux structures sont des interphases complexes, renforcées en fibrilles de collagène, reliant deux tissus minéralisés.

Cette notion ouvre de nouvelles perspectives pour des restaurations toujours plus conservatrices et biomimétiques, par le biais de la céramique collée.

Cette approche de la couche hybride a permis une grande amélioration des agents adhésifs dentinaires, et de placer les restaurations indirectes collées aux plus hauts niveaux de succès cliniques en termes de durée et de prédictibilité.

I.1.4.d. Couche d'inhibition à l'oxygène

La polymérisation des résines méthacrylates n'est jamais à 100% effective : on observe à la surface une couche non polymérisée liée au contact de l'adhésif à l'air libre, et plus spécifiquement de l'oxygène qui agit comme un inhibiteur de polymérisation(31).

Elle résulte de l'affinité plus importante des radicaux libres vers l'oxygène plutôt que vers les doubles liaisons carbones présentes dans les résines méthacrylates, limitant de fait leur polymérisation(32).

Cette couche d'inhibition (« Oxygene Inhibition Layer » = OIL) est d'épaisseur variable, allant de 4 μm (33) à 84 μm (31) et de composition similaire à la résine non polymérisée, avec des photo-initiateurs et co-initiateurs partiellement consommés(34).

L'épaisseur de la couche d'inhibition est régie par différents facteurs :

- Une résine riche en HEMA, fluide, aura tendance à présenter une OIL plus importante.
- Elle sera plus fine si la résine présente un taux de charge supérieur à 40% (35).

I.1.5. Le scellement dentinaire différé

Le scellement dentinaire différé (DDS pour « *delayed dentin sealing* ») est le nom donné à la procédure traditionnelle, en opposition à l'IDS, qui consiste à préparer la dent, réaliser une empreinte de cette préparation, et mettre en place une restauration provisoire.

Durant la phase de temporisation, la dentine n'est alors protégée que par la boue dentinaire produite lors de la préparation et la restauration provisoire peu adhérente à sa surface, et donc peu étanche.

Le système adhésif choisi par le praticien n'est mis en place une semaine plus tard, lors de l'assemblage de la restauration d'usage.

Le DDS peut être effectué de deux manières différentes :

- DDS avec co-polymérisation : l'adhésif est polymérisé en même temps que la résine de collage, après insertion de la pièce indirecte.
- DDS avec pré-polymérisation : l'adhésif est polymérisé avant d'insérer la pièce prothétique, afin de former une couche hybride stable.

Dans une étude récente(36), M. Hayashi définit le DDS comme étant la procédure réalisée avec co-polymérisation de l'adhésif uniquement. Afin d'éviter toute confusion à la lecture de ce travail de thèse, il conviendra de faire la distinction entre le *Delayed Dentin Sealing co-cured* (DDS-cc) et le *Delayed Dentin Sealing pre-cured* (DDS-pc) ou scellement dentinaire différé dans lequel la couche d'adhésif est polymérisée avant l'insertion de la pièce prothétique.

La technique de polymérisation de l'adhésif fait encore débat dans la communauté scientifique pour les pièces prothétiques indirectes.

En pratique, l'épaisseur de la couche d'adhésif est très variable en fonction de la géométrie de la cavité. Si l'épaisseur dépasse rarement 60 à 80 μm sur une surface lisse et convexe, elle peut atteindre jusqu'à 200 à 300 μm d'épaisseur sur les surfaces concaves comme les congés ou les lignes de transitions internes des cavités(37)-(38), ce qui peut interférer avec la mise en place d'une restauration indirecte(39).

Cependant, il a été montré que la force d'adhésion est significativement supérieure quand l'adhésif est polymérisé avant d'appliquer une résine composite plutôt qu'en technique de co-polymérisation(40–44).

Cliniquement, il convient de réaliser un DDS avec une pré-polymérisation de l'adhésif. Pour éviter toutes interférences de l'adhésif avec l'insertion de la pièce prothétique il faudra veiller à limiter son épaisseur au minimum ; dépendante du type d'adhésif (chargé ou non chargé), de sa capacité à être étalé à l'aide d'une soufflette à air et de la géométrie de la préparation.

I.1.6. Le scellement dentinaire immédiat

En 1992, Edna L. Pashley propose une nouvelle approche clinique consistant en l'application d'un système adhésif sur la surface dentinaire entre l'étape de préparation et celle de l'empreinte. Cette couche hybride ainsi formée vise à réduire la perméabilité dentinaire durant la phase de temporisation, jusqu'à l'assemblage de la restauration coronaire(37).

P. Magne reprendra cette idée dans ses travaux réalisés en 2005 et y attribuera le nom de « *Immediate Dentin Sealing* » (IDS) (**Figure 8**)., ou scellement dentinaire immédiat.

Il y propose un protocole clinique détaillé étape par étape dont l'objectif est de réaliser le traitement dentinaire lors de la séance de préparation avant l'étape de l'empreinte, sur une dentine fraîchement coupée, pour imperméabiliser cette dernière et éviter

toute contamination bactérienne lors de la temporisation. Il rappelle dans ses travaux que cette *freshly cut dentin* n'est obtenue que directement après la préparation et représente le meilleur substrat de collage dentinaire(39).

Les techniques de préparations modernes, *a minima* ou *a optima* pour restaurations indirectes exposent souvent des plages dentinaires plus ou moins importantes et plus ou moins profondes, qu'il convient de recouvrir avec un adhésif dentinaire(39).

Les nombreux travaux attestent que cette technique permet cliniquement d'éviter la contamination bactérienne de la surface dentinaire, de réduire les sensibilités en interséance, et d'augmenter les valeurs d'adhésion des restaurations indirectes.

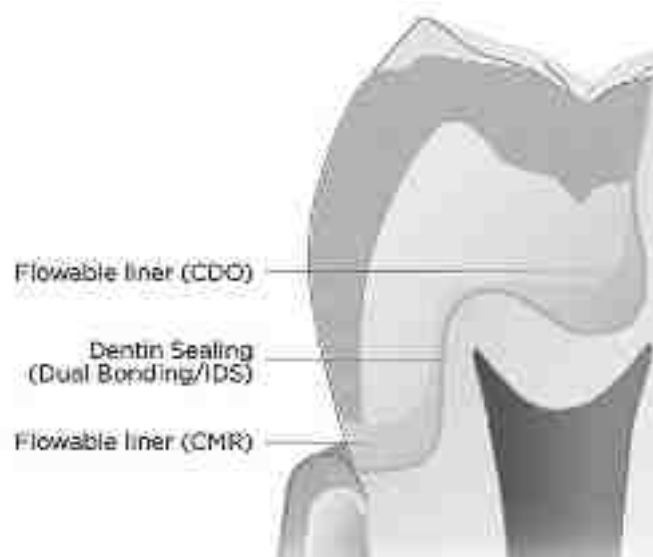


Figure 8. Illustration de l'IDS et de ses variantes, le Cavity Designed optimization (CDO) et le Cervical Margin Relocation (CMR)

II. Intérêt de l'hybridation dentinaire immédiate

P. Magne avance de nombreux avantages à réaliser l'IDS. De nombreux travaux scientifiques réalisés depuis la première publication en 2005 viennent étayer ses propos, et témoignent de la supériorité de cette technique par rapport au protocole de collage conventionnel de DDS en méthode co-polymérisée.

II.1. Arguments mécaniques et biologiques

II.1.1. Préservation tissulaire

Après réalisation de l'IDS, il est possible de combler les éventuelles contre-dépouilles à l'aide d'un composite fluide afin de préserver les tissus dentaires, ainsi que de simplifier certaines formes de préparations(45).

Cette approche a été proposée et mise en avant par D. Dietschi et R. Spreafico sous la dénomination de Cavity Design Optimization (CDO)(46).

II.1.2. Intérêt bactériologique

Les bactéries ainsi que leurs toxines peuvent diffuser au travers de la dentine fraîchement préparée, dont les tubuli grands ouverts constituent des véritables autoroutes vers la pulpe, et induire une inflammation pulpaire(47,48). Les principes de préparations modernes autorisent des formes peu ou pas rétentives qui ne permettent pas de réaliser des provisoires scellés, qui risquent d'être perdues pendant la phase de temporisation. L'idée de cette fermeture étanche du complexe dentino-pulpaire pour le protéger fait alors d'autant plus sens.

Partant de ce constat, Pashley propose de sceller la dentine immédiatement après une préparation coronaire avec des résines adhésives afin de protéger la pulpe des infiltrations bactériennes et des phénomènes hydrodynamiques(37,49-51). Cependant, dans son étude *in vitro* de Pashley n'obtient une réduction moyenne de la

perméabilité que de 50%, qui décroît de surcroît après thermocyclage des échantillons. De nombreux auteurs se sont alors penchés sur la question de la réduction de la perméabilité dentinaire en fonction de l'adhésif utilisé. (52–54). Les meilleurs résultats sont obtenus avec l'utilisation d'adhésif à mordantage et rinçage préalable, qui permettent de réduire la perméabilité jusqu'à 96,6% (All Bond 2, Bisico). Cependant, La contre-partie de cette approche que la dentine mordancée est 100% perméable(18,50), donc particulièrement sensible à l'infiltration bactérienne, et qu'aucun adhésif sur le marché ne permette de réduire à 100% la perméabilité dentinaire. Cet argument est donc partiellement limité.

A l'opposé, la boue dentinaire et ses *smear plugs* seraient tout aussi efficaces que l'adhésif et les *resins tags* pour diminuer la perméabilité dentinaire(55,56), cependant, sa solubilité de celle-ci ne permet pas une protection efficace au-delà d'une semaine d'exposition au milieu buccal(57).

II.1.3. Influence sur la valeur d'adhésion des restaurations indirectes

Lorsque qu'une grande plage dentinaire a été exposée lors de la préparation coronaire, il convient d'appliquer le système adhésif en suivant scrupuleusement les recommandations du fabricant. L'adhésion dentinaire, qui revêt une importance particulière dans le succès à long terme des restaurations indirectes en céramiques, doit suivre un protocole strict.

A titre d'exemple, les études de Dumfahrt(58) et Friedman(59) montrent ainsi que les facettes céramiques partiellement collées à la dentine présentaient un risque d'échec plus élevé, malgré l'évolution des adhésifs.

P. Magne évoque alors l'idée de modifier la procédure clinique pour améliorer les performances du collage dentinaire.

Selon lui, les échecs du collage dentinaire sont liés : 1) à la contamination dentinaire durant la phase de temporisation et 2) au collapsus du réseau collagénique au moment de l'assemblage (en DDS co-polymérisé).

Le scellement dentinaire immédiat permettrait d'éviter ces deux phénomènes et d'obtenir une couche hybride de meilleure qualité, augmentant significativement les valeurs d'adhésion des restaurations indirectes.

Plusieurs travaux réalisés *in vitro* appuient sa théorie et montrent que ce protocole permet d'obtenir des valeurs d'adhésion jusqu'à 5 fois supérieures par rapport au DDS co-polymérisé(60–63).

Il convient toutefois de relativiser ces conclusions, car ces études comparent toujours le protocole d'IDS à un protocole de DDS avec une temporisation de deux semaines et surtout une méthode de co-polymérisation de l'adhésif et de la résine de collage.

A notre connaissance, il n'existe à ce jour aucune étude à part la nôtre comparant l'IDS au DDS réalisé avec pré-polymérisation de l'adhésif, et après une seule semaine de temporisation.

II.1.3.a. Qualité du substrat dentinaire

Il est démontré que la dentine fraîchement fraisée, rencontrée juste après la préparation est le substrat idéal pour obtenir les valeurs d'adhésion maximales(37,49,50). Cette constatation fait dire aux promoteurs de l'IDS que seule cette méthode permet de profiter d'une dentine optimale pour la formation de la couche hybride.

En effet, les préparations coronaires pour restaurations indirectes collées nécessitent systématiquement la réalisation de provisoires afin de protéger l'organe dentino-pulpaire des différentes agressions extérieures durant la phase de temporisation.

Lorsque la forme de préparation n'offre pas de rétention mécanique, il est classique de réaliser des provisoires en composites modelables, photo-polymérisables, sans adhésion réelle à la dent. Sans IDS, il est impossible d'éviter une colonisation bactérienne de la surface dentinaire. Lorsque la forme de préparation le permet, les provisoires peuvent être scellées à l'aide de ciment provisoire. Cependant, la dentine contaminée par l'utilisation de tels ciments conduirait, elle, à une diminution des valeurs d'adhésion des restaurations d'usages.

Cependant, cet argument doit être discuté car le microsablage de la surface dentaire fait aujourd'hui partie intégrante des protocoles de collage contemporains, IDS comme DDS. Au-delà des irrégularités de surface qui augmentent la mouillabilité des adhésifs, le microsablage permet surtout d'éliminer la surface dentinaire contaminée par la salive et autres matériaux provisoires, exposant à nouveau une dentine recouverte de boue dentinaire.

Associé à un système adhésif avec mordantage préalable qui permet l'élimination de cette boue dentinaire, la surface dentinaire ainsi traitée révèle une dentine et des fibres de collagènes « fraîches », et tout aussi favorables à la réalisation d'un collage de qualité.

II.1.3.b. Qualité de la couche hybride

La pré-polymérisation de l'adhésif avant la mise en place des restaurations améliore significativement les valeurs d'adhésion des restaurations en composite en comparaison aux résultats obtenus lorsque l'adhésif est co-polymérisé avec le composite de restauration(40,41). Cette différence peut être expliquée en partie par l'effondrement du réseau collagénique sous la pression exercée lors de la mise en place du composite lorsque la couche hybride n'est pas pré-polymérisée(38,41). Il en résulte alors une couche hybride de mauvaise qualité entraînant une diminution des valeurs d'adhésion.

Toutefois, s'il paraît évident de polymériser l'adhésif avant de réaliser une restauration directe en composite, il n'en est pas de même en cas de restaurations indirectes. En effet, l'épaisseur de l'adhésif, difficilement maîtrisable cliniquement, peut varier de quelques microns sur une surface plane à presque 300 µm d'épaisseur dans les concavités(39,64). Ainsi, un étalement de l'adhésif mal géré peut impacter l'insertion de la restauration indirecte, voire même empêcher son enfoncement complet (37,38). Dès lors, certains auteurs estiment que ce risque impose le recours à la méthode de co-polymérisation pour le collage des restaurations indirectes. Ils recommandent de ne pas polymériser l'adhésif avant que la restauration enduite de la résine de collage ne soit parfaitement en place. Cette approche reste critiquable car elle offre des valeurs d'adhérence inférieure.

Afin de contourner cette problématique, P. Magne a proposé une procédure de collage basée sur le protocole d'IDS associé dans un second temps à une co-polymérisation. Ainsi, cette procédure permet de profiter des avantages d'une couche hybride de qualité (pré-polymérisation de l'adhésif, qui permet d'obtenir des valeurs d'adhésion supérieures) sans les inconvénients : l'épaisseur de la couche d'adhésif est enregistrée dans l'empreinte, et ne peut interférer avec l'assise de la pièce indirecte.

L'autre approche consiste à réaliser un protocole de DDS avec pré-polymérisation, mais en utilisant exclusivement un adhésif non chargé et méticuleusement étalé à l'aide de la soufflette. Dans ce cas, une épaisseur de l'ordre de 5 à 20µm peut être obtenue(65). Par ailleurs, les méthodes d'empreintes (physique et optique) comme les méthodes de mise en forme des pièces indirectes (par usinage ou pressée) engendrent inévitablement sous-dimensionnement de la restauration. Celui-ci se traduit par un espacement interne moyen de 50 µm à plus de 200 µm en fond de cavité (66), qui offre l'espace nécessaire à la résine adhésive et à la résine de collage.

II.2. Avantages cliniques

II.2.1. Confort du patient

II.2.1.a. Sensibilité en inter-séance

La réalisation d'une préparation coronaire de 1 cm² expose en moyenne 3 millions de tubuli dentinaires, de diamètre plus ou moins important en fonction de la profondeur de préparation. Chacun de ces tubuli constitue une porte d'entrée en direction de la pulpe. Ainsi, les plages dentinaires exposées deviennent perméables aux infiltrations bactériennes et sensibles aux phénomènes hydrodynamiques(67).

Après une préparation coronaire, la boue dentinaire superficielle semble protéger efficacement des sensibilités(68). Cependant, son caractère soluble ne lui permet pas d'assurer cet effet au-delà d'une semaine de temporisation(57).

Au contraire, le scellement dentinaire immédiat, en pénétrant les tubuli, agit comme une barrière mécanique durable, permettant de supprimer - ou de limiter fortement - ces phénomènes.

II.2.1.b. Anesthésie

La protection pulpaire qu'apporte l'IDS permettrait théoriquement de s'affranchir de l'anesthésie locale lors de l'assemblage de la restauration, la dent étant moins sensible. Cependant, l'expérience clinique montre que la sensibilité partielle résiduelle fréquente, tout comme la pose du champ opératoire, impose en général une anesthésie de confort.

II.2.2. **Traitement en deux temps de la dentine et de l'émail**

Contrairement aux techniques de *resin coating* et de *dual bonding*, l'IDS consiste en un scellement dentinaire exclusif. Lors de sa réalisation le praticien doit se concentrer sur le collage dentinaire, qui est un collage « humide » relativement complexe à maîtriser cliniquement. Lors de l'assemblage de la restauration, le praticien n'a alors plus à se soucier du degré d'humidité de la dentine et peut se focaliser uniquement sur le conditionnement de l'émail (« collage sec »), moins délicat.

III. **Choix de l'adhésif**

III.1. **Classification des adhésifs**

Historiquement, les adhésifs étaient classés par « générations », on distinguait alors 7 générations différentes. Cependant, cette classification ne prenait en compte ni les principes d'action des adhésifs, ni leurs performances cliniques, et les dernières générations n'apportaient pas un bénéfice thérapeutique évident par rapport aux plus anciennes.

Une autre classification, plus rationnelle, a été proposée. Celle-ci se base sur les principes d'action des différents systèmes et sur le nombre de séquences cliniques(69)(70).

On distingue alors 3 grandes familles d'adhésifs en fonction de la nécessité de mordancer ou non préalablement :

- Système Mordançage et Rinçage préalable (« total-etch » ou « etch&rinse ») : M&R
- Systèmes auto-mordançants (« self-etch ») : SAM
- Systèmes universels : mordançage préalable au choix du praticien

Ces adhésifs sont également classés en fonction du nombre de séquences cliniques (**Figure 9 et tableau 1**) :

- 3 étapes : MR3
- 2 étapes : MR2, SAM2 et universels
- 1 étape : SAM1 et universels

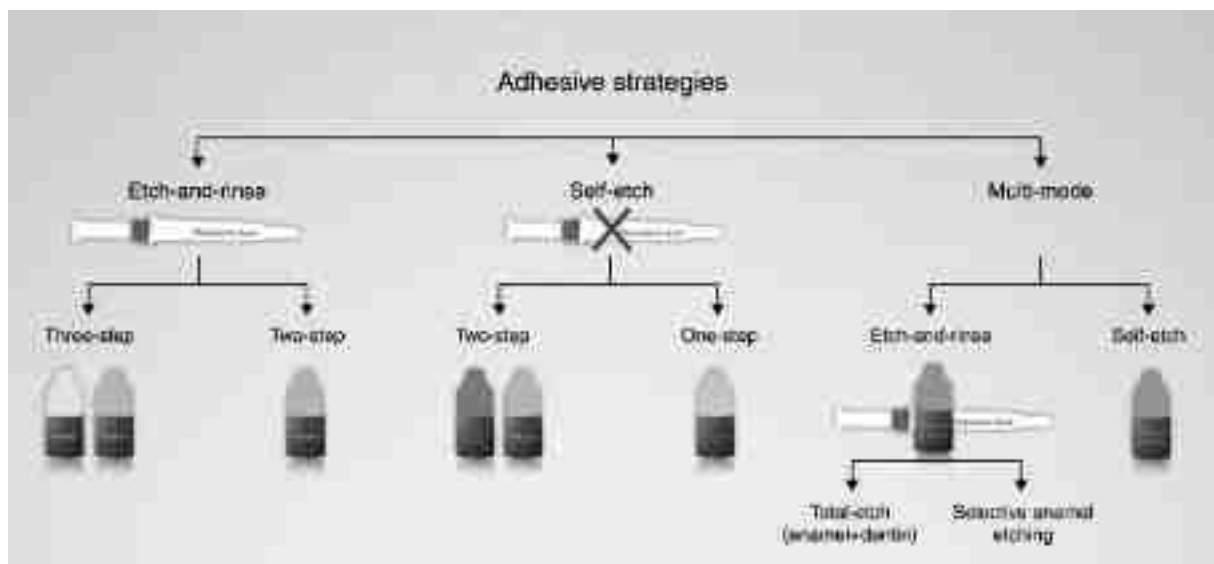


Figure 9. Schéma récapitulatif des adhésifs (Iconographie Ana Sezinando).

Étapes / systèmes	MR3	MR2	SAM2	SAM1	Universel	
Mordançage	X	X	X	X	X	X
Primer	X	X			X	
Adhésif	X		X			

Tableau 1. Tableau récapitulatif de la mise en œuvre des adhésifs (D'après JPIO Restaurations esthétiques en céramiques collées, Olivier Etienne(71)).

Notons que la procédure de collage commence inexorablement par un traitement acide de la boue dentinaire afin de l'éliminer ou de la stabiliser, quel que soit le système adhésif employé. Ce traitement acide aura également pour effet de créer des microporosités à la surface dentinaire, indispensables à l'infiltration des monomères d'adhésif.

III.1.1. Système avec mordançage préalable

Ce système consiste à appliquer un gel, généralement d'acide orthophosphorique. Ce gel doit avoir une concentration supérieure à 20%. Le temps d'application sur la dentine ne doit pas excéder 15 secondes. Cette étape est suivie d'un rinçage abondant eau + air.

Le mordançage permet d'éliminer la boue dentinaire, d'ouvrir les tubuli dentinaires et de déminéraliser superficiellement les zones péri- et inter-tubulaires sur quelques micromètres.

