



<http://portaildoc.univ-lyon1.fr>

Creative commons : Attribution - Pas d'Utilisation Commerciale
- Pas de Modification 4.0 France (CC BY-NC-ND 4.0)



<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.fr>

**UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD - LYON 1
U.F.R. D'ODONTOLOGIE**

Année 2024

Thèse n°2024 LY01D 024

**THÈSE
POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE
Présentée et soutenue publiquement le 12 Avril 2024**

Par

Timothée ZOPPARDO

Né le 21/06/1999 à Grenoble

**L'APPORT DES BIOMATÉRIAUX À GRADIENTS FONCTIONNELS DANS
L'APPROCHE BIOMIMÉTIQUE DES RESTAURATIONS PARTIELLES COLLÉES**

JURY

<u>Pr. GROSGOGEAT Brigitte</u>	Professeure des Universités	Présidente
Pr. VILLAT Cyril	Professeur des Universités	Assesseur
Pr. JEANNIN Christophe	Professeur des Universités	Assesseur
Dr. BARBIER Pauline	Chef de Clinique des Universités	Assesseure
<u>Dr. Marie GUILLET</u>	Docteur en Chirurgie Dentaire	Assesseure

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON I

Président de l'Université	Frédéric FLEURY
Président du Conseil Académique et de la Commission Recherche	Hamda BEN HADID
Vice-Président du Conseil d'Administration	Philippe CHEVALIER
Vice-Présidente de la Commission Formation	Céline BROCHIER
Vice-Président Relations Hospitalo-Universitaires	Jean François MORNEX
Directeur général des services	Pierre ROLLAND

SECTEUR SANTE

Doyen de l'UFR de Médecine Lyon-Est	Gilles RODE
Doyen de l'UFR de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud - Charles Mérieux	Philippe PAPAREL
Doyen de l'Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques (ISPB)	Claude DUSSART
Doyen de l'UFR d'Odontologie	Jean-Christophe MAURIN
Directeur de l'Institut des Sciences & Techniques de Réadaptation (ISTR)	Jacques LUAUTÉ
Présidente du Comité de Coordination des Études Médicales	Carole BURILLON

SECTEUR SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Directrice de l'UFR Biosciences	Kathrin GIESELER
Directeur de l'UFR Faculté des Sciences	Bruno ANDRIOLETTI
Directeur de l'UFR Sciences & Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS)	Guillaume BODET
Directeur de Polytech Lyon	Emmanuel PERRIN
Directeur de l'Institut Universitaire de Technologie Lyon 1 (IUT)	Michel MASSENZIO
Directeur de l'Institut des Science Financière & Assurances (ISFA)	Nicolas LEBOISNE
Directeur de l'Observatoire de Lyon	Bruno GUIDERDONI
Directeur de l'Institut National Supérieur du Professorat & de l'Éducation (INSPÉ)	Pierre CHAREYRON
Directrice du Département-composante Génie Électrique & des Procédés (GEP)	Rosaria FERRIGNO
Directrice du Département-composante Informatique	Saida BOUAZAK BRONDEL
Directeur du Département-composante Mécanique	Marc BUFFAT

FACULTE D'ODONTOLOGIE DE LYON

Doyen : M. Jean-Christophe MAURIN, Professeur des Universités-Praticien hospitalier

Vice-Doyens :
Pr. Cyril VILLAT, Professeur des Universités - Praticien hospitalier
Pr. Maxime DUCRET, Professeur des Universités - Praticien hospitalier
Pr. Brigitte GROSGOGEAT, Professeure des Universités - Praticien hospitalier

SOUS-SECTION 56-01 : **ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE ET ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE**

Professeur Emérite des Universités : M. Jean-Jacques MORRIER,
Professeure des Universités-PH : Mme Béatrice THIVICHON-PRINCE
Maîtres de Conférences-PH : Mme Sarah GEBEILLE-CHAUTY, Mme Claire PERNIER
Maître de Conférences Associé : Mme Lienhart Guillemette