Cette surface de dentine déminéralisée est constituée d'un réseau de collagène dispersé dans l'eau de rinçage. La présence de cette eau donne à la surface dentinaire un caractère hydrophile(21).

III.1.1.a. Système MR 3

Dans le cas des MR3, l'étape de rinçage est suivie par un « séchage doux » de la dentine, suivi de l'application successive d'un promoteur d'adhésion (ou primaire, « primer »), et d'un adhésif.

Les primaires sont composés d'eau, de solvants organiques et de monomères hydrophiles. L'hydroxyéthyl méthacrylate (HEMA) reste le monomère le plus couramment employé car il est le seul composé méthacrylique totalement soluble dans l'eau.

La présence de solvants permet une élimination plus rapide de l'eau par évaporation après l'application du primaire. Un séchage par air reste indispensable pour son élimination quasi-complète(21).

La troisième étape consiste à appliquer une résine adhésive à la surface dentinaire. Celle-ci doit infiltrer le réseau collagénique.

III.1.1.b. « Système MR 2 »

Le système MR en deux étapes n'est qu'une version « simplifiée » du MR 3, où le primaire d'adhésion et l'adhésif sont réunis dans un seul flacon, c'est-à-dire l'association de monomères hydrophobes et hydrophiles.

La présence de solvants organiques (souvent alcool) permet la pénétration du produit à la surface dentinaire et de faciliter le séchage.

Si ce système paraît être une simplification du MR 3 par élimination d'une étape clinique, la mise en œuvre clinique des systèmes MR 2 est en réalité bien plus délicate. Ces systèmes sont bien plus sensibles à la quantité d'eau du substrat dentinaire. Un excès d'eau s'opposerait à la formation d'un joint continu et étanche d'adhésif (sur-mouillage) et à l'inverse, un séchage trop important entraînerait un collapsus des fibres de collagène, s'opposant à la pénétration de l'adhésif.

Il convient de trouver le degré d'humidité optimal pour permettre une parfaite pénétration de l'adhésif à la surface dentinaire.

III.1.2. Systèmes auto-mordançants

Ce système adhésif utilise l'action d'un primaire comprenant des monomères de résines acides et hydrophiles, permettant de mordancer et de conditionner la surface du substrat dentinaire déminéralisée simultanément(72).

Parfois appelés « etch & dry » par opposition à la dénomination de « etch & rinse », les systèmes auto-mordançants (SAM 2 si l'adhésif est appliqué dans un second temps, SAM 1 si le flacon réunit le primaire acide et l'adhésif) ont été introduits afin d'améliorer l'ergonomie et la rapidité d'exécution, mais également pour assurer une reproductibilité des résultats de l'adhésion en passant outre le contrôle d'humidité de la dentine, facteur primordial de l'adhésion dans le « *wet-bonding* » des systèmes MR, très praticien-dépendant.

Les actions simultanées de déminéralisation et d'infiltration limitent le risque de microleakage, et éliminent le risque de sensibilités post-opératoires(73).

Ces adhésifs sont classés en fonction de leur acidité(74) (**Figure 10**). :

- « Ultra-mild » : $\text{pH} \geq 2,5$
- « Mild » : $\text{pH} \pm 2$
- « Intermediately-strong » : $\text{pH} \pm 1,5$
- « Strong » : $\text{pH} < 1$

Les systèmes plus agressifs entraînent une déminéralisation plus profonde de la surface, une élimination complète de la boue dentinaire et une couche hybride pouvant atteindre 3 à 5 μm d'épaisseur.

Bien que cette morphologie rappelle ce que nous pouvons obtenir avec les adhésifs MR, la couche hybride ainsi obtenue est entièrement déminéralisée, sans hydroxyapatite pour protéger le réseau collagénique(74). De plus, l'absence de rinçage ne permet pas l'élimination des phosphates de calcium issus de la dissolution des cristaux d'hydroxyapatite, qui se retrouvent alors piégés dans la zone de transition interfaciale. De fait, l'adhésion à la dentine est fragilisée(75).

L'utilisation de systèmes « mild » ne permet pas la dissolution totale de la boue dentinaire, en résulte la formation d'une fine couche hybride.

Cette attaque acide faible – suffisante pour créer des ancrages micromécaniques – permet surtout de conserver les cristaux d'hydroxyapatite autour des fibres de collagène en surface, permettant d'établir une adhésion chimique forte et stable entre le substrat dentinaire et l'adhésif (75):(76).

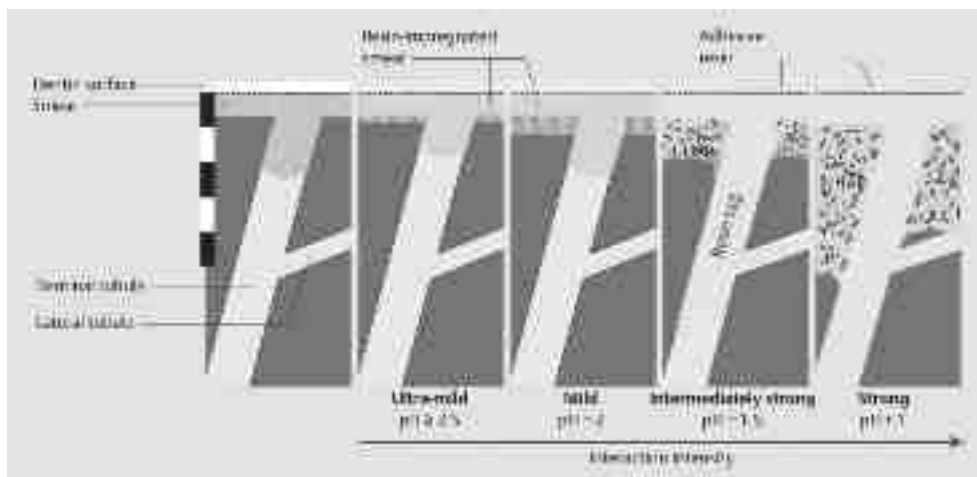


Figure 10. Illustration des modes d'actions sur la dentine des différents adhésifs auto-mordants en fonction de leur pH (Illustration de Van Meerbeek).

III.1.3. Systèmes universels

Plus récemment introduits sur le marché, les adhésifs universels sont présentés comme étant efficaces avec ou sans mordantage préalable des structures dentaires (le mordantage peut être total ou sélectif). Également appelés adhésifs « multimodes », ils peuvent donc être utilisés comme des MR 2 ou des SAM 1.

Tous les fabricants n'utilisent pas les mêmes produits, mais on note des compositions similaires avec la présence de monomères dérivés du méthacrylate (HEMA, Bis-GMA) associés à des monomères à potentiel adhésif tel que le Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate (MDP).

Notons que le mordantage sélectif de l'émail à l'acide orthophosphorique reste fortement conseillé (77):(78).

III.2. L'adhésif de choix pour l'hybridation dentinaire immédiate

III.2.1. Le système adhésif

La dentisterie adhésive est en plein essor, et la tendance des industriels est de proposer des produits toujours plus rapides et plus faciles d'utilisation, tout en essayant de préserver les performances.

Malgré leurs efforts, le protocole d'adhésion conventionnel avec l'utilisation de systèmes MR3 reste le gold-standard en termes de performances cliniques et de fiabilité à long terme (69)(79) .

L'équipe de Duarte, en 2009, a également montré une différence significative en termes de valeur d'adhésion entre l'utilisation d'un MR ou d'un SAM lors de la réalisation de l'IDS. Ils ont observé que les fractures étaient plutôt cohésives avec l'utilisation d'un MR, et plutôt adhésives avec l'utilisation d'un SAM (80).

III.2.2. Concentration en charges

La valeur d'adhésion n'est pas la seule qualité que doit posséder l'adhésif de choix pour l'IDS.

Selon Magne, l'adhésif idéal pour l'IDS doit être fortement chargé. Sur le marché, pour le moment, seul l'OptiBond FL (Kerr) répond à cette exigence en étant chargé à 48% en poids. Cet adhésif est ainsi particulièrement indiqué de par son module d'élasticité plus élevé, son aptitude à former une surface homogène (environ 60 à 80 μm) et son adhésion aux résines de collage(38).

Cette épaisseur importante, associée à la haute teneur en charge, est indispensable pour assurer la persistance de l'adhésif sur toute la surface dentinaire après le polissage doux nécessaire à la remise à nu de l'émail périphérique, et pour éviter de réexposer des plages dentinaires lors du microsablage de la préparation avant l'assemblage de la pièce prothétique(81).

Enfin, un taux de charge supérieur à 40% permet de limiter l'épaisseur de la couche d'inhibition à l'oxygène(35),

Les adhésifs faiblement ou non chargés, ne répondent pas aux exigences de l'IDS. En effet, dans son étude(82), le Dr El Ouahabi a démontré qu'après sablage, les adhésifs non chargés (Syntac (Ivoclar) et G-premio Bond (GC)) disparaissaient de la surface dentinaire, mais que des tags de résine persistaient dans les tubuli dentinaires. Ces tags résiduels, en limitant la pénétration de l'adhésif au sein de la dentine lors de l'assemblage de la restauration, auraient une influence négative sur les valeurs d'adhérence finale de la restauration.

Ainsi, l'utilisation d'un adhésif non chargé implique de rajouter à sa surface une épaisseur de composite flow afin d'obtenir les mêmes avantages que l'Optibond FL. Cette option se fait toutefois aux dépens de la hauteur prothétique finale disponible pour réaliser la restauration indirecte.

Paramètres	ClearFill SE Bond	G premio Bond	Syntac	Optibond FL
Système / adhésion	SAM2	Universel	MR3	MR3
Charges	Sans	Sans	Sans	Avec
Résistance au sablage		Non	Non	Oui
Interactions avec les matériaux d'empreinte (après traitement)	Non (Sous conditions)			Non (Sous conditions)

Tableau 2. Tableau récapitulatif – non exhaustif – du choix de l'adhésif en fonction de ses avantages (vert) et de ses inconvénients (rouge). Seul L'Optibond FL Rempli le cahier des charges (Tableau d'après El Ouahabi(82) et P. Magne(83)).

IV. Protocole

P. Magne propose un protocole clinique détaillé pour réaliser l'IDS dans les meilleures conditions. Ce protocole est parfaitement décrit dans un article publié par Magne en 2005(84) dans *The Journal of Adhesive Dentistry*, où il justifie chacune des étapes du protocole :

Faire	Pourquoi ?
Exposer de la dentine fraîche à l'aide d'une fraise diamantée (si utilisation d'un MR) ou d'une fraise en carbure de tungstène (si utilisation d'un SAM)	Pour éliminer toute contamination de la surface dentinaire
Appliquer l'adhésif en suivant les recommandations du fabricant (MR3 ou SAM 2 vivement recommandés). Appliquer une fine couche d'adhésif (adhésif chargé recommandé) et photopolymériser. L'utilisation d'un adhésif non chargé requiert l'application d'une couche de composite fluide avant polymérisation	Pour sceller la dentine fraîchement exposée
Optionnel : utiliser une résine composite afin de corriger la géométrie de la préparation, diminuer la profondeur ou combler les contre-dépouilles	Pour renforcer les cuspidés résiduelles et améliorer le design de la cavité
Recouvrir la dent avec de la glycérine et photopolymériser 10 secondes (à l'abri de l'air), rincer avec de l'eau + de l'air	Pour réduire l'épaisseur de la couche inhibée par l'oxygène
Polir les limites amélaire à l'aide d'une fraise diamantée	Pour éliminer les excès de résine
Avant de réaliser une empreinte à l'aide d'un élastomère, polir la préparation à l'aide d'une cupule en caoutchouc souple	Pour éliminer les débris et les résidus d'adhésif non polymérisés
Réaliser l'empreinte (physique ou optique)	Pour la réalisation de la pièce prothétique
Recouvrir la préparation avec un isolant (Glycérine) avant d'appliquer la résine provisoire	Pour ne pas coller la pièce provisoire
Le jour de l'assemblage : 1) sabler la préparation et mordancer l'émail avec de l'acide orthophosphorique puis 2) utiliser une résine de collage (et un adhésif si nécessaire)	Pour 1) nettoyer la préparation avant le collage et 2) coller la restauration

Tableau 3. Récapitulatif du protocole de l'IDS énoncé par P. Magne. Chaque étape, cliniquement justifiée, doit être scrupuleusement respectée.

Chacune des étapes cliniques nécessite une approche spécifique et détaillée ci-après.

IV.1. Profondeur de préparation

L'épaisseur d'un adhésif chargé comme l'Optibond FL peut atteindre 200 à 300 µm au niveau des lignes de transitions internes ou des congés(37,38), ce qui peut affecter l'épaisseur de la future restauration indirecte, d'autant plus lorsqu'il s'agit d'une facette en céramique et que la limite cervicale est dentinaire(85).

Les expositions de dentine superficielle ne laissent qu'un espace limité pour les restaurations. L'application d'un adhésif diminuerait encore l'espace nécessaire à la céramique, or il est admis qu'un faible ratio épaisseur céramique / épaisseur de colle influence négativement la distribution des contraintes à travers la restauration coronaire(64,85).

Dans cette situation, il recommande de réaliser un congé plus marqué (0,7 ou 0,8 mm) pour avoir suffisamment d'espace pour la couche d'adhésif et la future restauration.

Un congé plus fin aurait pour conséquence une accumulation d'adhésif sur la limite qui pourrait compromettre à la fois sa situation exacte et l'épaisseur de céramique.

IV.2. Mise en place du champ opératoire

L'IDS étant une procédure de collage, il est indispensable de placer un champ opératoire étanche avant de la réaliser.

IV.3. Identification de la dentine

La première étape de l'IDS consiste en l'identification des plages de dentine exposées lors de la préparation. Un mordantage rapide, de 2 à 3 secondes, suivi d'un séchage des surfaces préparées est une méthode simple et efficace. Alors que l'émail prend un aspect blanc mat crayeux, la dentine prend un aspect brillant.

Il est ensuite indispensable de repasser une fraise diamantée sur la dentine mordancée afin de réexposer une dentine fraîche(39).

IV.4. Application de l'adhésif

P. Magne ne décrit qu'une technique faisant appel aux adhésifs à mordantage préalable, incluant ceux en trois étapes (MR3)

Bien qu'il existe une tendance à simplifier les protocoles d'adhésion, les études rapportent que les adhésifs MR3 restent plus performants et fiables à long terme(66, 75, 86).

IV.4.1. Mordantage/rinçage

L'étape de mordantage (avec un acide orthophosphorique concentré à 37%, pendant 5 à 15 secondes en fonction du système adhésif) doit être réalisé immédiatement après la préparation de la dent, pour éviter toute contamination salivaire.

P. Magne recommande d'étendre le mordantage de 1 à 2 mm sur la surface amélaire en périphérie afin d'assurer le traitement de l'intégralité de la surface dentinaire, ainsi que d'assurer l'adhésion des éventuels excès d'adhésif qui recouvrirait l'émail.

S'en suit un rinçage air + eau, de 5 à 15 secondes en fonction du temps de mordantage.

Les excès d'eau doivent être éliminés par un séchage délicat et contrôlé. Un séchage trop important induirait un collapsus des fibrilles de collagène déminéralisées, empêchant la formation d'une couche hybride de qualité. A l'inverse, si la dentine reste trop humide, il apparaît un phénomène de surmouillage qui empêche la pénétration de l'adhésif dans le réseau collagénique et dans les tubuli(88).

Il n'existe pas de méthode particulière pour sécher la dentine idéalement. L'élimination de l'excès d'humidité peut être réalisé à l'aide d'une soufflette, en prenant garde à ne pas souffler trop fort ou trop longtemps, ou bien par aspiration pour éviter d'appliquer une pression positive sur la surface dentinaire.

IV.4.2. Application de l'adhésif

L'étape suivante consiste en l'application du primaire d'adhésion suivi de l'adhésif. En pratique, l'utilisation d'un système MR3 avec un primer séparé doit être favorisé. Non seulement ces systèmes présentent des valeurs d'adhésion supérieures, mais en plus ils permettent une application plus précise de la résine adhésive :

L'application du primer (ou du primaire adhésif) nécessite un léger mouvement de brossage qui peut le faire déborder au-delà des limites dentinaires, ce qui est sans conséquences dans la mesure où il ne crée pas de couche et devient indétectable. Après une aspiration des excès, l'adhésif peut alors être placé très précisément sur la surface dentinaire (par exemple, à l'aide d'une sonde parodontale au niveau des limites cervicales d'une préparation pour facette).

D'autre part, de l'application moins précise des SAM en résulte des excès au niveau des limites de préparation, et parfois même jusqu'au sulcus, nécessitant des corrections (fraisage).

Ces corrections réexposent alors des plages de dentines, qui doivent être remordancées et recouvertes d'adhésif de nouveau.

IV.5. Polymérisation

S'en suit une polymérisation en deux étapes. Une première polymérisation de 20 secondes, suivi d'une polymérisation de 10 secondes sous un gel de glycérine (« air block ») afin de polymériser la couche inhibée par l'oxygène (OIL : Oxygen Inhibition Layer) qui pourrait interférer avec les matériaux d'empreinte en inhibant leur prise. Il convient ensuite d'éliminer très précisément l'adhésif qui recouvrent les limites amélares de la préparation sans réexposer de zones dentinaires.

IV.6. Empreinte

La photopolymérisation de l'adhésif sous « air blocker » de l'adhésif est une étape essentielle avant la prise d'empreinte(39,46,89). En effet, la couche superficielle inhibée par l'oxygène peut interagir de différentes manières avec les différents matériaux d'empreinte.

IV.6.1. PolyVinylSiloxanes (PVS)

Les silicones A (par addition) sont les plus répandus des matériaux d'empreinte. Ils sont reconnus comme sensibles à l'OIL (83). En effet, les sels de platines contenus dans ces silicones interagissent avec les monomères de la couche d'adhésif non polymérisée ; il en résulte une inhibition de la polymérisation du silicone.

Pour limiter cela, il convient de réduire l'épaisseur de l'OIL au minimum, en réalisant une photopolymérisation à travers un gel de glycérine(90). Cette méthode n'est toutefois pas efficace dans tous les cas, le résultat différant d'un adhésif à l'autre, et il subsiste parfois des phénomènes d'inhibition de polymérisation.

Ainsi, si cette photopolymérisation sous glycérine est suffisante pour le Clearfil SE bond, il est recommandé d'ajouter une étape de polissage supplémentaire lors de l'utilisation de l'Optibond FL, adhésif de référence pour l'IDS. Celle-ci est réalisée à l'aide d'une cupule en caoutchouc associée à de la pierre ponce en poudre mélangée à de l'eau.

Afin de contourner cette étape, certains auteurs préconisent, eux, de nettoyer la surface à l'aide d'une boulette de coton imbibée d'alcool à 70% avant de réaliser l'empreinte. Cependant cette méthode qui élimine complètement l'adhésif non polymérisé en surface, ne doit pas être envisagé si l'adhésif utilisé ne permet pas d'obtenir une couche hybride suffisamment épaisse.

IV.6.2. Polyéthers

L'IDS interfère également avec les polyéthers lors de la réalisation de l'empreinte.

L'interaction est liée au type de réaction de polymérisation de ces matériaux dont l'initiateur, un cation, interagit avec les radicaux libres des monomères de méthacrylate que l'on retrouve dans l'OIL(91).

Cette réaction provoque alors une polymérisation du polyéther et de l'adhésif entre eux, et entraîne un arrachement du matériau lors de la désinsertion de l'empreinte.

Aucune méthode de traitement de la couche inhibée par l'oxygène ne semble efficace pour enrayer ce phénomène, rendant l'emploi des polyéthers incompatible avec le protocole d'IDS(83,91).

IV.7. Temporisation

IV.7.1. Matériaux

La polymérisation des résines composites et des adhésifs est induite par la présence de radicaux libres, et peut être initiée chimiquement et/ou par la lumière à une certaine longueur d'onde.

Les ciments provisoires à base d'oxyde de zinc – eugérol sont très largement répandus(92). La présence d'eugérol a longtemps fait débat pour ses interférences avec la polymérisation de ces matériaux résineux(93), limitant leurs propriétés mécaniques(94). Le groupe hydroxyle de la molécule d'eugérol a la capacité de protoniser les radicaux libres des monomères d'adhésif pendant la réaction de polymérisation(93), limitant la capacité des adhésifs à pénétrer et oblitérer la dentine efficacement(95), augmentant alors le risque de *microleakage* et réduisant les forces d'adhésion(96), même en présence de doses infimes d'eugérol(97). Ainsi l'utilisation de ciment provisoire sans eugérol a longtemps été privilégiée.

Toutefois, de nombreuses études contradictoires ont mis en évidence que l'utilisation d'un ciment à base d'eugérol n'influçait pas négativement les valeurs d'adhésion des restaurations collées(98–101). Ce serait plutôt la présence de résidus de ciment provisoire (avec ou sans eugérol), après conditionnement de la surface dentinaire (sablage et mordançage), qui serait la raison de la diminution de l'adhésion(95,102,103)

Dans la plupart des situations, l'utilisation de matériaux photopolymérisables tels que les composites associés à des agents plastifiants sera privilégié. Leur facilité de manipulation et leur dépose aisée en font des matériaux de choix pour la temporisation des restaurations postérieures partielles. Cependant, ces derniers ainsi que les ciments temporaires à base de résines, peuvent adhérer à l'adhésif de l'IDS si la couche inhibée par l'oxygène n'a pas été soigneusement éliminée. Leur dépose le jour du collage de la restauration peut alors s'avérer délicate voire impossible sans avoir recours au fraisage, qui impliquera de reprendre la préparation, l'IDS et l'empreinte. Pour éviter ce scénario, il est recommandé de réaliser la restauration provisoire en isolant auparavant la dent, à l'aide de glycérine.

IV.7.2. Durée

La réalisation des restaurations indirectes collées impose inévitablement un délai plus ou moins important entre l'étape de préparation coronaire et l'assemblage.

Durant cette phase transitoire, l'exposition potentielle de l'adhésif polymérisé aux différents fluides de la cavité buccale pourrait entraîner des phénomènes de sorption d'eau qui pourrait compromettre l'adhésion entre l'IDS et la restauration.

Il a été démontré que jusqu'à 2 semaines(60) de temporisation, l'adhésion résine-résine n'était pas affectée grâce à la présence de radicaux libres résiduels(104,105), des forces de Van Der Waals et de la rétention micromécanique.

Des travaux plus récents de P. Magne et son équipe montrent qu'il est possible d'obtenir une liaison optimale entre la surface dentinaire préalablement hybridée et la restauration indirecte jusqu'à 12 semaines après la réalisation de l'IDS avec un protocole adapté(89).

IV.8. Conditionnement des surfaces après temporisation

Après une à deux semaines de temporisation il convient de nettoyer la surface dentaire contaminée par la salive et le ciment provisoire qui pourrait avoir une influence négative sur l'adhérence de la restauration d'usage.

Il existe de nombreuses méthodes permettant d'éliminer les dépôts de ciment provisoire, telles que l'utilisation d'instruments rotatifs à gros grains et à basse vitesse, l'emploi d'une brosse à polir couplée de la pierre ponce sous forme de pâte, ou encore l'aéropolissage avec de l'oxyde d'alumine silicaté de granulométrie 27 ou 50 μm .

Aucune de ces méthodes n'est fondamentalement supérieure à une autre, mais l'air-abrasion présente l'avantage d'être plus simple à mettre en œuvre, quelle que soit la configuration de la préparation coronaire, sans risque de modifier la forme de la cavité. L'élimination de la couche superficielle altérée s'accompagne de la création de microrugosité de surface, optimisant l'adhésion de la restauration. L'emploi d'un

adhésif chargé, comme le recommande P. Magne dans son protocole, permet d'éviter une réexposition dentinaire qui aurait une influence négative sur le collage.

Comme expliqué préalablement, si un adhésif non chargé a été utilisé pour réaliser l'IDS, le nettoyage comme les autres procédures visant à augmenter la rugosité de surface pourraient aisément détruire la couche hybride et réexposer la surface dentinaire, à cause de la finesse et de la fragilité de l'adhésif non chargé.

Dans cette situation, il conviendrait de nettoyer la surface avec douceur, en utilisant une brosse associée à de la pierre ponce, à faible vitesse.

Dans les préparations plus profondes, que l'on retrouve plus particulièrement sur les dents postérieures, un composite fluide pourra être appliqué en fine couche sur l'adhésif non chargé pour compléter l'IDS.

IV.9. Assemblage de la restauration d'usage

La dent préparée par IDS peut être traitée comme si aucune surface dentinaire n'était exposée : mordançage 30 secondes à l'acide orthophosphorique (H_3PO_4) à 37%, rinçage, séchage total et mise en place de l'adhésif, sans utiliser de primer. L'utilisation de la soufflette permet d'étaler l'adhésif et d'accélérer l'évaporation de ses solvants.

Il ne faut pas polymériser l'adhésif à cette étape (principe de co-polymérisation), car son épaisseur pourrait empêcher l'insertion complète de la restauration.

La restauration portant la résine de collage est insérée sur la dent préparée et enduite d'adhésif, puis s'ensuit une co-photopolymérisation de l'adhésif et de la colle simultanément.

V. Limites

La littérature regorge d'articles scientifiques qui traitent de l'IDS depuis la première publication en 2005. Cette technique très répandue, serait pour certains fondamentale et incontournable pour garantir le succès clinique à long terme des restaurations indirectes collées. Un essai clinique randomisé n'a cependant montré aucune différence significative de taux de survie à trois ans pour une restauration indirecte, qu'elle soit assemblée avec ou sans IDS(106).

Enfin, il faut reconnaître objectivement que plusieurs limites peuvent être avancées à ce protocole (**Tableau 4**) :

1. Si le protocole établi paraît simple, « réaliser l'hybridation dentinaire directement après la préparation coronaire, et avant l'empreinte », sa réalisation est en réalité bien plus complexe qu'il n'y paraît.

Chacune des étapes est intrinsèquement liée aux étapes précédentes, toutes très opérateur-dépendantes, avec un choix de matériaux limité.

2. Il n'existe aucun procédé clinique pour s'assurer d'avoir éliminé la totalité de l'adhésif sur les limites amélares de la préparation sans avoir réexposé des plages dentinaires.

3. De nombreuses techniques sont décrites pour éliminer l'OIL avant de réaliser l'empreinte, mais il n'existe aucune méthode permettant de vérifier son élimination totale cliniquement.

Les défauts d'empreinte inhérents à la persistance de l'OIL peuvent passer inaperçus avec un examen visuel, et conduire à des restaurations inadaptées.

4. Lors de l'assemblage de la restauration, l'adhésif ne doit pas être polymérisé avant la mise en place de la pièce prothétique porteuse de colle. L'interphase de collage qui en résulte ne peut être parfaitement homogène, notamment sur les limites amélares et les plages de dentine réexposées.

Faire	Pourquoi ?	Limites
Exposer de la dentine fraîche à l'aide d'une fraise diamantée (si utilisation d'un MR) ou d'une fraise en carbure de tungstène (si utilisation d'un SAM)	Pour éliminer toute contamination de la surface dentinaire	Ouverture des tubuli lors du mordantage dentinaire
Appliquer l'adhésif en suivant les recommandations du fabricant (MR3 ou SAM 2 vivement recommandés). Appliquer une fine couche d'adhésif (adhésif chargé recommandé) et photopolymériser. L'utilisation d'un adhésif non chargé requiert l'application d'une couche de composite fluide avant polymérisation	Pour sceller la dentine fraîchement exposée	L'application de l'adhésif (OptiBond FL) ne permet pas l'obturation de l'intégralité des tubuli dentinaires préalablement ouverts par mordantage, les exposant alors au milieu buccal
Recouvrir la dent avec de la glycérine et photopolymériser 10 secondes (à l'abri de l'air), rincer avec de l'eau + de l'air	Pour réduire l'épaisseur de la couche inhibée par l'oxygène	Après utilisation de l'OptiBond FL, la polymérisation sous gel de glycérine ne suffit pas et doit être suivie d'un polissage méticuleux de la surface permettant l'élimination de l'OIL
Polir les limites amélaire à l'aide d'une fraise diamantée	Pour éliminer les excès de résine	Aucun protocole clinique n'existe à ce jour pour prétendre éliminer précisément les excès d'adhésif sur les limites amélaire sans réexposer certaines zones dentinaires
Réaliser l'empreinte (physique ou optique)	Pour la réalisation de la pièce prothétique	La présence de l'OIL induit des défauts d'empreintes physico-chimiques non perceptibles cliniquement
Le jour de l'assemblage : 1) sabler la préparation et mordancer l'émail avec de l'acide orthophosphorique puis 2) utiliser une résine de collage (et un adhésif si nécessaire)	Pour 1) nettoyer la préparation avant le collage et 2) coller la restauration	Le sablage de la surface dentinaire hybridée peut conduire à la réexposition de plages dentinaires, dont le traitement en « collage sec » associé à une absence de pré-polymérisation de l'adhésif peut conduire à un joint de collage défectueux

Tableau 4. Récapitulatif du protocole clinique de l'IDS selon P. Magne et les limites rencontrés à chaque étape clinique.

Paramètres	IDS	DDS pré- polymérisation	DDS co-polymérisation
Traitement des expositions dentinaires superficielles			
Profondeur de congé			
Traitements séparés de l'émail et de la dentine			
Utilisation d'un SAM			
Utilisation d'un adhésif photopolymérisable			
Élimination de l'OIL			
Relaxation de stress de polymérisation			
Pluralité du choix de matériau d'empreinte / neutralité des matériaux			
Utilisation de ciments et matériaux provisoires à base de résine			
Durée maximale de la phase de temporisation	12 semaines	1 semaine	1 semaine
Sensibilité en inter-séance et post-opératoires			
Contamination bactérienne durant la phase de temporisation (< 7j)			
Anesthésie lors de la séance de collage	Digue		
Épaisseur d'adhésif qui pourrait compromettre l'assise de la RECC			
Risques d'altération de la couche hybride et de réexposition dentinaire	Microsablage		
Affaissement de la couche hybride consécutif à l'insertion de la RECC			
Écoulement des fluides dentinaires sous l'effet de la pression hydraulique entraînée par l'insertion de la RECC			
Valeurs d'adhésion	Objectif de l'étude		
Commodité du protocole / temps de travail au fauteuil			

Tableau 5. Comparatif des avantages (vert) et inconvénients (rouge) liés aux différentes techniques (IDS / DDS avec pré-polymérisation / DDS en copolymérisation) (Tableau d'après El Ouahabi(82)).

Chapitre II : Hybridation dentinaire immédiate et potentialisation de l'adhésion : étude *in vitro*

Toutes les études *in vitro* qui visent à comparer les valeurs d'adhésion entre l'IDS et le « DDS » ne le font qu'en comparaison avec le DDS sans pré-polymérisation de l'adhésif (en co-polymérisation). L'objectif de notre étude est de comparer l'IDS avec un protocole plus moderne de DDS, incluant la pré-polymérisation de l'adhésif. Pour cela, nous allons mesurer et comparer les forces d'adhésion d'une vitrocéramique collée à la dentine selon les deux protocoles.

Notre hypothèse nulle est que « l'IDS augmente les valeurs d'adhésion des restaurations indirectes (60) ».

I. Matériels et Méthodes

I.1. Matériel et préparation des échantillons

I.1.1. Sélection et préparation des dents

60 échantillons répartis aléatoirement en deux groupes (n=30) ont été réalisés à partir de 3^{ème} molaires incluses dont l'avulsion était indiquée chez des patients âgés de 16 à 25 ans. Ces dents ont été recueillies avec l'accord des patients.

Les dents ont été conservées dans une solution saline pendant moins de 3 mois.

La portion coronaire de la dent a été éliminée par abrasion jusqu'à l'obtention d'une surface dentinaire plane, perpendiculaire au grand axe de la dent, à l'aide d'un disque diamanté sous irrigation constante.

Pour augmenter la stabilité des échantillons au sein de la résine lors des tests, les dents ont été fraisées sur leur périphérie afin d'augmenter leur dépouille.

La surface dentinaire a été marquée à l'aide d'un crayon graphite, puis les dents ont été placées individuellement dans des moules en silicone et enrobées dans une résine méthylméthacrylate (Biocryl ®).

Après polymérisation, ces échantillons obtenus ont été repolis au disque diamanté afin d'éliminer les excès de résine sur la surface dentinaire : la disparition de la marque de crayon mettait alors en évidence l'élimination complète de résine.

Enfin, la portion radiculaire est éliminée (**figure 11**).



Figure 11. Schéma récapitulatif de la méthode d'enrobage des dents (iconographie personnelle).

Le premier groupe « DDS » (n=30) a été poli au papier Grit P600, correspondant à un polissage bague jaune (25 μ m).

Le second groupe « IDS » (n=30) a reçu un traitement similaire suivi de la réalisation d'une couche hybride avec de l'OptiBond FL, selon le protocole clinique établie par P. Magne

- a. Sablage de la surface dentinaire (Sableuse MicroEtcher IIA) avec une poudre d'alumine de 27 μm à une pression de 2 à 3 bars, puis rinçage(107,108) (**figure 12**)

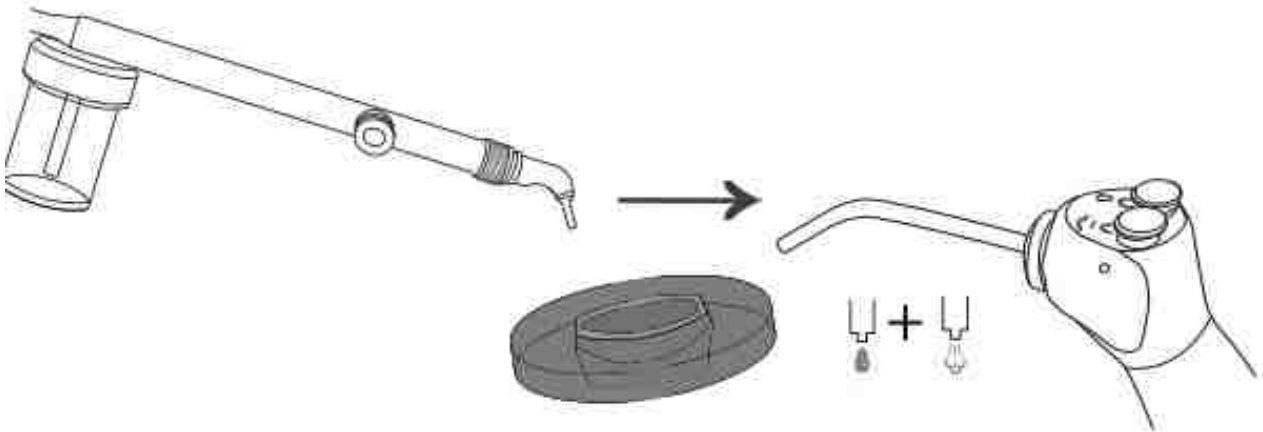


Figure 12. Sablage de la surface dentinaire à l'aide de la microsableuse MicroEtcher IIA. Le sablage s'effectue à l'aide d'une poudre d'alumine de granulométrie 27 μm est utilisée, sous une pression de 2 à 3 bars, à une distance d'environ 1cm et un angle de 45°. Le sablage est suivi d'un rinçage abondant sous spray air et eau (iconographie personnelle).

- b. Mordançage de la surface dentinaire avec de l'acide orthophosphorique 37% pendant 15 secondes, suivi d'un rinçage abondant pendant 15 secondes puis d'un séchage doux pour retirer l'excès d'humidité(87,108) (**figure 13**).

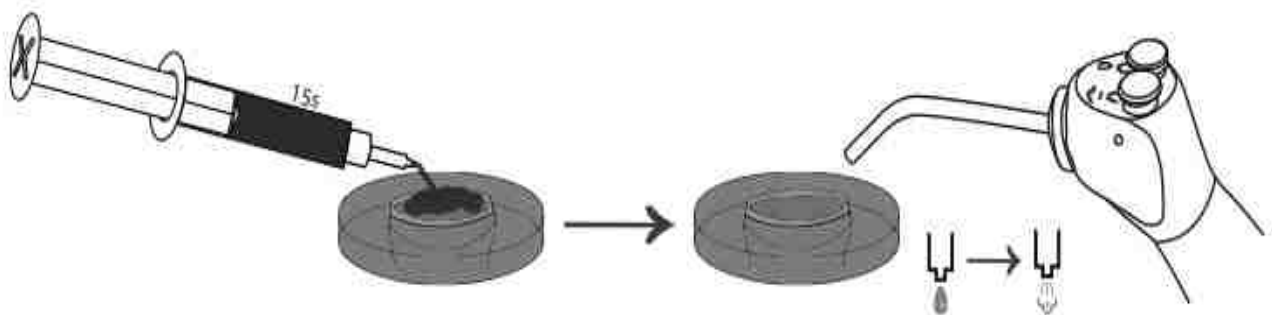


Figure 13. Mordançage de la surface dentinaire à l'aide d'un acide orthophosphorique à 37% (Kerr) pendant 15 secondes, suivi d'un rinçage abondant puis d'un séchage doux (iconographie personnelle).

- c. Application du système adhésif : le primer est appliqué activement à l'aide d'une microbrush pendant 15 secondes, puis séché 5 secondes. L'adhésif est ensuite appliqué activement à l'aide d'une microbrush pendant 15 secondes(109). Un jet d'air doux et continu permet d'accélérer l'évaporation des solvants qu'il contient et l'étalement de l'adhésif en une fine couche homogène. L'étalement sous jet d'air est poursuivi jusqu'à disparition des « vaguelettes » d'adhésif sur la surface dentinaire (**figure 14**).

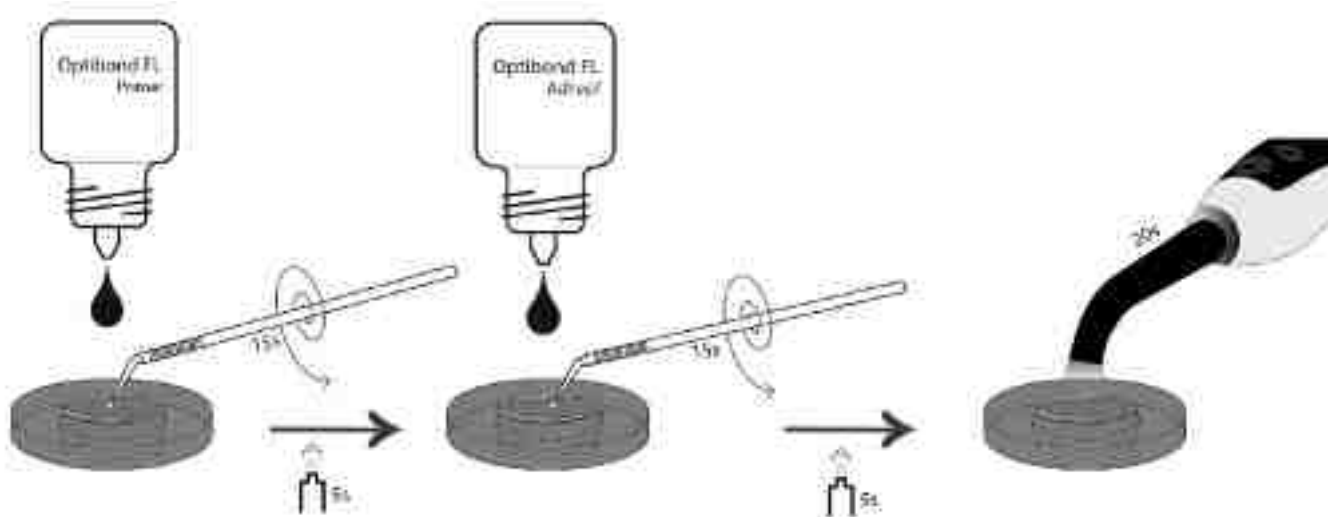


Figure 14. Application de l'adhésif OptiBond FL selon les recommandations du fabricant (Iconographie personnelle).

- d. L'adhésif est enfin photopolymérisé à l'air libre(110), suivi d'une photopolymérisation finale sous gel de glycérine afin d'éliminer la couche inhibée par l'oxygène.

Les deux groupes d'échantillons ont été plongés dans une solution saline (sérum physiologique 0,9%) pendant 7 jours. Cette durée de 7 jours retrouvée dans la plupart des études portant sur le sujet, correspond à la durée moyenne nécessaire au laboratoire de prothèse pour la confection de la pièce indirecte en céramique.

La solution a été changée tous les jours pour limiter les risques de contamination microbienne.

I.1.2. Préparation des plots de vitrocéramique

I.1.2.a. Usinage de la céramique

Les plots de céramiques ont été préparés en céramique Initial LRF BLOCK (GC) HT de teinte A2 et A3 par usinage (LyraMill, Lyra).

Trois cylindres de hauteur 4,6 mm et 5 mm de diamètre ont été usinés dans chacun des blocs (**figure 15**).

Les trois cylindres ainsi obtenus ont été séparés manuellement à l'aide d'un disque diamanté monté sur pièce à main sans irrigation, puis polis de sorte à obtenir une surface plane sur chacune des deux faces.

Une rainure a été réalisée à l'aide du même disque diamanté sur une des faces de chaque cylindre afin de s'assurer de ne traiter qu'une seule face - la face opposée - lors de l'assemblage.

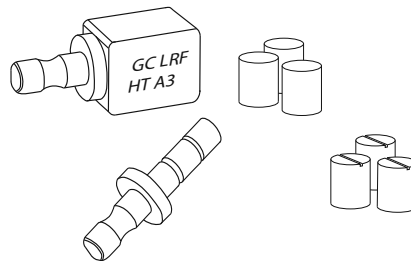


Figure 15. Réalisation des plots de céramique (GC LRF Block, céramique feldspatique enrichie en leucite). Chaque bloc permet la réalisation de 3 plots (iconographie personnelle).

I.1.2.b. Conditionnement de la céramique

Le jour de l'assemblage, chacun des plots de céramiques a reçu un traitement de surface identique, consistant en un sablage à l'alumine 27 μm et d'une application de Monobond Etch&Prime, qui permet la simultanéité du mordançage et de la silanisation de la céramique, selon les recommandations du fabricant (**figure 16**).

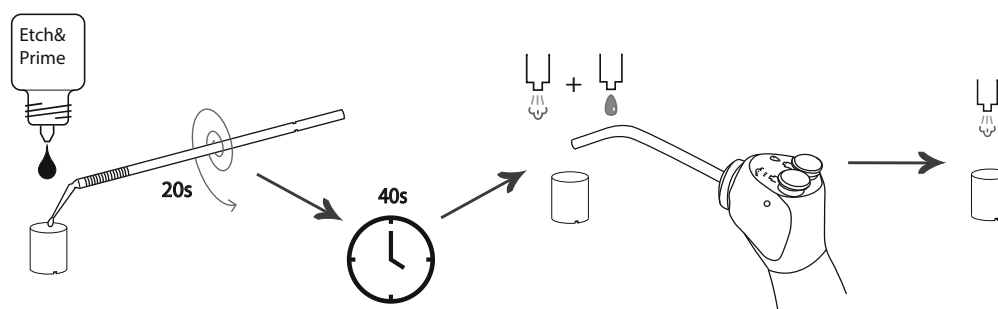


Figure 16. Conditionnement de la céramique à l'aide du Monobond Etch&Prime après sablage. L'application du E&P se fait activement à l'aide d'une microbrush pendant 20 secondes. Laisser agir 40 secondes de plus avant de rincer abondamment et sécher.

I.1.3. Assemblage des échantillons

Après 1 semaine d'immersion des échantillons dentaires, les cylindres de céramique ont été assemblés à leur surface selon un protocole de collage standard pour les échantillons DDS, et selon le protocole de collage que l'on retrouve dans les articles traitants de l'IDS(84) pour le groupe IDS :

L'OptiBond FL® a été utilisé pour chacun des groupes selon les recommandations du fabricant, associé à une lampe à photopolymériser D-Light Pro GC® à double longueur d'onde générant une puissance maximale de 1400mW/cm² (vérifiée à l'aide d'un photomètre).