SOUS-SECTION 56-02 : **PREVENTION – EPIDEMIOLOGIE ECONOMIE DE LA SANTE - ODONTOLOGIE LEGALE**

Professeur des Universités-PH : M. Denis BOURGEOIS
Maître de Conférences-PH : M. Bruno COMTE
Maître de Conférences Associé : M. Laurent LAFOREST

SOUS-SECTION 57-01 : **CHIRURGIE ORALE – PARODONTOLOGIE – BIOLOGIE ORALE**

Professeurs des Universités-PH : M. Jean-Christophe FARGES, Mme Kerstin GRITSCH

Maîtres de Conférences-PH : Mme Doriane CHACUN, M. Thomas FORTIN
M. Arnaud LAFON, Mme Kadiatou SY
M. François VIRARD

Maîtres de Conférences Associés : Mme Ina SALIASI

SOUS-SECTION 58-01 : **DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESE, FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATERIAUX**

Professeurs des Universités-PH : M. Pierre FARGE, Mme Brigitte GROSGOGEAT-BALAYRE
M. Maxime DUCRET, M. Christophe JEANNIN
M. Jean-Christophe MAURIN, Mme Catherine MILLET
M. Olivier ROBIN, Mme Sarah MILLOT-GUARD, M. Cyril VILLAT

Maîtres de Conférences-PH : Mme Marie-Agnès GASQUI DE SAINT-JOACHIM
Mme Marion LUCCHINI, M. Thierry SELLIER
Mme Sophie VEYRE, M. Stéphane VIENNOT

Maître de Conférences Associé : M. HAZEM ABOUELLEIL-SAYED

SECTION 87 : **SCIENCES BIOLOGIQUES FONDAMENTALES ET CLINIQUES**

Maître de Conférences : Mme Florence CARROUEL

TABLE DES MATIÈRES

Introduction.....	12
1. La dent, un organe à gradients de propriétés mécaniques.....	13
1.1. Structure histologique de la dent.....	13
1.1.1. L'émail.....	13
1.1.2. La jonction amélo-dentinaire.....	17
1.1.3. La dentine.....	18
1.2. Propriétés biomécaniques de la dent.....	19
1.2.1. L'émail.....	19
1.2.2. La jonction amélo-dentinaire.....	22
1.2.3. La dentine.....	23
2. L'apport de la dentisterie biomimétique dans la préservation tissulaire.....	26
2.1. Un changement de paradigmes.....	26
2.1.1. Le concept mécaniste chirurgical.....	26
2.1.2. Le concept conservateur.....	27
2.1.3. Rôle de l'adhésion.....	29
2.1.4. Évolution vers les concepts de biomimétique et de bio-émulation.....	31
2.1.5. Le gradient thérapeutique.....	32
2.2. Principes architecturaux des préparations.....	33
2.2.1. Conservation des structures anatomiques.....	33
2.2.2. Les impératifs de préparation.....	34
2.2.2.1. Épaisseur du matériau.....	34
2.2.2.2. Épaisseur des parois résiduelles.....	35
2.2.2.3. Forme de préparation.....	36
2.2.2.4. Limites périphériques.....	36
2.2.2.5. Concepts de Bio-Rim et Compression Dome.....	37
2.2.2.6. Scellement Dentinaire Immédiat (SDI).....	39
3. Les biomatériaux indirects à gradients fonctionnels.....	40
3.1. Cahier des charges du biomatériaux idéal.....	40
3.2. Évolution des biomatériaux.....	41
3.2.1. Biomatériaux monolithiques.....	41
3.2.2. Biomatériaux composites.....	42
3.2.2.1. Biomatériaux pluriphasiques.....	42
3.2.2.2. Biomatériaux hybrides.....	42
3.2.2.3. Biomatériaux à gradients fonctionnels.....	43
3.3. L'apport des biomatériaux à gradients fonctionnels.....	44
3.3.1. Propriétés mécaniques.....	44
3.3.2. Propriétés interfaciales.....	48
3.3.3. Propriétés optiques.....	49
3.3.4. Limiter les interfaces.....	50
3.4. Procédés de fabrication.....	50
3.4.1. Exemples de procédés de fabrication constructifs.....	51
3.4.1.1. Le dépôt électrophorétique.....	51
3.4.1.2. La stéréolitographie 3D.....	52