Le protocole de collage pour le groupe DDS a été réalisé selon le protocole recommandé par le fabricant.

Les échantillons du groupe IDS ont été collés selon le protocole énoncé par P. Magne

I.1.3.a. Assemblage du groupe IDS

- a. Traitement des échantillons : Les surfaces dentinaires hybridées ont été sablées, puis rincées et séchées.
- b. Application du système adhésif : La surface dentinaire ayant préalablement été hybridée, seul l'adhésif a été appliqué par brossage actif pendant 15 secondes. Les excès ont ensuite été dispersés et les solvants évaporés à l'aide d'un jet d'air continu soutenu, jusqu'à disparition des « vaguelettes » d'adhésif. L'adhésif n'a pas été polymérisé à cette étape, comme recommandé.
- c. Application de la résine de collage : la résine de collage Nexus III a été appliquée à l'aide de l'embout auto-mélangeur de la seringue à la surface du cylindre de céramique, avant de positionner ce dernier au centre de la surface dentinaire.

Afin d'appliquer une force constante, nous avons utilisé un presseur muni d'un poids de 1 kg appliqué sur les 5mm de diamètre du cylindre, soit une force de 9,81 N (soit une contrainte de 0,50 MPa) (**figure 17**).

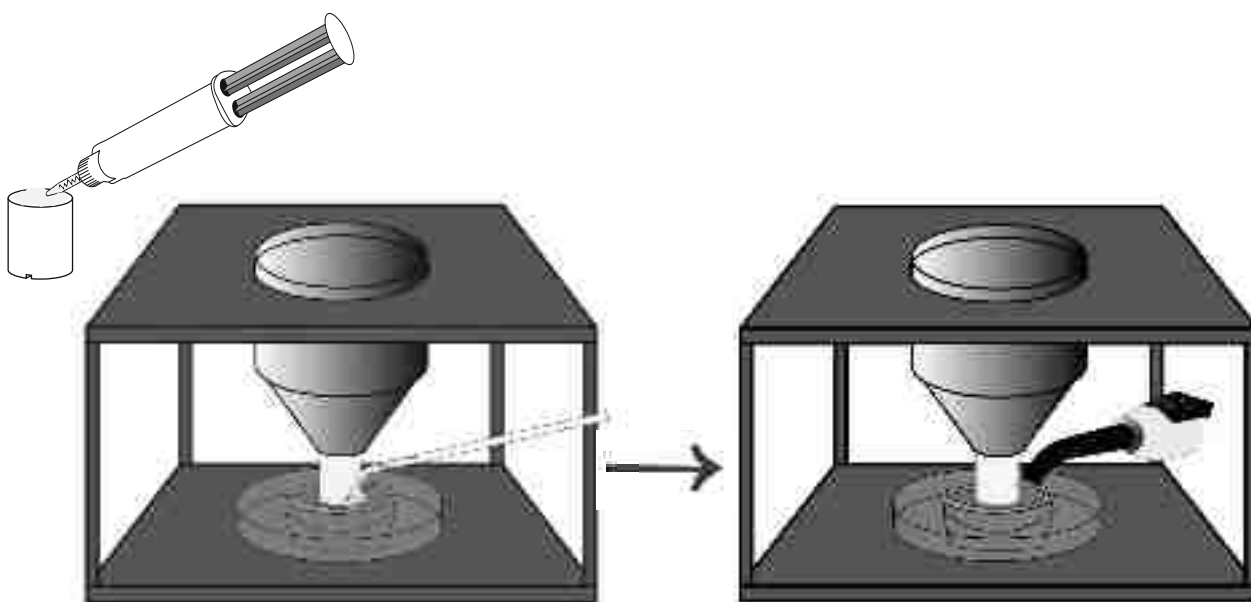


Figure 17. L'assemblage des plots de céramiques sur les échantillons dentaires se fait sous presse, à l'aide de la colle NX3 (Kerr). Les excès sont retirés à l'aide d'une microbrush avant photopolymérisation 20 secondes (Iconographie personnelle).

Les excès de résine ont été éliminés à l'aide d'une microbrush, puis l'ensemble plot/résine/dentine a été photopolymérisé à l'aide d'une lampe D-Light Pro GC à pleine puissance ($1400\text{mW}/\text{cm}^2$) pendant 20 secondes de part et d'autre du cylindre

Une dernière polymérisation de 20 secondes a été effectuée une fois l'ensemble sorti de la presse.

I.1.3.b. Assemblage du groupe DDS

- a. Traitement de la surface dentinaire : la surface des échantillons a été sablée à l'alumine $27\ \mu\text{m}$ et rincée. La dentine a été mordancée pendant 15 secondes à l'aide d'un acide orthophosphorique à 37% (Kerr), puis rincée abondamment pendant 15 secondes sous jet d'eau et d'air.
- b. Application du système adhésif : une fois rincé, la surface dentinaire a ensuite été séchée modérément avant l'application du primer (Optibond FL Primer) par un brossage actif pendant 15 secondes suivi d'un séchage sous jet d'air 5 secondes. Une fine couche d'adhésif (Optibond FL Adhesive) a été appliquée sur la surface dentinaire par un brossage actif pendant 15 secondes, suivi d'une dispersion des excès sous souffle d'air jusqu'à disparition des « vaguelettes » de sorte à obtenir une couche d'adhésif suffisamment fine et homogène. L'adhésif a ensuite été polymérisé pendant 10 secondes à l'aide de la lampe D-Light Pro GC sous puissance modérée (Low Power, $700\text{mW}/\text{cm}^2$)
- c. Application de la résine de collage : le collage du cylindre de céramique à la surface dentinaire est réalisé de manière identique au groupe IDS.

I.1.3.c. Élimination du débord de résine de collage

Afin d'obtenir un vieillissement hydrique du joint de collage et de ne pas biaiser le test SBS, un trépan monté sur contre-angle vert (Trepan Bur 227A 204 060 Komet®, 5 mm de diamètre interne) a été utilisé sur chacun des échantillons pour s'assurer de l'élimination des excès de colle autour du cylindre de céramique(111,112) (**figure 18**).

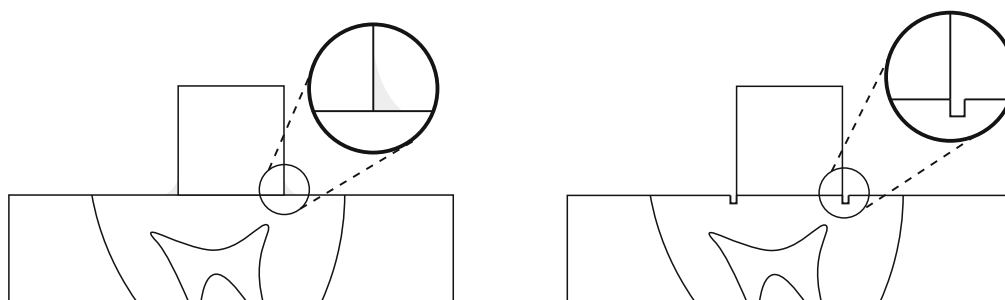


Figure 18. Retrait des excès de colle autour du cylindre de céramique à l'aide d'un trépan monté sur contre-angle vert (Iconographie personnelle).

Produit	Marque	Lot	Date d'expiration
Acide orthophosphorique 37%	Kerr	/	/
Optibond FL	Kerr	6862782 7397779	05/07/2020 22/08/2021
NX3	Kerr	6492002 6855879	10/08/2019 31/07/2020
Monobond Etch&Prime	Ivoclar Vivadent	X30889	26/05/2020

Tableau 6. Matériaux utilisés pour la préparation des échantillons.

I.1.4. Vieillissement hydrique

Les échantillons ainsi préparés ont été plongés dans une solution aqueuse physiologique à température ambiante durant 150 jours au maximum. L'eau changée tous les jours permet d'augmenter le vieillissement du joint dento-céramique(113).

Les échantillons des 2 groupes ont été répartis aléatoirement en 3 sous-groupes distincts afin de réaliser des mesures après des périodes de vieillissement prédéfinis (**Figure 19**) :

- 10 échantillons de chaque groupe ont été testés le jour même du collage ;
- 10 échantillons de chaque groupe ont été testés après 45 jours de trempage ;
- 10 échantillons de chaque groupe ont été testés après 150 jours de trempage.

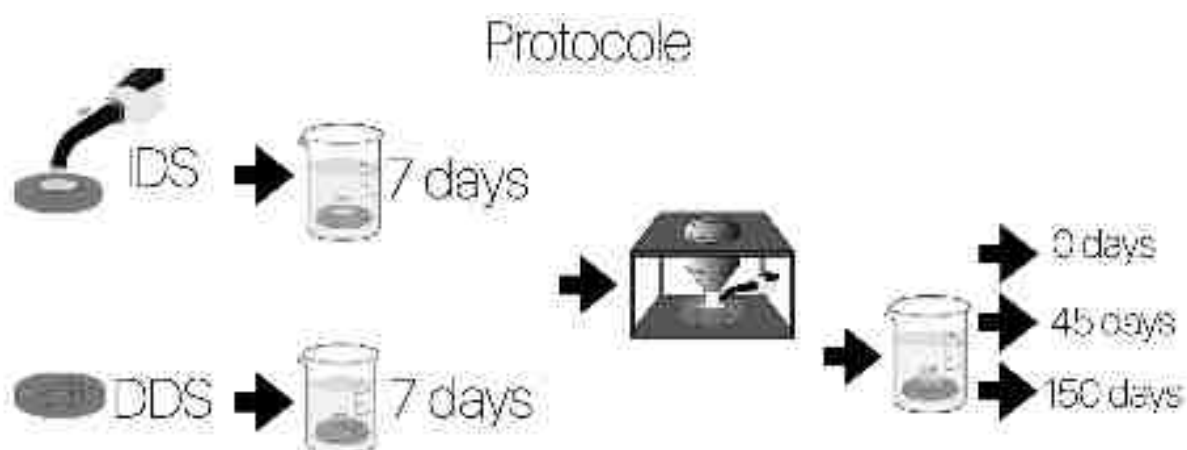


Figure 19. Les échantillons sont répartis en 2 groupes IDS et DDS. La temporisation est simulée par un stockage en milieu aqueux pendant 7 jours, après quoi les plots de céramiques sont collés à la surface des échantillons. Ces derniers sont ensuite répartis en 3 sous-groupes afin de vieillir artificiellement le joint de collage (iconographie personnelle).

I.2. Tests de rupture des échantillons par SBS

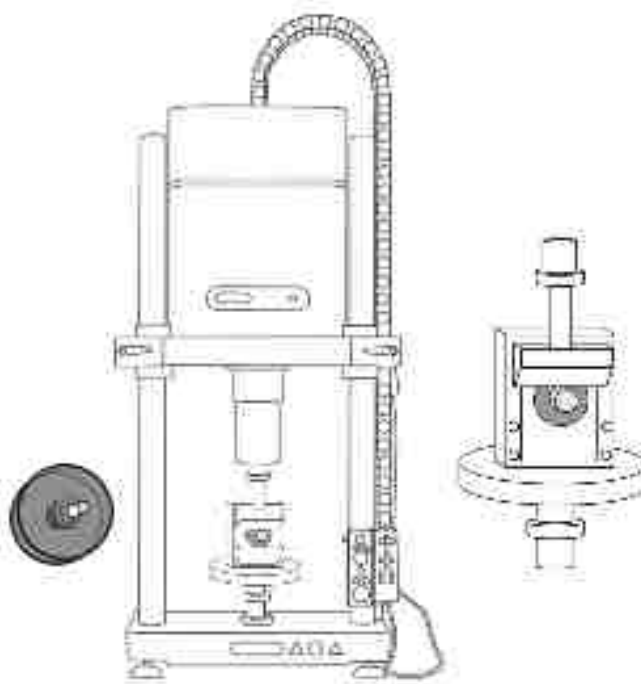


Figure 20. Illustration de l'installation des échantillons dans la machine de test universelle (vue de face) (Illustration du Dr Lemoy modifiée).

Les échantillons ont été testés via un test de cisaillement MacroSBS jusqu'à leur rupture.

Tous nos tests ont été réalisés au laboratoire ICube de Strasbourg, dans une machine à essai universelle Instron 3345 avec une cellule de charge de 1 kN, à une vitesse de 1 mm par minute(114,115), sur laquelle nous avons monté un dispositif de cisaillement dentaire de chez Instron qui respecte la norme ISO TS 11405 (médecine bucco-dentaire : essais d'adhésion à la structure de la dent)(116):(117) (**figure 20**).

Le logiciel enregistre la charge maximale appliquée à la rupture (**figure 21**). Les valeurs obtenues lors de ces essais sont exprimées en Newton, puis rapportées en MPa.

I.2.1. Calcul de la contrainte de cisaillement

Le calcul de la contrainte de cisaillement suit la formule $\tau = F/A$.

τ , contrainte de cisaillement ou cission est exprimée en mégapascals (MPa), F qui est la force tangentielle appliquée est exprimé en newton (N) et A exprimée en millimètres carrés (mm^2) est l'aire de la section tangentielle à la force.

Ici, F représente la force de rupture et A la surface d'un cylindre de céramique de 2,5 mm de rayon, soit $A = \pi.r^2 = 19,63 \text{ mm}^2$

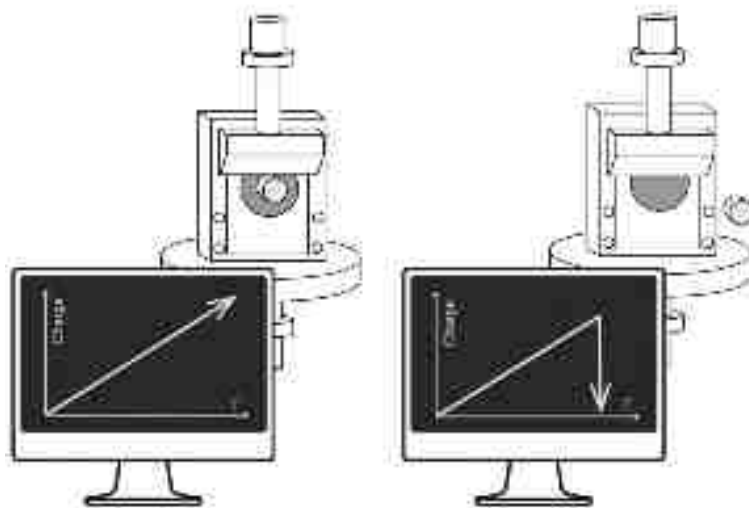


Figure 21. Illustration de l'évaluation de la SBS maximale dans la machine de test universelle (vue de profil). Au moment de la rupture de l'échantillon, la force qui était en augmentation constante chute brutalement, la valeur maximale est alors reportée (Iconographie du Dr Lemoy modifiée).

I.3. Résultats

I.3.1. Statistiques descriptives

L'ensemble des valeurs mesurées, ainsi que la moyenne et l'écart-type pour chaque groupe sont présentés dans le **tableau 7** ci-après. Les valeurs d'adhésion les plus faibles sont mesurées à J0 pour les deux groupes. Ces résultats pourraient être expliqués par le manque de maturation aux interfaces du joint de collage.

Récapitulatif des observations

					SBS MPa
Method	DDS 0 days	Nb_days	0 days	1	42,63
				2	32,87
				3	41,52
				4	37,05
				5	37,23
				6	38,52
				7	41,89
				8	33,20
				9	45,68
				10	33,75
					Total
		Std. Deviation		4,41265	
	Total	Mean		38,4340	
		Std. Deviation		4,41265	
IDS 0 days	Nb_days	0 days	1	19,15	
			2	26,61	
			3	19,62	
			4	33,53	
			5	21,56	
			6	25,62	
			7	26,52	
			8	34,36	
			9	15,07	
			10	18,36	
				Total	Mean
		Std. Deviation		6,44754	
	Total	Mean		24,0400	
		Std. Deviation		6,44754	
DDS 45 days	Nb_days	45 days	1	66,92	
			2	62,38	
			3	43,60	
			4	45,40	
			5	60,99	
			6	48,98	
			7	61,78	
			8	47,81	
			9	25,52	
			10	56,05	
				Total	Mean
		Std. Deviation		12,31610	
	Total	Mean		51,9430	
		Std. Deviation		12,31610	
IDS 45 days	Nb_days	45 days	1	29,58	
			2	37,55	
			3	20,75	
			4	31,36	
			5	25,17	
			6	20,21	
			7	36,19	
			8	27,24	
			9	34,76	
			10	22,38	
				Total	Mean
		Std. Deviation		6,39866	
	Total	Mean		28,5190	
		Std. Deviation		6,39866	

DDS 150 days	Nb_days	150 days	1	48,72
			2	35,74
			3	40,83
			4	55,24
			5	46,45
			6	50,62
			7	30,84
			8	34,66
			9	44,16
			10	50,06
			Total	Mean
	Std. Deviation	7,98033		
	Total	Mean	43,7320	
		Std. Deviation	7,98033	
IDS 150 days	Nb_days	150 days	1	28,46
			2	13,31
			3	21,00
			4	10,82
			5	28,75
			6	21,02
			7	14,47
			8	28,92
			9	28,64
			10	20,25
			Total	Mean
	Std. Deviation	6,98889		
	Total	Mean	21,5640	
		Std. Deviation	6,98889	

Tableau 7. Ensemble des valeurs enregistrées exprimées en MPa.

Tout délai d'observation confondu, les valeurs mesurées pour l'IDS sont significativement inférieures à celles mesurées pour les groupes DDS (**figure 22**).

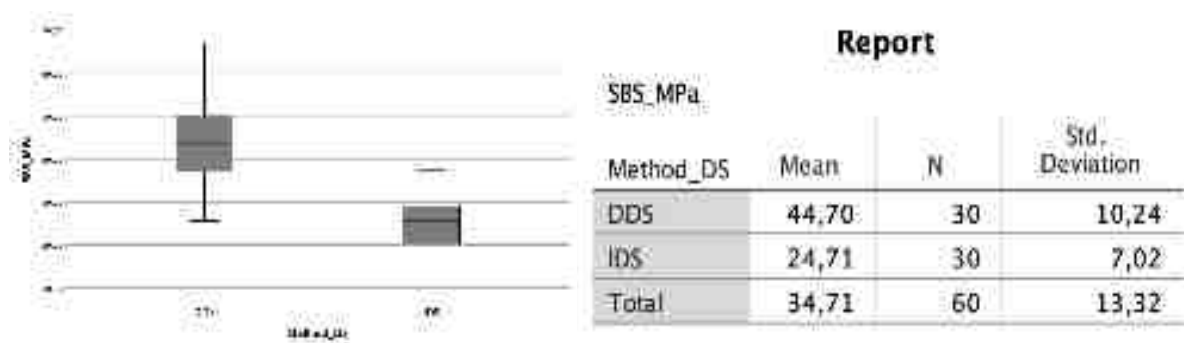


Figure 22. Valeurs d'adhésion moyenne des groupes IDS et DDS

Pour chaque délai de vieillissement observé, à J0, J45 et J150, les groupes IDS présentent des valeurs moyennes d'adhésion inférieures aux groupes DDS.

La représentation graphique des résultats sous forme de boîtes à moustaches (boxplots) met en évidence une dispersion des valeurs homogènes entre les deux groupes à chaque temps d'essai. Toutefois, avec l'augmentation du vieillissement, les valeurs d'adhésion mesurées s'étaient davantage. Pour les deux groupes IDS et DDS, les valeurs d'adhésion décroissent entre 45 et 150 jours. Quant aux valeurs mesurées

le jour du collage, elles sont inférieures pour le groupe DDS et presque similaires pour le groupe IDS, aux valeurs mesurées après 150 jours de trempage. Elles sont en revanche plus faibles que celles mesurées après 45 jours de trempage (**figure 23**).

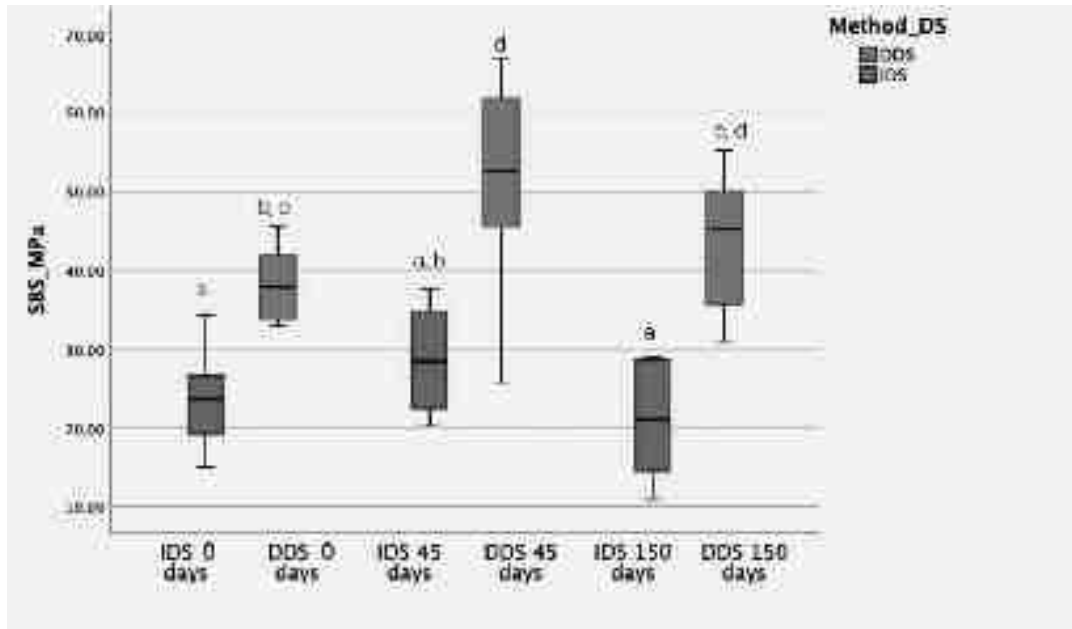


Figure 23. Graphique en boîtes à moustaches présentant les valeurs d'adhésion en MPa mesurées lors des tests de résistance au cisaillement, en fonction du délai de trempage et du mode d'adhésion. Les lettres identiques indiquent des différences non significatives entre groupes testés. Toutes les valeurs mesurées pour le protocole IDS sont significativement inférieures à celles mesurées pour le protocole DDS avec pré-polymérisation pour chaque période.

1.3.2. Statistiques analytiques

Le test d'homogénéité des variances de Levene basé sur la médiane (**tableau 8**) n'étant pas significatif ($p > 0,05$), on ne peut pas rejeter l'hypothèse nulle de l'égalité des variances. Elles sont donc considérées semblables, ce qui permet de passer à l'interprétation de l'ANOVA.

		Levene Statistic	df1	df2	Sig.
SBS_MPa	Based on Mean	2,458	5	54	,044
	Based on Median	2,305	5	54	,057
	Based on Median and with adjusted df	2,305	5	33,075	,067
	Based on trimmed mean	2,447	5	54	,045

Tableau 8. Test d'homogénéité des variances.

Le test ANOVA à 1 facteur confirme, lui, l'existence d'une différence significative ($P < 0,001$) entre les six groupes comparés (**tableau 9**).

SBS_MPa					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	7 172,355	5	1 434,471	23,503	,000
Within Groups	3 295,815	54	61,034		
Total	10 468,170	59			

Tableau 9. Test Anova.

Le test de comparaisons multiples de Tukey permet alors de comparer entre eux les différents groupes et de préciser les différences significatives ($p < 0,05$) entre chaque groupe (**tableaux 10 et 11**).

Multiple Comparisons

Dependent Variable: SBS_MPa

Tukey HSD

(I) Method	(J) Method	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
DDS 0 days	DDS 45 days	-13,50900	3,49381	,004	-23,8314	-3,1866
	IDS 45 days	9,91500	3,49381	,067	-,4074	20,2374
	DDS 150 days	-5,29800	3,49381	,655	-15,6204	5,0244
	IDS 150 days	16,87000	3,49381	,000	6,5476	27,1924
	IDS 0 days	14,39400	3,49381	,002	4,0716	24,7164
IDS 0 days	DDS 45 days	-27,90300	3,49381	,000	-38,2254	-17,5806
	IDS 45 days	-4,47900	3,49381	,793	-14,8014	5,8434
	DDS 150 days	-19,69200	3,49381	,000	-30,0144	-9,3696
	IDS 150 days	2,47600	3,49381	,980	-7,8464	12,7984
	DDS 0 days	-14,39400	3,49381	,002	-24,7164	-4,0716
DDS 45 days	IDS 45 days	23,42400	3,49381	,000	13,1016	33,7464
	DDS 150 days	8,21100	3,49381	,193	-2,1114	18,5334
	IDS 150 days	30,37900	3,49381	,000	20,0566	40,7014
	DDS 0 days	13,50900	3,49381	,004	3,1866	23,8314
	IDS 0 days	27,90300	3,49381	,000	17,5806	38,2254
IDS 45 days	DDS 45 days	-23,42400	3,49381	,000	-33,7464	-13,1016
	DDS 150 days	-15,21300	3,49381	,001	-25,5354	-4,8906
	IDS 150 days	6,95500	3,49381	,361	-3,3674	17,2774
	DDS 0 days	-9,91500	3,49381	,067	-20,2374	,4074
	IDS 0 days	4,47900	3,49381	,793	-5,8434	14,8014
DDS 150 days	DDS 45 days	-8,21100	3,49381	,193	-18,5334	2,1114
	IDS 45 days	15,21300	3,49381	,001	4,8906	25,5354
	IDS 150 days	22,16800	3,49381	,000	11,8456	32,4904
	DDS 0 days	5,29800	3,49381	,655	-5,0244	15,6204
	IDS 0 days	19,69200	3,49381	,000	9,3696	30,0144
IDS 150 days	DDS 45 days	-30,37900	3,49381	,000	-40,7014	-20,0566
	IDS 45 days	-6,95500	3,49381	,361	-17,2774	3,3674
	DDS 150 days	-22,16800	3,49381	,000	-32,4904	-11,8456
	DDS 0 days	-16,87000	3,49381	,000	-27,1924	-6,5476
	IDS 0 days	-2,47600	3,49381	,980	-12,7984	7,8464

Tableau 10. Test de comparaisons multiples de Tukey.

SBS_MPa					
Tukey HSD					
Method	N	Subset for alpha = 0.05			
		1	2	3	4
IDS 150 days	10	21,5640			
IDS 0 days	10	24,0400			
IDS 45 days	10	28,5190	28,5190		
DDS 0 days	10		38,4340	38,4340	
DDS 150 days	10			43,7320	43,7320
DDS 45 days	10				51,9430
Sig.		,361	,067	,655	,193

Tableau 11. Test de Tukey.

I.3.3. Analyse des faciès de rupture

I.3.3.a. Microscopie Optique

Après rupture, les surfaces des cylindres en céramique et les surfaces dentinaires ont été observées au microscope numérique Keyence VHX-5000 pour caractériser le type de fracture rencontré en fonction de la méthode de collage, à un grossissement compris entre x30 et x50. Les échantillons ont été distingués en mode de fracture adhésive à la dentine, adhésive à la céramique, cohésive dès lors que plus de 75% de la surface de collage était spécifique d'un faciès de rupture, et de fracture mixte lorsque la rupture était partielle au sein de plusieurs matériaux.

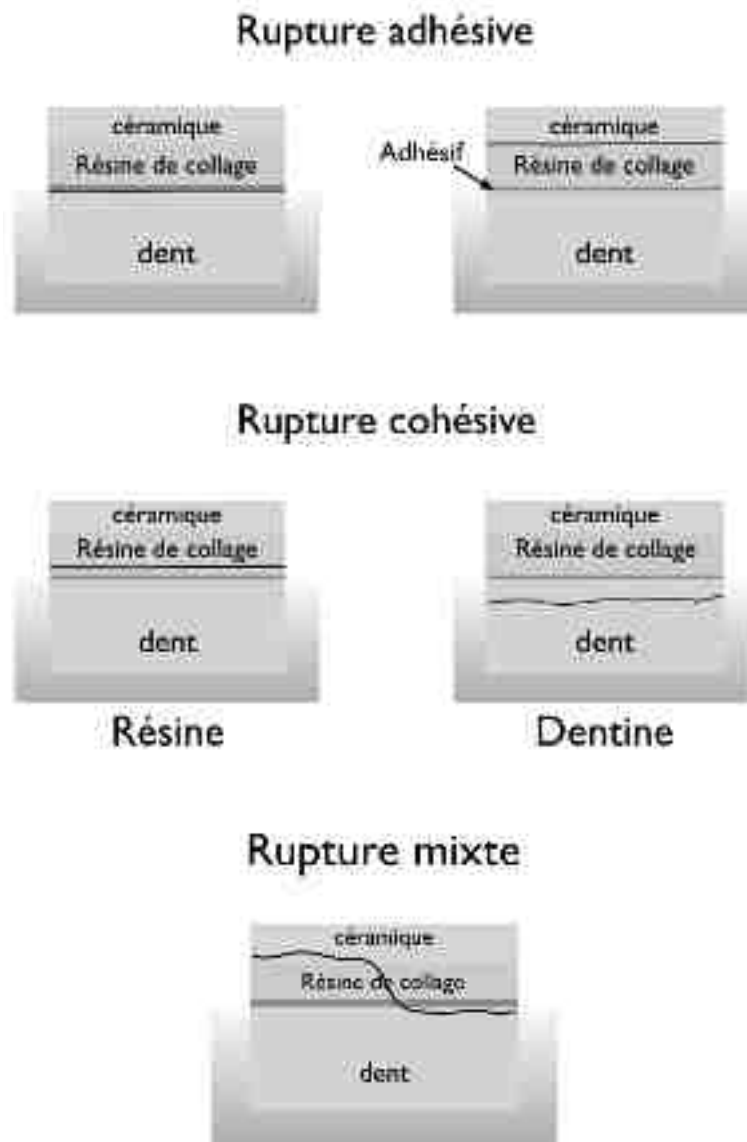


Figure 24. Illustration des différents types de rupture (Iconographie personnelle).

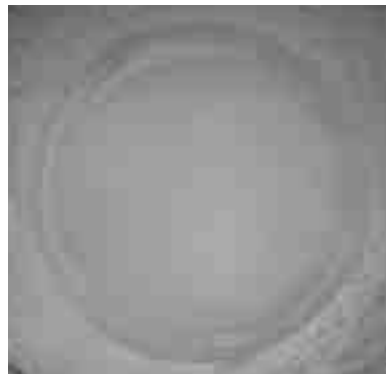
Cette première analyse permet d'observer un aspect mat à la surface des différents échantillons IDS, qui signe la présence de résine adhésive à leur surface. Le mode de fracture semble alors essentiellement cohésif au sein de l'ensemble adhésif / colle. Cependant, cette méthode présente ses limites et ne permet pas de discriminer correctement l'adhésif de la résine de collage. Le groupe DDS présente quant à lui de multiples modes de fractures (voir annexe)

Afin de préciser nos observations, un échantillon significatif (valeur d'adhésion moyenne / mode de fracture) par groupe a été choisi pour être observé en microscopie électronique à balayage (**figure 25**).

IDS



J0



J45



J150

DDS



J0



J45



J150

Figure 25. Photographie des 3 échantillons IDS et des 3 échantillons DDS représentatifs et choisis pour être observés en MEB.

I.3.3.b. Microscopie Électronique à Balayage

Les observations en MEB montrent que les groupes IDS présentent en majorité (IDS J0) ou en totalité (IDS J45 et J150) une fracture cohésive au sein de la colle (**figures 26 à 28**).

IDS – J0

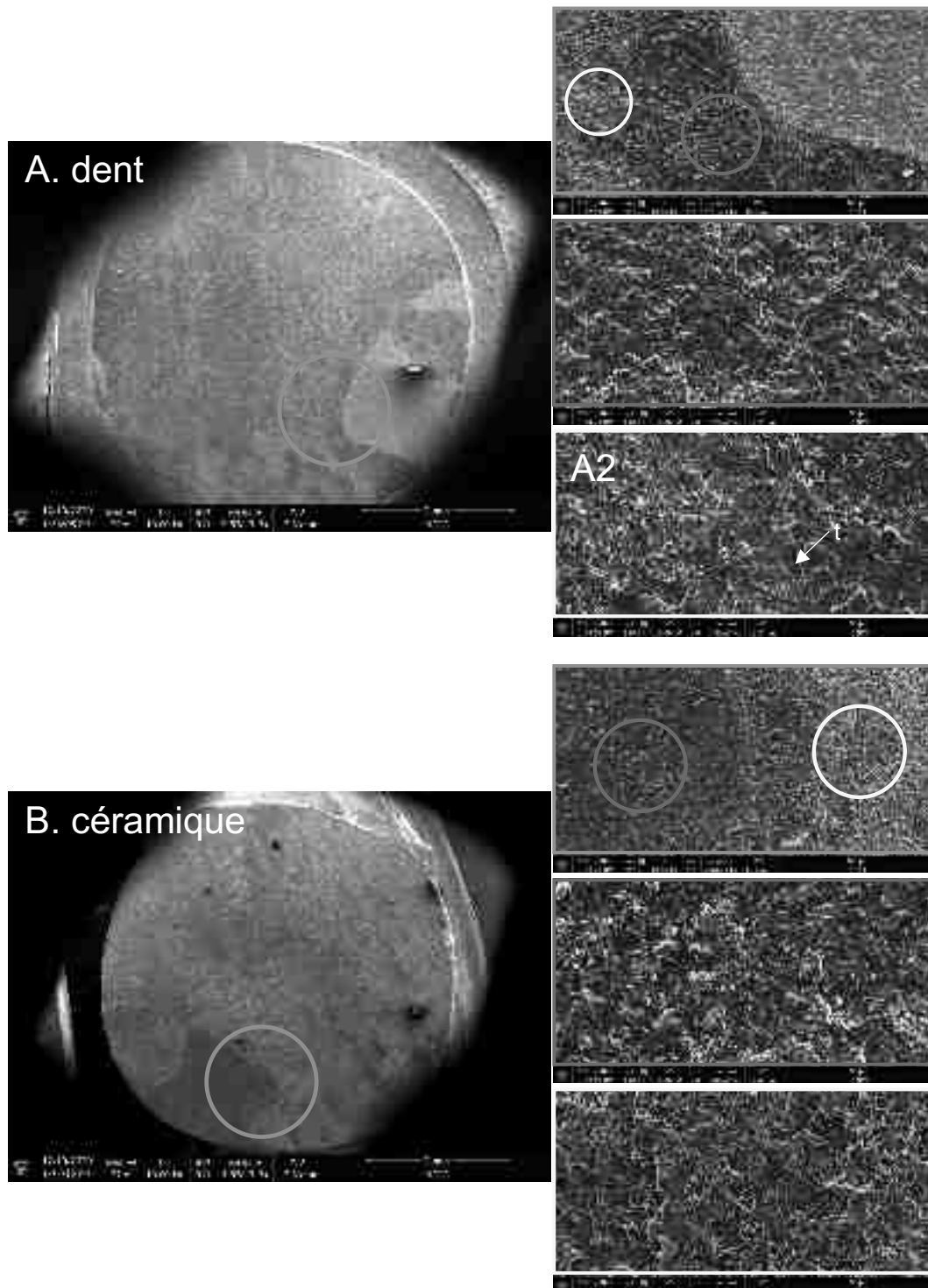


Figure 26. La surface dentinaire (A) est majoritairement recouverte de dentine. Certaines zones (A2) laissent apparaître des tubulis dentinaires (t).

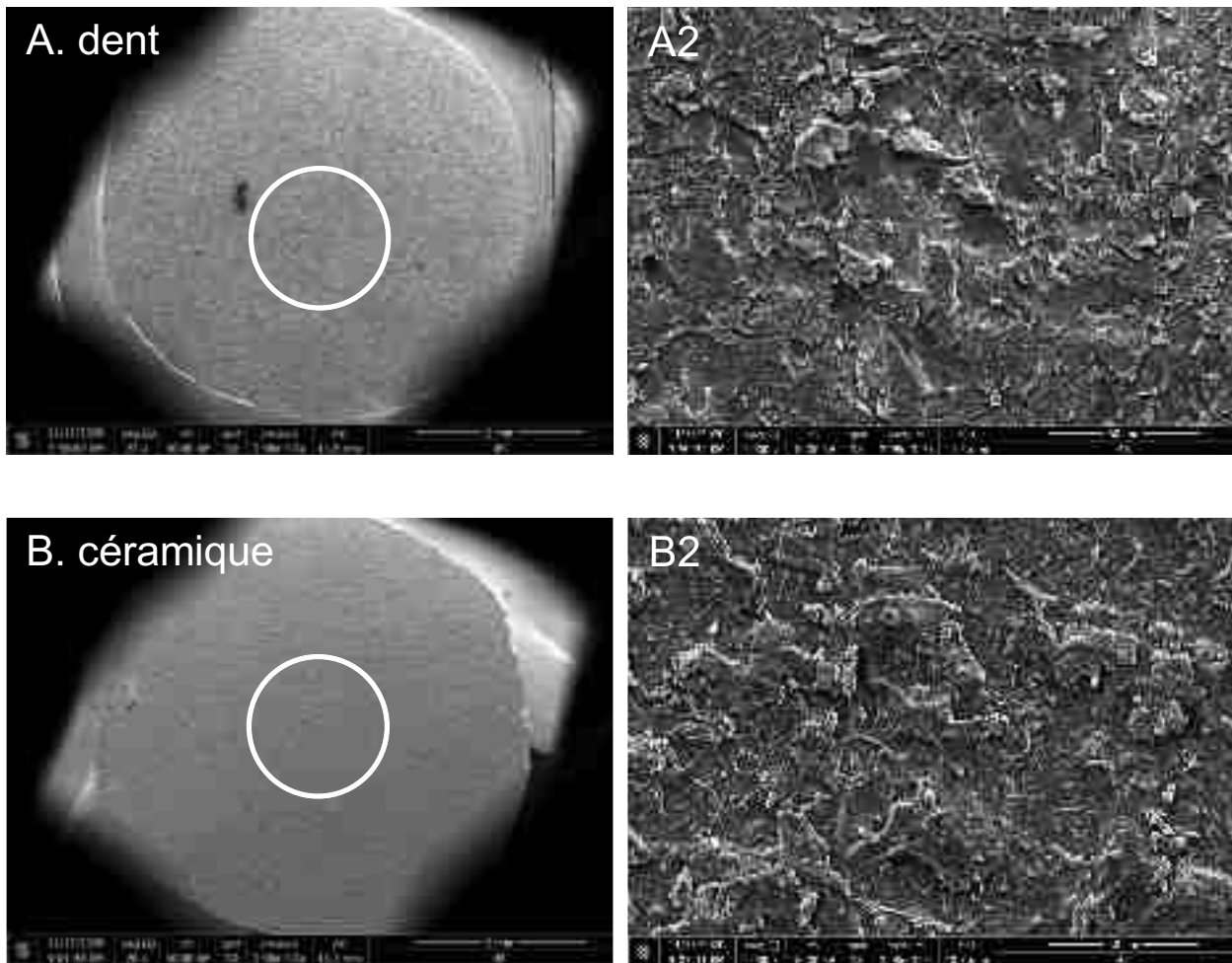


Figure 27. Imagerie en microscopie électronique d'un échantillon représentatif du groupe IDS J-45. La surface dentaire (A) et la surface du plot de céramique (B) sont recouvertes uniformément de résine composite.

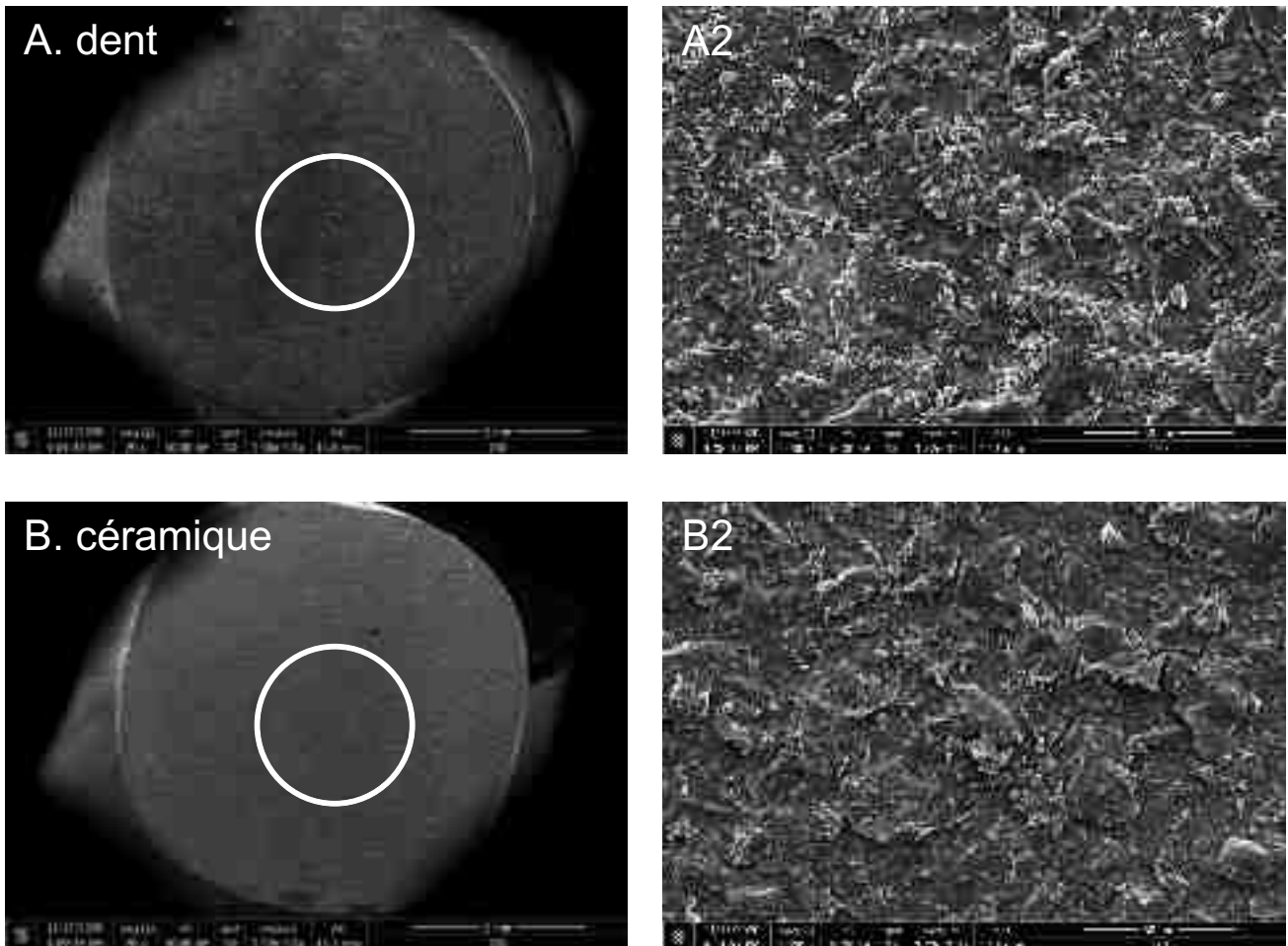


Figure 28. Imagerie en microscopie électronique d'un échantillon représentatif du groupe IDS J-150. La surface dentaire (A) et la surface du plot de céramique (B) sont recouvertes uniformément de résine composite.

L'analyse au Microscope Électronique à Balayage des trois échantillons représentatifs du groupe IDS met en évidence la présence de résine composite sur la surface dentaire ainsi que sur la surface céramique.

Toutefois, l'Optibond FL et le Nexus 3 utilisés pour notre étude présentent chacun un taux de charge de verre de ~48% de 0,6 μm de diamètre en moyenne, ce qui ne permet pas de les différencier. Afin de préciser la situation de la fracture cohésive dans l'épaisseur de la colle, les échantillons sont sectionnés tangentiellement puis observés en coupe (**figure 29**).

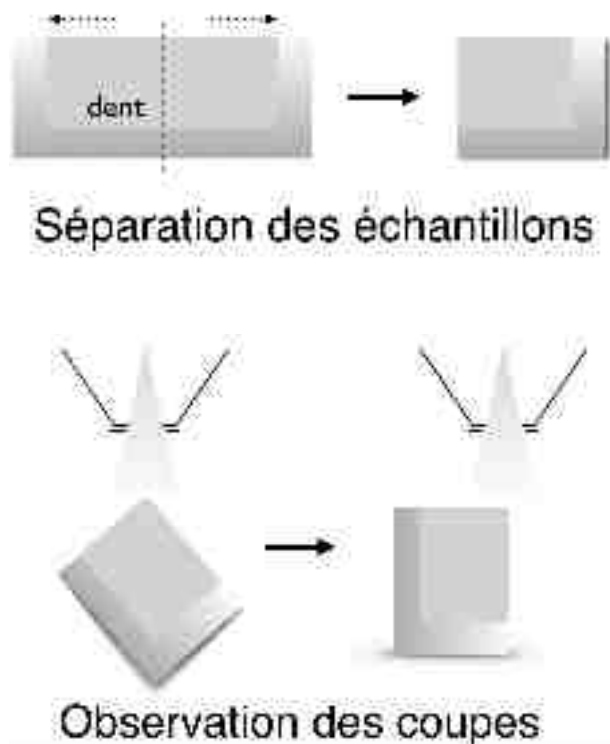


Figure 29. Les échantillons IDS sont coupés à l'aide d'un disque diamanté puis polis. Après métallisation, ces derniers sont observés au MEB à un angle de 45° puis selon un axe orthogonal au plan de coupe.

Cette analyse en MEB révèle des surfaces homogènes, recouvertes de résine de 8 à 12 μm d'épaisseur, exemptes d'importantes irrégularités de surfaces ou de reliefs marqués sur l'ensemble des échantillons analysés (**figures 30 à 32**), cohérentes avec les épaisseurs retrouvée dans une étude de Ferreira-filho(118).

Ceci laisse supposer une rupture à l'interphase adhésif IDS / résine de collage plutôt qu'une fracture cohésive au sein de la résine de collage.

L'absence de différences significatives pour les valeurs d'adhésion des 3 groupes IDS J0, J45 et J150 (groupe statistique a) permet d'extrapoler ces résultats d'analyses à l'ensemble de nos échantillons observés en microscopie optique

IDS - 0

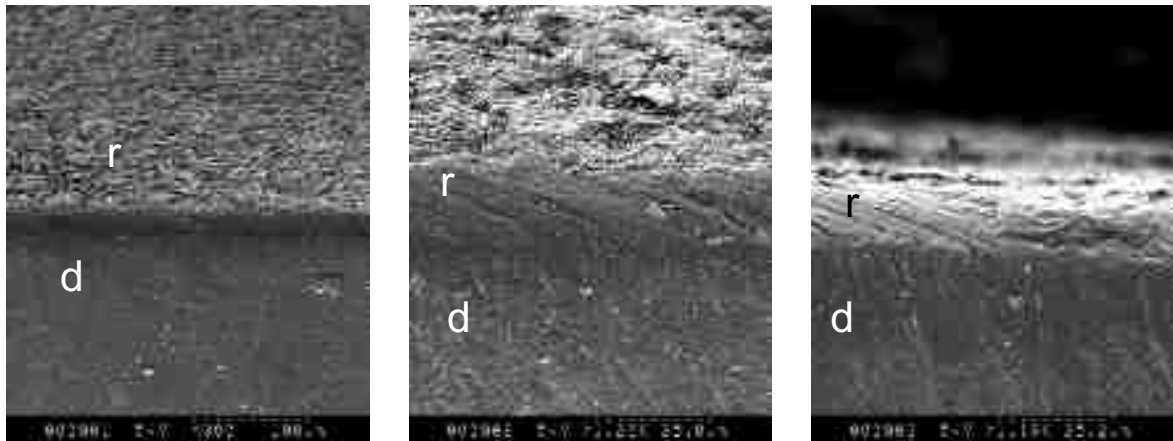


Figure 30. Observation au MEB d'une coupe de l'échantillon IDS – 0. L'observation à 45° (A et B) met en évidence une couche de résine (r) homogène sur la surface dentinaire (d). La rugosité de surface est liée à la présence de charges et au sablage de l'IDS avant collage. La vue orthogonale au plan de coupe nous permet de mesurer l'épaisseur de résine adhésive (12 μm)

IDS - 45

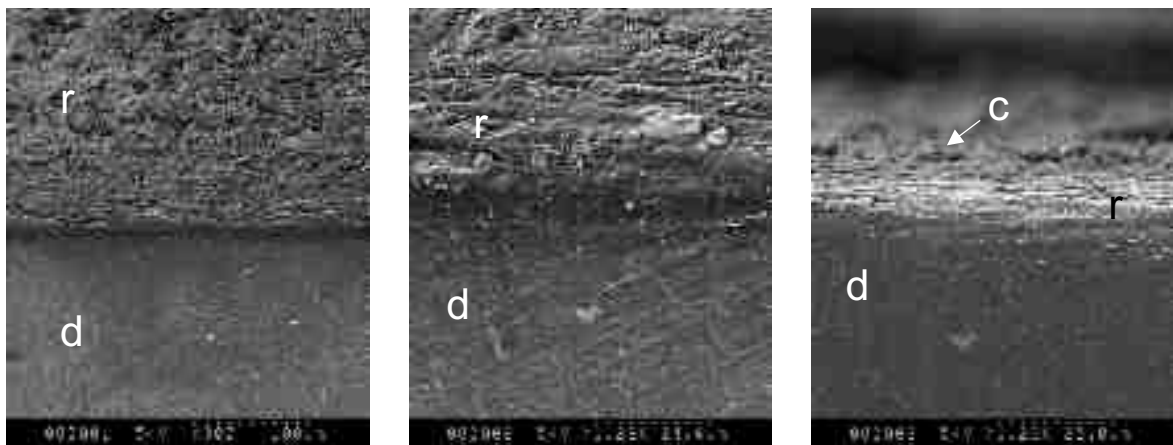


Figure 31. La résine adhésive (r) présente un aspect relativement homogène sur la surface dentinaire (d). Des résidus de résine de collage (c) sont observés sur la surface à fort grossissement.

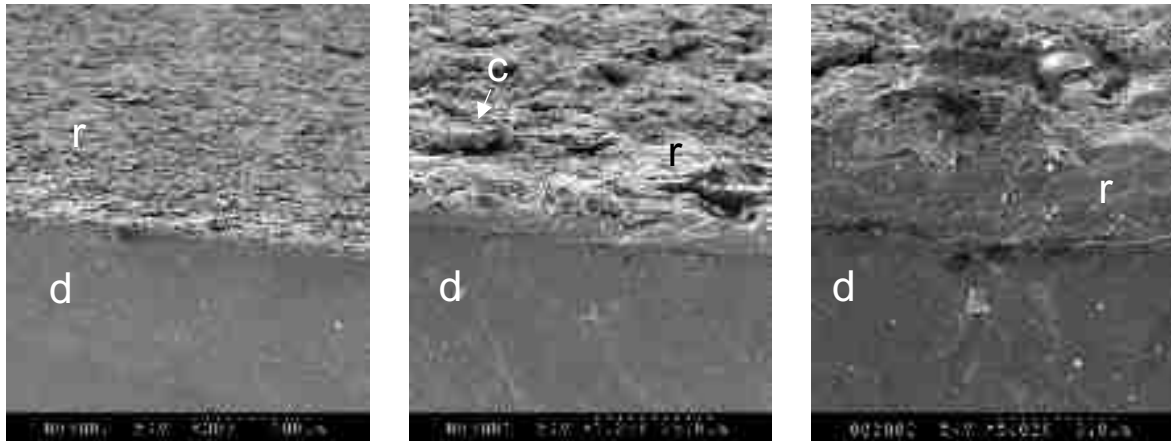


Figure 32. A faible grossissement, la surface dentinaire de l'échantillon (d) est recouverte d'une couche résineuse (r) relativement homogène. A plus fort grossissement des résidus de résine de collage (c) sont observés.

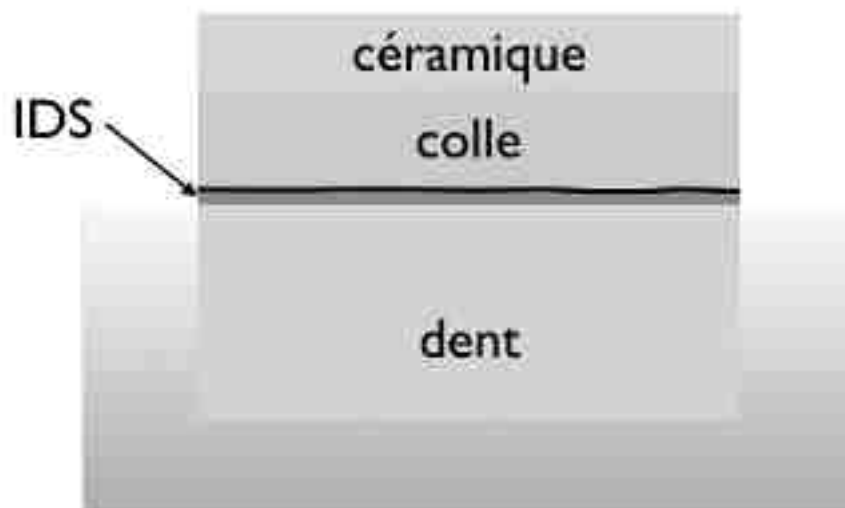


Figure 33. Type de rupture observée sur le groupe IDS. L'aspect homogène observé en surface laisse supposer une décohésion à l'interphase entre l'IDS et la résine de collage (Iconographie personnelle).

Ce mode de fracture peut ainsi être précisé et schématisé (**figure 33**).

L'étude de trois échantillons DDS-pc en MEB met en évidence des faciès de rupture plus complexes (**figures 34 à 36**).

Les surfaces observées sont plus hétérogènes et présentent de nombreux reliefs.

Les zones de fort grossissement permettent d'observer des charges de verres sur la surface dentinaire, ainsi que de petites zones dentinaires réexposées, qui sont le signe d'une rupture mixte, au sein de la résine de collage au plus proche de la dentine.

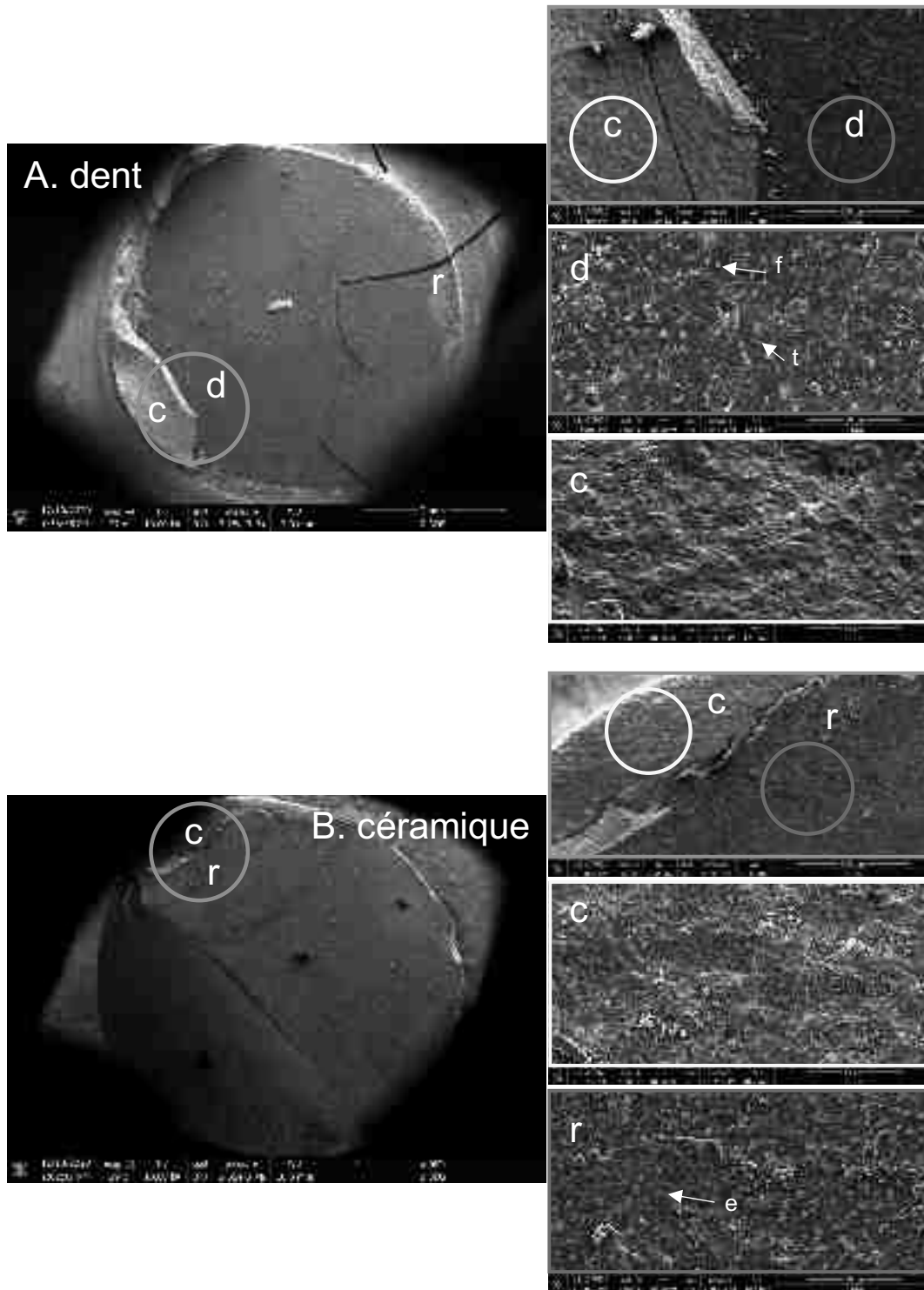


Figure 34. Imagerie en microscopie électronique d'un échantillon DDS J-0. Fracture adhésive à l'interphase dentine (d) / résine de collage (r). La surface dentinaire est partiellement recouverte de céramique (c) et de résine de collage (r). A fort grossissement, on observe sur la dent (A) des tubuli dentinaires ouverts (t) et la présence de charges résiduelles de l'adhésif (f). Le plot de céramique (B), fracturé, et presque exclusivement recouvert de résine de collage (r) marquée par les entrées des tubuli dentinaires (e).

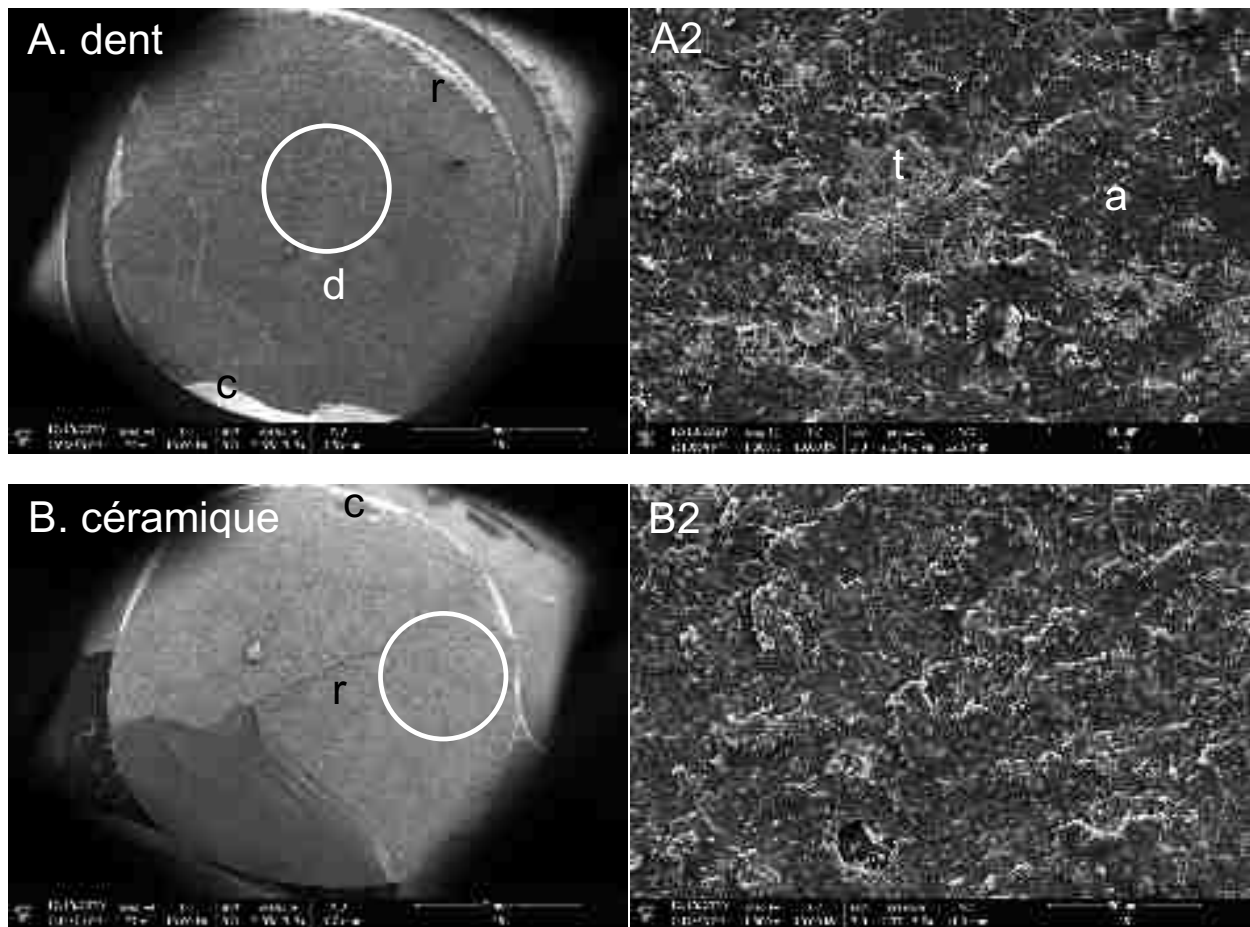


Figure 35. Imagerie en microscopie électronique d'un échantillon DDS J-45. Fracture adhésive à l'interface dentine (d) / résine de collage (r). De la céramique (c) et de la résine de collage en épaisseur importante (r) sont observables en périphérie de l'échantillon dentaire. A fort grossissement (A2), la dentine dont les tubuli sont visibles (t) est partiellement recouverte d'adhésif (a). La surface du plot de céramique (B) est en quasi-totalité recouverte de résine composite dont l'empreinte des tubuli dentinaires est visible en surface à fort grossissement (B2)

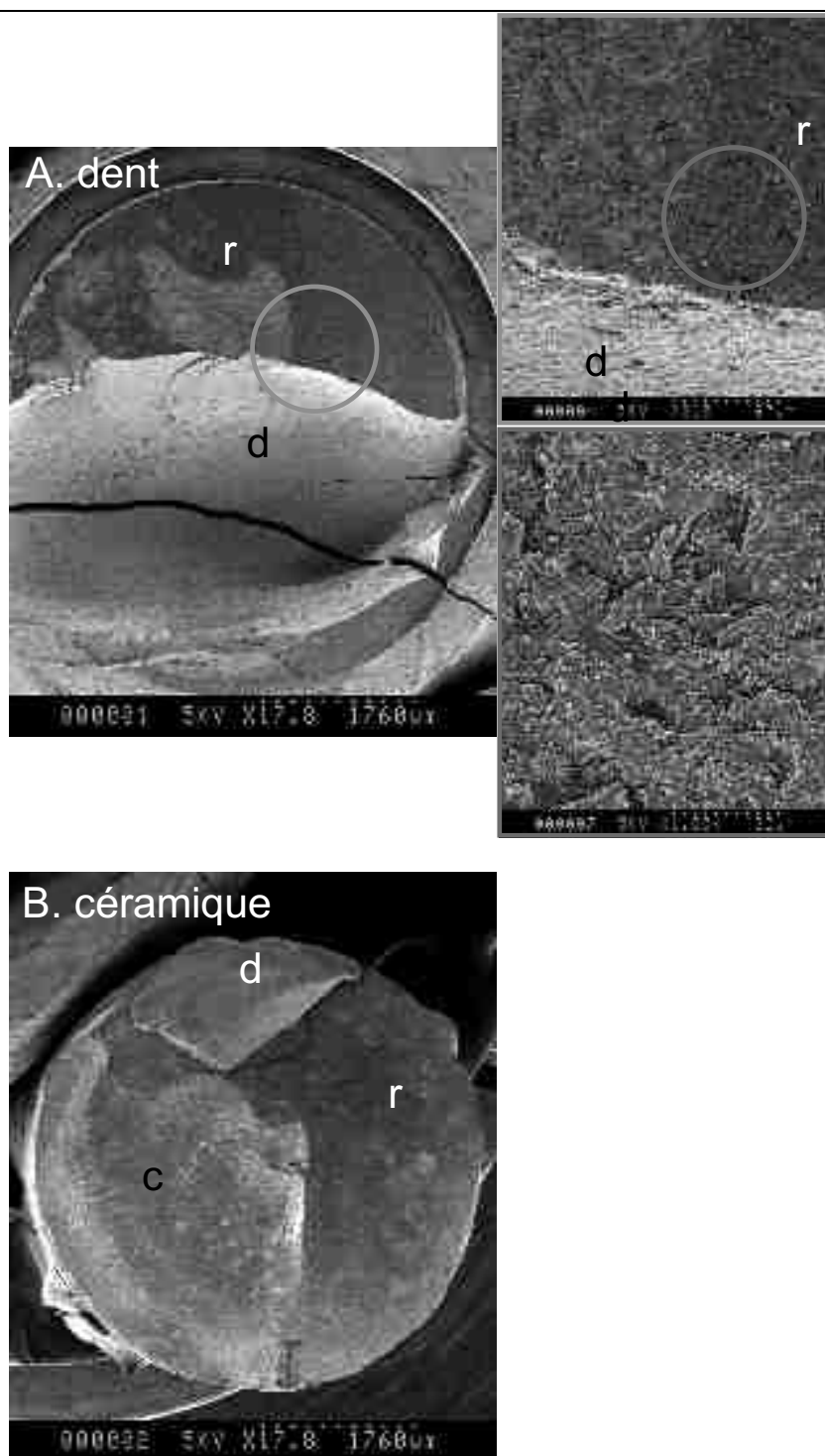


Figure 36. Imagerie en microscopie électronique d'un échantillon DDS J-150. Mode de fracture mixte. La dent (A) présente une fracture cohésive au sein de la dentine (d) et une fracture cohésive au sein de la résine de collage (r), qui recouvre la surface dentinaire (rouge) et la surface du plot de céramique (B). Un morceau de dentine (d) est observable à sa surface.

Ce mode de fracture représentatif des groupes DDS-pc est schématisé ci-dessous (figure 37).

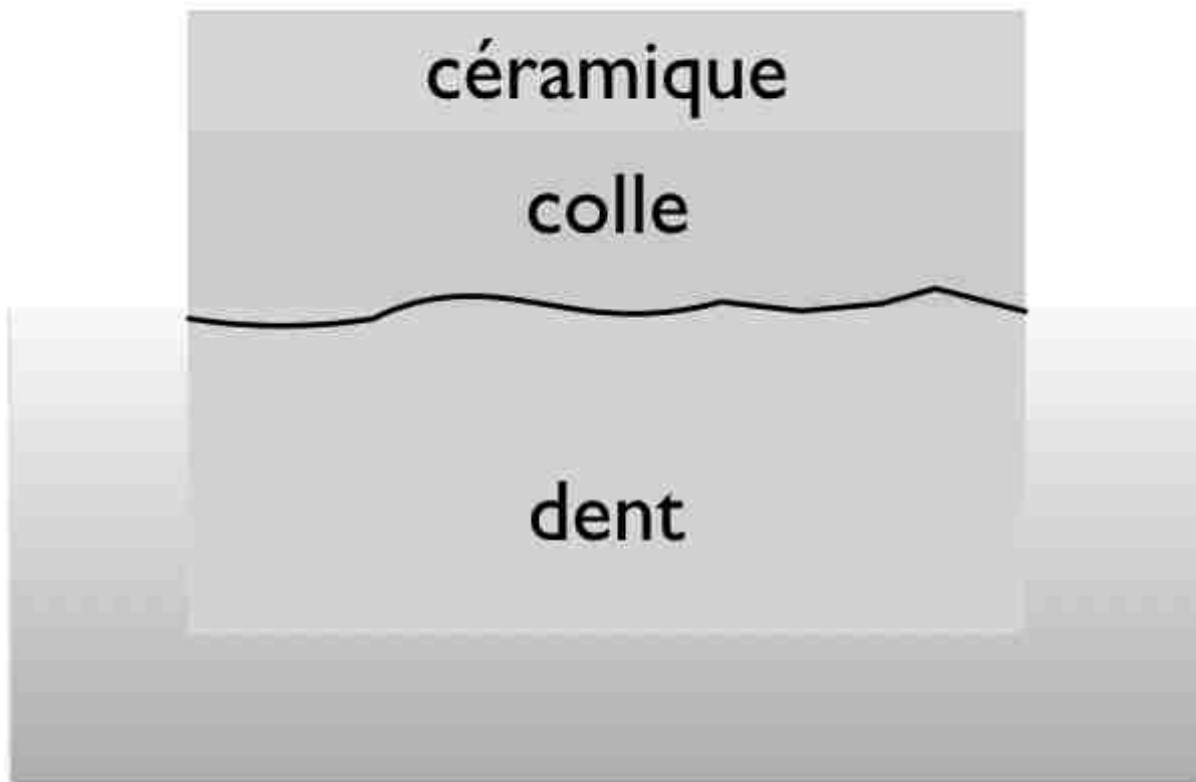


Figure 37. Type de rupture observée sur certains échantillons DDS. L'observation de tubuli dentinaires exposés et la présence de charge laisse supposer une rupture au plus proche de la dentine, au sein de la résine adhésive (Iconographie personnelle).

L'étude des faciès de rupture en microscopie optique et MEB a permis de répartir les proportions de type de rupture pour les deux groupes (**figure 38**).

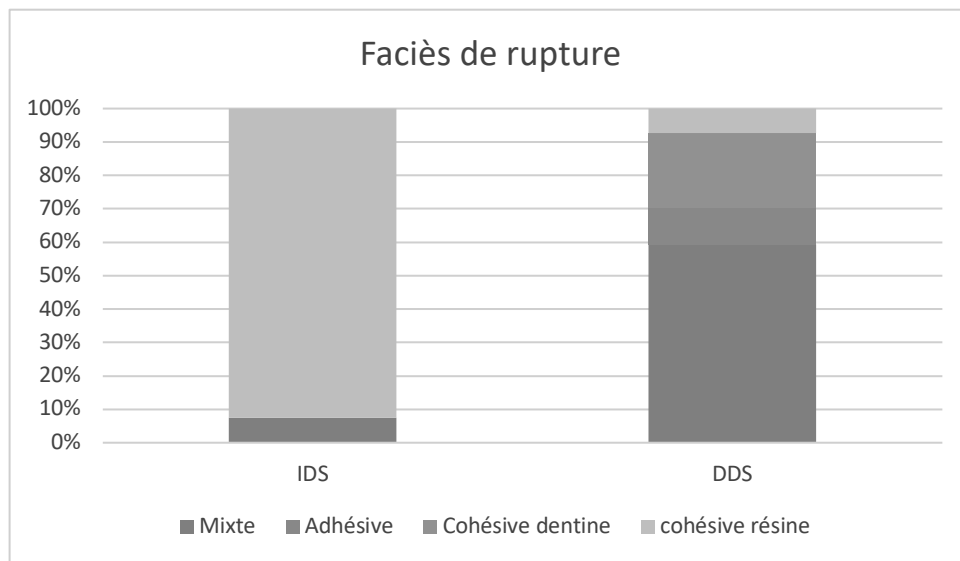


Figure 38. Histogramme de la proportion du type de rupture selon l'étude du faciès et les moyennes d'adhérence observées (Iconographie personnelle).

Cette répartition révèle des modes de fractures plus variés pour le groupe DDS-pc. Le groupe J-45 présente majoritairement des fractures cohésives à la dentine (voir document annexe), ce qui permet d'expliquer les valeurs importantes obtenues au SBS.

Les fractures mixtes, impliquant la dentine dans 80% des cas, sont retrouvées majoritairement dans les groupes J-0 et J-150.

Le groupe IDS, dont les valeurs obtenues au SBS sont significativement inférieures au groupe DDS-pc, présente essentiellement des ruptures adhésives à l'interphase IDS / colle.

II. Discussion

Les résultats de cette étude tendent à confirmer que les valeurs d'adhésion des restaurations indirectes collées sont supérieures lorsque l'intégralité des étapes de collage est réalisée dans un second temps, lors d'une même séance, à condition de pré-polymériser l'adhésif avant d'insérer la restauration. Notre hypothèse de recherche est ainsi rejetée : l'IDS n'offre pas des valeurs d'adhésion supérieure au DDS avec pré-polymérisation de l'adhésif.

Cette différence observée entre les groupes testés peut être expliquée par la qualité du joint de collage.

La réalisation de l'IDS permet d'obtenir une couche hybride de qualité le jour de la préparation de la dent. P. Magne avance à juste titre que cette semaine de temporisation avant l'assemblage de la restauration permet la maturation de la couche hybride et la dissipation du stress de polymérisation au sein de celle-ci, limitant le risque d'effondrement du réseau collagénique à l'insertion de la restauration, et limitant également le risque de micro-leakage au moment de la polymérisation une fois la pièce prothétique en place.

Cependant, il est également établi que l'adhésion entre les différentes couches de résines composites se fait par le biais de liaisons chimiques covalentes(119) entre les groupes n'ayant pas réagi de la première couche polymérisée et les monomères de la suivante. La présence de doubles liaisons C=C au sein du matériau joue un rôle primordial dans le processus d'adhésion(116, 117). Or, la temporisation en milieu aqueux provoque une absorption d'eau, diminuant la proportion de monomères libres. L'augmentation du temps de temporisation peut conduire à la saturation en eau de l'adhésif, réduisant encore la population de radicaux libres disponibles(122,123).

D'autre part, le degré de conversion des résines composites croît jusqu'à atteindre un maximum pendant les 24h qui suivent l'initiation de la polymérisation, réduisant le nombre de doubles liaisons C=C disponibles(124,125).

Ainsi, le traitement par microsablage de la surface dentinaire hybridée lors de la séance d'assemblage permet la création de microrugosités au sein de l'IDS, mais cette couche adhésive présentant peu de doubles liaisons et dénuée de radicaux libres en

surface ne peut plus établir de liaison chimique covalente avec les monomères de la seconde couche d'adhésif et de la résine de collage apposées au moment du collage, réduisant drastiquement la force d'adhésion à l'interphase IDS / résine de collage.

Ces éléments permettent de proposer une explication à l'homogénéité des résultats du groupe IDS, dont la rupture au cisaillement semble provenir d'une décohésion à cette interphase. Des résultats similaires avaient été trouvés par Leesungbok *and coll*(126).

Au contraire, dans le cadre du DDS-pc le collage s'effectue sur une dentine fraîchement sablée et mordancée, qui permet d'obtenir une couche hybride qualitative, présentant des monomères non polymérisés en surface qui peuvent réagir avec la résine de collage au moment de l'assemblage de la restauration prothétique.

Concernant la dégradation dans le temps du joint de collage par des phénomènes d'hydrolyse, il faut noter que les valeurs d'adhésion maximales ont été mesurées après 45 jours d'immersion des échantillons. Cette augmentation des valeurs d'adhésion en comparaison au groupe J0 n'est pas surprenante aux vues du comportement des résines composites dont le degré de conversion augmente pendant au moins 24h après l'initiation de la polymérisation et des résultats similaires sont retrouvés dans plusieurs études (127–129). Afin d'étayer nos résultats, il nous a paru nécessaire de faire « vieillir » nos échantillons. Un vieillissement artificiel doit engendrer la saturation en eau des résines de collage(130–133). Un stockage en milieu aqueux permet de générer ce vieillissement hydrique afin de se rapprocher des conditions *in vitro*(134), pourvu qu'il soit suffisamment long pour avoir une influence sur l'adhésion, ce qui a conduit au choix d'un vieillissement de 150 jours que l'on retrouve dans plusieurs études(135,136).

L'écart type important des mesures pour les groupes DDS-J45 et DDS-J150 s'explique par le mode de fracture observé au sein de ces deux sous-groupes, fréquemment cohésif à la dentine. En effet, les valeurs obtenues au test de cisaillement représentent la force provoquant la fracture de la dent, inhérente à chaque échantillon, et non pas la valeur d'adhérence du plot de céramique et de la dent.

Enfin, si l'IDS est une technique s'adressant exclusivement au tissu dentinaire, il est important de garder à l'esprit que cette technique s'inscrit dans une approche clinique globale.

L'absence de polymérisation de l'adhésif le jour de l'assemblage pourrait entraîner un défaut de joint sur les parois amélaire, qui reste un facteur déterminant pour la longévité de nos restaurations. Si une étude révèle qu'il n'existe pas de différence significative pour les valeurs d'adhésion sur l'émail qu'il y ait ou non de pré-polymérisation(44), des investigations approfondies concernant la qualité du joint de collage en termes d'étanchéité et de pérennité seraient nécessaires.

Enfin, une étude clinique prospective *in vivo* menée sur 3 ans rapporte qu'il n'existe pas de différence significative sur la survie d'éléments collés en abordant l'une ou l'autre technique(106). Ces approches cliniques à plus long terme permettront de valider ou d'invalider la systématisation du protocole d'IDS ou plutôt son recours dans certaines situations spécifiques comme un délai de temporisation supérieur à une semaine ou une nécessité de comblement de contre-dépouille naturelles lors de la préparation.

Conclusion

Les restaurations par techniques adhésives représentent le fer de lance de nos thérapeutiques actuelles, portées par le courant de la dentisterie à minima et esthétique.

De nombreux progrès ont été réalisés dans le développement des biomatériaux grâce à la compréhension des phénomènes physico-chimiques impliqués dans l'adhésion, mais le collage dentinaire n'en demeure pas moins un challenge.

L'IDS s'est fortement répandue ces dernières années comme une solution permettant d'augmenter les performances cliniques et assurant la pérennité de nos restaurations, tout en protégeant l'organe dentino-pulpaire durant la phase de temporisation nécessaire à l'élaboration des pièces prothétiques.

Les études les plus récentes tendent à montrer que l'IDS n'offre pas une protection plus efficace que ce que la nature propose avec la *smear layer* et les *smear plugs* à condition de ne pas dépasser 7 jours de temporisation, sans quoi le risque de contamination bactérienne et d'apparition de sensibilité est accru.

La mise en oeuvre de l'IDS permet certes d'obtenir une adhésion suffisante pour assurer la pérennité de nos traitements, mais sa réalisation clinique est sujette à de nombreuses difficultés. Le choix des matériaux est limité au seul Optibond FL, et chaque étape doit être parfaitement exécutée sans que le praticien ne puisse contrôler cliniquement leur réalisation (élimination de l'OIL, retrait des excès uniquement amélaire, ne pas réexposer la dentine).

Les travaux réalisés dans notre étude consistant à comparer les valeurs d'adhésion obtenues entre un collage réalisé après IDS ou par DDS avec pré-polymérisation attestent que le collage est plus performant dans ce second cas, lorsque toutes les étapes sont réalisées dans un même temps clinique. Nous pouvons dès lors conclure que le protocole d'IDS ne devrait pas être systématisé sous prétexte de coller plus efficacement afin d'augmenter le taux de survie de nos restaurations, et le collage différé doit être privilégié lorsque la situation clinique le permet.

Au final, le choix de la procédure incombe au praticien, qui devra être attentif aux différents éléments à sa disposition : la situation clinique, le délai de temporisation ainsi que la géométrie et la profondeur de préparation.

SIGNATURE DES CONCLUSIONS

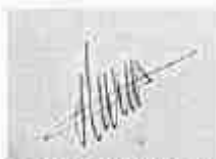
Thèse en vue du Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Nom - prénom de l'impétrant : MARY Jérémy

Titre de la thèse : Hybridation dentinaire immédiate ou différée : étude *in vitro* de la potentialisation de l'adhésion

Directeur de thèse : Docteur Olivier ETIENNE

VU
Strasbourg, le : 02 FEV. 2021
Le Président du Jury,



Professeur M. MINOUX

VU
Strasbourg, le : 03 FEV. 2021
Le Doyen de la Faculté
de Chirurgie Dentaire de Strasbourg,



Professeur C. TADDEI-GROSS

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Buonocore MG. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. *J Dent Res.* déc 1955;34(6):849-53.
2. Swift EJ, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. févr 1995;26(2):95-110.
3. Lasfargues J-J, Colon P, Vanherle G, Lambrechts P. *Odontologie conservatrice et restauratrice. Tome 1, Tome 1.* Paris: Éditions CdP; 2009.
4. Piette E, Goldberg M. *La dent normale et pathologique.* De Boeck; 2001.
5. Mjör IA. Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. *Braz Dent J.* 2009;20(1):3-16.
6. Richardson D, Tao L, Pashley DH. Dentin permeability: effects of crown preparation. *Int J Prosthodont.* juin 1991;4(3):219-25.
7. Goldberg M. Histologie du complexe dentinopulpaire. *Chir Orale Maxillo-Faciale.* 2008;22-007-B-10:1-34.
8. Goldberg M. Histologie du complexe dentinaire. *Médecine Buccale.* 29 déc 2016;28-090-B-10(11):1-25.
9. Pashley DH. Dentin bonding: overview of the substrate with respect to adhesive material. *J Esthet Dent.* avr 1991;3(2):46-50.
10. Kinney JH, Balooch M, Marshall GW, Marshall SJ. A micromechanics model of the elastic properties of human dentine. *Arch Oral Biol.* oct 1999;44(10):813-22.
11. Pashley DH. Smear layer: overview of structure and function. *Proc Finn Dent Soc Suom Hammaslaakariseuran Toim.* 1992;88 Suppl 1:215-24.
12. Ruse ND, Smith DC. Adhesion to Bovine Dentin-Surface Characterization. *J Dent Res.* juin 1991;70(6):1002-8.
13. Tani C, Finger WJ. Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all-in-one self-etching priming adhesives. *J Adhes Dent.* 2002;4(4):283-9.

14. Tao L, Pashley DH, Boyd L. Effect of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strengths. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* août 1988;4(4):208-16.
15. Gwinnett AJ. Smear layer: morphological considerations. *Oper Dent Suppl.* 1984;3:2-12.
16. Pashley DH, Tao L, Boyd L, King GE, Horner JA. Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine. *Arch Oral Biol.* 1988;33(4):265-70.
17. White GJ, Beech DR, Tyas MJ. Dentin smear layer: an asset or a liability for bonding? *Dent Mater.* nov 1989;5(6):379-83.
18. Pashley DH. Smear layer: physiological considerations. *Oper Dent Suppl.* 1984;3:13-29.
19. Pashley Dh. Dentin-Predentin Complex and Its Permeability: Physiologic Overview. *J Dent Res.* avr 1985;64(4):613-20.
20. Pashley DH. Clinical correlations of dentin structure and function. *J Prosthet Dent.* déc 1991;66(6):777-81.
21. Degrange M. Les systèmes adhésifs amélo-dentinaires. *Société Francoph Biomatériaux Dent.* 2010;29.
22. Van Landuyt K, De Munck J, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding to Dentin: Smear Layer and the Process of Hybridization. In: Eliades G, Watts D, Eliades T, éditeurs. *Dental Hard Tissues and Bonding [Internet].*
23. Pashley DH. Dentin: a dynamic substrate--a review. *Scanning Microsc.* mars 1989;3(1):161-74; discussion 174-176.
24. Pashley DH, Michelich V, Kehl T. Dentin permeability: Effects of smear layer removal. *J Prosthet Dent.* nov 1981;46(5):531-7.
25. Tagami J, Tao L, Pashley DH, Hosoda H, Sano H. Effects of high-speed cutting on dentin permeability and bonding. *Dent Mater.* oct 1991;7(4):234-9.
26. Tao L, Pashley DH. Shear bond strengths to dentin: effects of surface treatments, depth and position. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* déc 1988;4(6):371-8.

27. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* mai 1982;16(3):265-73.
28. Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater.* mars 1992;8(2):125-30.
29. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid Layer as a Dentin-Bonding Mechanism. *J Esthet Restor Dent.* juill 1991;3(4):133-8.
30. Mjör IA, Nordahl I. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Arch Oral Biol.* mai 1996;41(5):401-12.
31. Ruyter IE. Unpolymerized Surface Layers on Sealants. *Acta Odontol Scand.* janv 1981;39(1):27-32.
32. Dall'Oca S, Papacchini F, Goracci C, Cury AH, Suh BI, Tay FR, et al. Effect of oxygen inhibition on composite repair strength over time. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* mai 2007;81(2):493-8.
33. Finger WJ, Lee KS, Podszun W. Monomers with low oxygen inhibition as enamel/dentin adhesives. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* juill 1996;12(4):256-61.
34. Rueggeberg FA, Margeson DH. The Effect of Oxygen Inhibition on an Unfilled/Filled Composite System. *J Dent Res.* oct 1990;69(10):1652-8.
35. Gauthier MA, Stangel I, Ellis TH, Zhu XX. Oxygen inhibition in dental resins. *J Dent Res.* août 2005;84(8):725-9.
36. Hayashi M. Adhesive Dentistry. *Dent Clin North Am.* oct 2020;64(4):633-43.
37. Pashley EL, Comer RW, Simpson MD, Horner A, Pashley DH, Caughman WF. Dentin Permeability: Sealing the Dentin in Crown Preparations. *Oper Dent.* :9.
38. Magne P, Douglas WH. Porcelain Veneers: Dentin Bonding Optimization and Biomimetic Recovery of the Crown. :12.
39. Magne P. Immediate Dentin Sealing: A Fundamental Procedure for Indirect Bonded Restorations. *J Esthet Restor Dent.* févr 2005;17(3):144-54.
40. McCabe JF, Rusby S. Dentine bonding--the effect of pre-curing the bonding resin. *Br Dent J.* 7 mai 1994;176(9):333-6.

41. Dietschi D, Herzfeld D. In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of class II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing. *Eur J Oral Sci.* déc 1998;106(6):1033-42.
42. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Petschelt A. Dentin bond strength and marginal adaptation: direct composite resins vs ceramic inlays. *Oper Dent.* juin 1999;24(3):147-55.
43. Lee J-I, Park S-H. The Effect of Three Variables on Shear Bond Strength When Luting A Resin Inlay to Dentin. *Oper Dent.* mai 2009;34(3):288-92.
44. Viswanathan R, Shashibhushan KK, Reddy VVS. Pre- and co-curing effect of adhesives on shear bond strengths of composite resins to primary enamel and dentine: An in vitro study. *Eur Arch Paediatr Dent.* déc 2011;12(6):308-11.
45. Rocca GT, Krejci I. Bonded indirect restorations for posterior teeth: from cavity preparation to provisionalization. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. mai 2007;38(5):371-9.
46. Dietschi D, Spreafico R. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part I. Historical perspectives and clinical rationale for a biosubstitutive approach. *Clin Res.* 2015;10(1):18.
47. Bergenholtz G. Pathogenic mechanisms in pulpal disease. *J Endod.* févr 1990;16(2):98-101.
48. Bergenholtz G. Evidence for bacterial causation of adverse pulpal responses in resin-based dental restorations. *Crit Rev Oral Biol Med Off Publ Am Assoc Oral Biol.* 2000;11(4):467-80.
49. Cagidiaco MC, Ferrari M, Garberoglio R, Davidson CL. Dentin contamination protection after mechanical preparation for veneering. *Am J Dent.* avr 1996;9(2):57-60.
50. Paul SJ, Schärer P. The dual bonding technique: a modified method to improve adhesive luting procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent.* déc 1997;17(6):536-45.
51. Ozturk N, Aykent F. Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system. *J Prosthet Dent.* mars 2003;89(3):275-81.
52. Bouillaguet S, Duroux B, Ciucchi B, Sano H. Ability of adhesive systems to seal dentin surfaces: an in vitro study. *J Adhes Dent.* 2000;2(3):201-8.

53. Grégoire G, Joniot S, Guignes P, Millas A. Dentin permeability: self-etching and one-bottle dentin bonding systems. *J Prosthet Dent.* juill 2003;90(1):42-9.
54. Vaysman T, Rajan N, Thompson VP. Effect of bur cutting patterns and dentin bonding agents on dentin permeability in a fluid flow model. *Oper Dent.* oct 2003;28(5):522-8.
55. Elgalaid TO, Youngson CC, McHugh S, Hall AF, Creanor SL, Foye RH. In vitro dentine permeability: the relative effect of a dentine bonding agent on crown preparations. *J Dent.* juill 2004;32(5):413-21.
56. Carrilho MR, Tay FR, Sword J, Donnelly AM, Agee KA, Nishitani Y, et al. Dentine sealing provided by smear layer/smear plugs vs. adhesive resins/resin tags. *Eur J Oral Sci.* août 2007;115(4):321-9.
57. Kerns DG, Scheidt MJ, Pashley DH, Horner JA, Strong SL, Van Dyke TE. Dentinal Tubule Occlusion and Root Hypersensitivity. *J Periodontol.* juill 1991;62(7):421-8.
58. Dumfahrt H, Schäffer H. Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part II--Clinical results. *Int J Prosthodont.* févr 2000;13(1):9-18.
59. Friedman MJ. A 15-year review of porcelain veneer failure--a clinician's observations. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. juin 1998;19(6):625-8, 630, 632 passim; quiz 638.
60. Magne P, Kim TH, Cascione D, Donovan TE. Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *J Prosthet Dent.* 2005;94(6):9.
61. Gresnigt MMM, Cune MS, de Roos JG, Özcan M. Effect of immediate and delayed dentin sealing on the fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithiumdisilicate laminate veneers. *Dent Mater.* avr 2016;32(4):e73-81.
62. van den Breemer CRG, Özcan M, Cune MS, van der Giezen R, Kerdijk W, Gresnigt MMM. Effect of immediate dentine sealing on the fracture strength of lithium disilicate and multiphase resin composite inlay restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;72:102-9.
63. van den Breemer CR, Özcan M, Pols MR, Postema AR, Cune MS, Gresnigt MM. Adhesion of resin cement to dentin: effects of adhesive promoters, immediate dentin sealing strategies, and surface conditioning. *Int J Esthet Dent.* 2019;14(1):52-63.

64. Magne P, Versluis A, Douglas WH. Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent.* mars 1999;81(3):335-44.
65. Peter A, Paul SJ, Luthy H, Scharer P. Film thickness of various dentine bonding agents. *J Oral Rehabil.* août 1997;24(8):568-73.
66. Rippe MP, Monaco C, Volpe L, Bottino MA, Scotti R, Valandro LF. Different Methods for Inlay Production: Effect on Internal and Marginal Adaptation, Adjustment Time, and Contact Point. *Oper Dent.* août 2017;42(4):436-44.
67. Etienne O, Toledano C, Serfaty R, Francesco P. Restaurations tout-céramique sur dents vitales - prévenir et traiter les sensibilités postopératoires. Editions CdP. Editions CdP; 2011. 115 p. (Guide Clinique).
68. van den Breemer C, Gresnigt M, Özcan M, Kerdijk W, Cune MS. Prospective Randomized Clinical Trial on the Survival of Lithium Disilicate Posterior Partial Crowns Bonded Using Immediate or Delayed Dentin Sealing: Short-term Results on Tooth Sensitivity and Patient Satisfaction. *Oper Dent.* oct 2019;44(5):E212-22.
69. Van Meerbeek BV, Munck JD, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore Memorial Lecture : Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. *Oper Dent.* :21.
70. Degrange M. Systèmes auto-mordançants : une mode ou la voie du futur ? *Inf Dent.* 2004;15:917-25.
71. Olivier Etienne, Laure Anckenmann. Restaurations esthétiques en céramique collée. Editions CdP. Editions CdP; 2017. 368 p.
72. GREGOIRE G. Les systèmes adhésifs auto-mordançants. *Biomatériaux Clin.* 15 mars 2018;(1):33-45.
73. Sofan E. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Ann Stomatol (Roma).* 2017;8(1):1.
74. Giannini M, Makishi P, Ayres APA, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, et al. Self-Etch Adhesive Systems: A Literature Review. *Braz Dent J.* févr 2015;26(1):3-10.
75. Sarr M, Kane AW, Vreven J, Mine A, Van Landuyt KL, Peumans M, et al. Microtensile Bond Strength and Interfacial Characterization of 11 Contemporary Adhesives Bonded to Bur-cut Dentin. *Oper Dent.* janv 2010;35(1):94-104.
76. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, J. DM, K.L. VL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater.* janv 2011;27(1):17-28.

77. Erickson RL, Barkmeier WW, Kimmes NS. Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. *Dent Mater.* oct 2009;25(10):1187-94.
78. Rosa WL de O da, Piva E, Silva AF da. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* juill 2015;43(7):765-76.
79. Cardoso M, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry: Bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J.* juin 2011;56:31-44.
80. Duarte S, de Freitas CRB, Saad JRC, Sadan A. The effect of immediate dentin sealing on the marginal adaptation and bond strengths of total-etch and self-etch adhesives. *J Prosthet Dent.* juill 2009;102(1):1-9.
81. Stavridakis M, Krejci I, Magne P. Immediate Dentin Sealing of Onlay Preparations: Thickness of Pre-cured Dentin Bonding Agent and Effect of Surface Cleaning. *Oper Dent.* :11.
82. El Ouahabi K. Hybridation dentinaire immédiate versus boue dentinaire : étude in vitro de la contamination bactérienne. [Faculté de chirurgie dentaire]: Université de Strasbourg; 2019.
83. Magne P, Nielsen B. Interactions between impression materials and immediate dentin sealing. *J Prosthet Dent.* nov 2009;102(5):298-305.
84. Magne P. IDS: Immediate Dentin Sealing (IDS) for Tooth Preparations. :1.
85. Magne P, Belser U. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach. 2013.
86. Magne P, Kwon KR, Belser UC, Hodges JS, Douglas WH. Crack propensity of porcelain laminate veneers: A simulated operator evaluation. *J Prosthet Dent.* mars 1999;81(3):327-34.
87. De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S, et al. Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent.* déc 2003;16(6):414-20.
88. Ferrari M, Tay FR. Technique sensitivity in bonding to vital, acid-etched dentin. *Oper Dent.* févr 2003;28(1):3-8.
89. Magne P, So W-S, Cascione D. Immediate dentin sealing supports delayed restoration placement. *J Prosthet Dent.* sept 2007;98(3):166-74.








90. Bergmann P, Noack MJ, Roulet JF. Marginal adaptation with glass-ceramic inlays adhesively luted with glycerine gel. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. sept 1991;22(9):739-44.
91. Ghiggi PC, Steiger AK, Marcondes ML, Mota EG, Burnett LH, Spohr AM. Does immediate dentin sealing influence the polymerization of impression materials? *Eur J Dent*. juill 2014;08(03):366-72.
92. Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J*. juin 2011;56 Suppl 1:67-76.
93. Hansen EK, Asmussen E. Influence of temporary filling materials on effect of dentin-bonding agents. *Scand J Dent Res*. déc 1987;95(6):516-20.
94. Bayindir F, Akyil MS, Bayindir YZ. Effect of eugenol and non-eugenol containing temporary cement on permanent cement retention and microhardness of cured composite resin. *Dent Mater J*. déc 2003;22(4):592-9.
95. Woody TL, Davis RD. The effect of eugenol-containing and eugenol-free temporary cements on microleakage in resin bonded restorations. *Oper Dent*. oct 1992;17(5):175-80.
96. Salama FS. Influence of zinc-oxide eugenol, formocresol, and ferric sulfate on bond strength of dentin adhesives to primary teeth. *J Contemp Dent Pract*. 15 août 2005;6(3):14-21.
97. Brauer GM, White EE, Moshonas MG. The reaction of metal oxides with o-ethoxybenzoic acid and other chelating agents. *J Dent Res*. juin 1958;37(3):547-60.
98. Ganss C, Jung M. Effect of eugenol-containing temporary cements on bond strength of composite to dentin. *Oper Dent*. avr 1998;23(2):55-62.
99. Peutzfeldt A, Asmussen E. Influence of eugenol-containing temporary cement on efficacy of dentin-bonding systems. *Eur J Oral Sci*. févr 1999;107(1):65-9.
100. Leirskar J, Nordbø H. The effect of zinc oxide-eugenol on the shear bond strength of a commonly used bonding system. *Dent Traumatol*. déc 2000;16(6):265-8.
101. Peutzfeldt A, Asmussen E. Influence of eugenol-containing temporary cement on bonding of self-etching adhesives to dentin. *J Adhes Dent*. févr 2006;8(1):31-4.

102. Terata R. Characterization of enamel and dentin surfaces after removal of temporary cement--study on removal of temporary cement. *Dent Mater J.* juin 1993;12(1):18-28.
103. Terata R, Nakashima K, Obara M, Kubota M. Characterization of enamel and dentin surfaces after removal of temporary cement--effect of temporary cement on tensile bond strength of resin luting cement. *Dent Mater J.* déc 1994;13(2):148-54.
104. Suh BI. Oxygen-inhibited layer in adhesion dentistry. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* 2004;16(5):316-23.
105. Papacchini F, Dall'Oca S, Chieffi N, Goracci C, Sadek FT, Suh BI, et al. Composite-to-composite microtensile bond strength in the repair of a microfilled hybrid resin: effect of surface treatment and oxygen inhibition. *J Adhes Dent.* févr 2007;9(1):25-31.
106. van den Breemer CRG, Cune MS, Özcan M, Naves LZ, Kerdijk W, Gresnigt MMM. Randomized clinical trial on the survival of lithium disilicate posterior partial restorations bonded using immediate or delayed dentin sealing after 3 years of function. *J Dent.* 2019;85:1-10.
107. Mujdeci A, Gokay O. The effect of airborne-particle abrasion on the shear bond strength of four restorative materials to enamel and dentin. *J Prosthet Dent.* sept 2004;92(3):245-9.
108. Onisor I, Bouillaguet S, Krejci I. Influence of different surface treatments on marginal adaptation in enamel and dentin. *J Adhes Dent.* juin 2007;9(3):297-303.
109. Van Meerbeek B, van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshihar K. Clinical recipe for durable dental bonding: why and how? *J Adhes Dent.* févr 2014;16(1):94.
110. Arrais CAG, Giannini M, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effect of curing mode on microtensile bond strength to dentin of two dual-cured adhesive systems in combination with resin luting cements for indirect restorations. *Oper Dent.* févr 2007;32(1):37-44.
111. Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Harada N, Inokoshi S, Yamada T, et al. Shear and tensile bond testing for resin cement evaluation. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* sept 1995;11(5):298-304.
112. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent.* avr 1989;17(2):61-7.




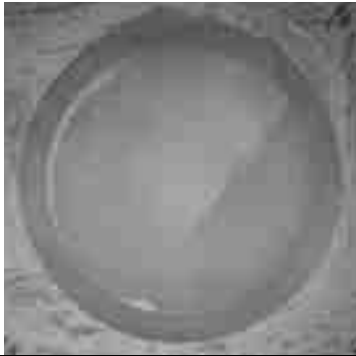






113. Skovron L, Kogeo D, Gordillo LAA, Meier MM, Gomes OMM, Reis A, et al. Effects of immersion time and frequency of water exchange on durability of etch-and-rinse adhesive. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* nov 2010;95B(2):339-46.
114. Hara AT, Pimenta LAF, Rodrigues AL. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater.* mars 2001;17(2):165-9.
115. Dental Materials - Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure. International Organization for Standardization. Vol. Volume 11405 de Technical report. 14 p.
116. Texte Normes françaises juillet 2015.pdf.
117. Shear Adhesion Strength Testing Dental Materials and Adhesives.
118. Ferreira-Filho RC, Ely C, Amaral RC, Rodrigues JA, Roulet J-F, Cassoni A, et al. Effect of Different Adhesive Systems Used for Immediate Dentin Sealing on Bond Strength of a Self-Adhesive Resin Cement to Dentin. *Oper Dent.* août 2018;43(4):391-7.
119. Li J. Effects of surface properties on bond strength between layers of newly cured dental composites. *J Oral Rehabil.* mai 1997;24(5):358-60.
120. Sau CW, Oh GS, Koh H, Chee CS, Lim CC. Shear bond strength of repaired composite resins using a hybrid composite resin. *Oper Dent.* juin 1999;24(3):156-61.
121. Dall'oca S, Papacchini F, Radovic I, Polimeni A, Ferrari M. Repair potential of a laboratory-processed nano-hybrid resin composite. *J Oral Sci.* déc 2008;50(4):403-12.
122. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water--effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res.* 5 déc 1998;42(3):465-72.
123. Brendeke J, Ozcan M. Effect of physicochemical aging conditions on the composite-composite repair bond strength. *J Adhes Dent.* août 2007;9(4):399-406.
124. Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* sept 2013;29(9):e213-217.
125. Par M, Gamulin O, Marovic D, Klaric E, Tarle Z. Raman spectroscopic assessment of degree of conversion of bulk-fill resin composites--changes at 24 hours post cure. *Oper Dent.* juin 2015;40(3):E92-101.

126. Leesungbok R, Lee S-M, Park S-J, Lee S-W, Lee DY, Im B-J, et al. The effect of IDS (immediate dentin sealing) on dentin bond strength under various thermocycling periods. *J Adv Prosthodont.* juin 2015;7(3):224-32.
127. Reis A, Rocha de Oliveira Carrilho M, Schroeder M, Tancredo LLF, Loguercio AD. The influence of storage time and cutting speed on microtensile bond strength. *J Adhes Dent.* 2004;6(1):7-11.
128. Moritake N, Takamizawa T, Ishii R, Tsujimoto A, Barkmeier WW, Latta MA, et al. Effect of Active Application on Bond Durability of Universal Adhesives. *Oper Dent.* avr 2019;44(2):188-99.
129. Hirokane E, Takamizawa T, Kasahara Y, Ishii R, Tsujimoto A, Barkmeier WW, et al. Effect of double-layer application on the early enamel bond strength of universal adhesives. *Clin Oral Investig.* 30 mai 2020;
130. Braden M, Causton EE, Clarke RL. Diffusion of water in composite filling materials. *J Dent Res.* oct 1976;55(5):730-2.
131. Diaz-Arnold AM, Arnold MA, Williams VD. Measurement of water sorption by resin composite adhesives with near-infrared spectroscopy. *J Dent Res.* mars 1992;71(3):438-42.
132. Martin N, Jedynakiewicz N. Measurement of water sorption in dental composites. *Biomaterials.* févr 1998;19(1-3):77-83.
133. Söderholm KJ. Water sorption in a bis(GMA)/TEGDMA resin. *J Biomed Mater Res.* mars 1984;18(3):271-9.
134. Kern M, Thompson VP. Influence of prolonged thermal cycling and water storage on the tensile bond strength of composite to NiCr alloy. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* janv 1994;10(1):19-25.
135. De Munck J, Mine A, Vivan Cardoso M, De Almeida Neves A, Van Landuyt KL, Poitevin A, et al. Effect of dentin location and long-term water storage on bonding effectiveness of dentin adhesives. *Dent Mater J.* 2011;30(1):7-13.
136. Maaßen M, Wille S, Kern M. Bond strength of adhesive luting systems to human dentin and their durability. *J Prosthet Dent.* janv 2021;125(1):182-8.




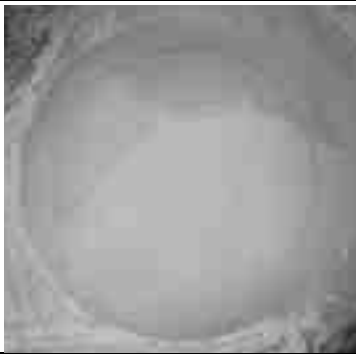






ANNEXE






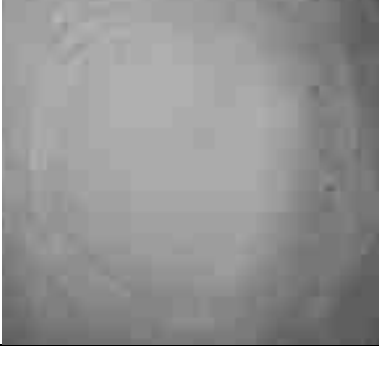

DDS J0			
	4 37,05 Mpa		5 37,23 Mpa
	6 38,52 Mpa		7 41,89 Mpa
	8 32,20 Mpa		9 45,68 Mpa
	10 33,75 Mpa		

DDS J45



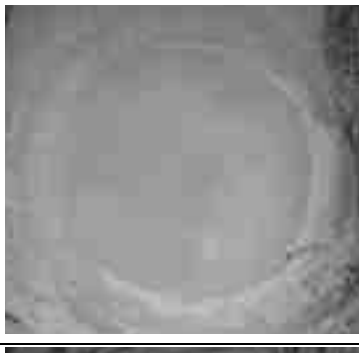



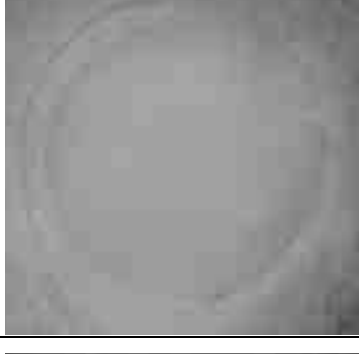



	1 66,92 Mpa		2 62,38 Mpa
	3 43,60 Mpa		4 45,40 Mpa
	5 60,99Mpa		6 48,98 Mpa
	7 61,78 Mpa		8 47,81 Mpa
	9 25,52 Mpa		10 56,05 Mpa

DDS J150











	1 48,72 Mpa		2 35,74 Mpa
	3 40,83 Mpa		4 55,24 Mpa
	5 46,45 Mpa		6 50,62 Mpa
	7 30,84 Mpa		8 34,66 Mpa
	9 44,16 Mpa		10 50,06 Mpa

IDS J0			
	4 33,53 Mpa		5 21,56 Mpa
	6 25,62 Mpa		7 26,52 Mpa
	8 34,36 Mpa		9 15,07 Mpa
	10 18,36 Mpa		

IDS J45

	1 29,58 Mpa		2 37,55 Mpa
	3 20,75 Mpa		4 31,36 Mpa
	5 25,17 Mpa		6 20,21 Mpa
	7 36,19 Mpa		8 27,24 Mpa
	9 34,76 Mpa		10 22,38 Mpa

IDS J150

	1 28,46 Mpa		2 13,31 Mpa
	3 21,00 Mpa		4 10,82 Mpa
	5 28,75 Mpa		6 21,02 Mpa
	7 14,47 Mpa		8 28,92 Mpa
	9 28,64 Mpa		10 20,25 Mpa

MARY Jérémy - Hybridation dentinaire immédiate ou différée : étude *in vitro* de la potentialisation de l'adhésion (Thèse : 3^{ème} cycle Sci. odontol. : Strasbourg : 2021 ; N°20)
N°43.22.21.20

Résumé : L'hybridation dentinaire immédiate ou « immediate dentin sealing » (IDS) est une procédure clinique proposée depuis le début des années 2000. Elle consiste à réaliser une couche hybride directement après l'étape de préparation et la mise à nu de la dentine. En ce sens, elle se distingue de la procédure différée, ou « delayed dentin sealing » (DDS) qui laisse en place la boue dentinaire temporairement, et réalise la couche hybride le jour même du collage.

La littérature scientifique met en avant trois grands avantages à l'hybridation dentinaire immédiate : la limitation du risque de sensibilités post-opératoires, l'absence de contamination bactérienne lors de la phase de temporisation, et enfin l'augmentation du potentiel d'adhésion par rapport à la technique d'hybridation différée (DDS).

Cependant, ces arguments reposent sur un nombre limité d'études, justifiant le travail de thèse envisagé.

Ce travail de thèse s'intéressera plus particulièrement à l'argument de la potentialisation de l'adhésion ; avec, dans un premier temps une revue de la littérature et un rappel sur les principes actuels de collage, et se poursuivra secondairement par une étude *in vitro* sur dents extraites. Cette dernière cherchera à comparer la force d'adhésion de céramiques collées à la dentine dans deux groupes distincts : l'un ayant bénéficié d'une IDS avec un adhésif MR3 chargé (*OptiBond FL*® de Kerr), l'autre n'ayant bénéficié d'aucun traitement (DDS). Après une période de vieillissement en milieu hydrique de 150 jours, nous réaliserons des tests de cisaillement afin d'évaluer les deux groupes testés. Les valeurs de résistance à la rupture (SBS) seront associées à des observations qualitatives par microscopie électronique à balayage afin de déterminer le type de fracture (adhésive, cohésive, mixte).

Cette étude devrait nous fournir les éléments nécessaires pour justifier ou non l'indication systématique de l'IDS pour potentialiser l'adhésion de nos pièces prothétiques.

Rubrique de classement : Odontologie Conservatrice

Mots clés :

- Hybridation Dentinaire Immédiate
- Hybridation Dentinaire Différée
- Collage
- Adhésion
- Restaurations esthétiques en céramique collée

MeSh :

- Cementation
- Dental Bonding
- Dentin
- Light-Curing of Dental Adhesives
- Tooth Preparation

Jury :

Président : Professeur MINOUX Maryline

Assesseurs : Docteur ETIENNE Olivier
Docteur REITZER François
Docteur LAI Cécilia

Membre invité : Docteur PILAVYAN Elise

Coordonnées de l'auteur :

Adresse postale :

MARY Jérémy
6 Rue du Nideck
67000 Strasbourg

Adresse de messagerie : mary.jeremy34@gmail.com