3.4.2. Exemples de procédés de fabrication basés sur le transport.....	52
3.4.2.1. L'infiltration de verre.....	52
3.4.2.2. La centrifugation.....	53
3.4.2.3. Le frittage par étincelage plasma.....	53
3.5. Autres champs d'application.....	54
Conclusion.....	56

TABLE DES ABRÉVIATIONS

ANSM : Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des produits de santé

CE : Conformité Européenne

CFAO : Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur

CMR : Cancérogène, Mutagène et toxique pour la Reproduction

DM : Dispositif Médical

EPD : Electrophoretic Deposition = Dépot Électrophorétique

Facteur C : Facteur de Configuration de la cavité = $\frac{\text{Surface en contact avec les parois de la cavité}}{\text{Surface libre}}$

FGM : Functionally Garded Material

FG-PICN : Functionally Graded Polymer Infiltrated Ceramic Network

G/Z/G : Glass/Zirconia/Glass = Céramique/Zircone/Céramique

SDI : Scellement Dentinaire Immédiat

JAD : Jonction Amélo-Dentinaire

M&R 2 : Mordançage et Rincage en 2 séquences cliniques

MEB : Microscopie Électronique à Balayage

MOD : Mésio-Occluso-Distal

PFGZ : Porcelain Fused to Graded Zirconia

PFZ : Porcelain Fused to Zirconia

PICN : Polymer Infiltrated Ceramic Network

SAM 1 : Système Auto-Mordançant en 1 séquence clinique

UE : Union Européenne

UV : Ultraviolet

Y-TZP : Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystal = Zircone stabilisée par adjonction d'oxyde d'yttrium

TABLE DES FIGURES

Figure 1	Vue schématique en coupe longitudinale d'une molaire mandibulaire pour observer la structure anatomique d'une dent. Illustration : Zoppardo T.....	13
Figure 2	Représentation schématique d'une coupe transversale d'un cristal d'hydroxyapatite. Illustration : Zoppardo T.....	14
Figure 3	a. Organisation histologique de la structure de l'émail - b et c. Observation au microscope électronique à balayage des différentes faces.....	15
Figure 4	Coupe en MEB permettant la visualisation de la couche aprismatique externe recouvrant les prismes en profondeur.....	16
Figure 5	Une surexpression de l'épaisseur amélaire est présente au niveau des tiers moyens vestibulaires et linguaux/palatins des dents postérieures, formant une courbe sigmoïde. Elles constituent un mécanisme de renforcement biomécanique sélectif aux forces de compression.....	16
Figure 6	La variation de densité et d'épaisseur d'émail permet de laisser plus ou moins transparaître la dentine sous-jacente induisant des variations optiques.....	17
Figure 7	Photographies de coupes longitudinales d'une première prémolaire maxillaire sur fond noir (a.) et sous polarisation croisée (b.). L'étendue fonctionnelle de la JAD est surlignée (c.).....	18
Figure 8	Comparaison du module d'élasticité, de la dureté et du ratio d'absorption d'énergie entre une région profonde et superficielle de l'émail en coupe transversale.....	20
Figure 9	Rapport du module d'élasticité et de la dureté de l'émail en fonction de la distance à la JAD et de l'épaisseur normalisée de l'émail. Nous constatons que ces deux facteurs évoluent de manière similaire en diminuant progressivement en profondeur jusqu'à chuter drastiquement à la JAD. Pour une épaisseur normalisée d'émail, la dureté ainsi que le module d'élasticité augmentent linéairement en direction de la surface reflétant le gradient de propriétés mécaniques intrinsèque de l'émail.....	21
Figure 10	Vue en MEB d'une coupe amélaire proche de la JAD (a.) et d'une de la surface (b.) - c. Représentation schématique de la décussation prismatique à proximité de la JAD.....	22
Figure 11	Résultats de tests de cartographie de nanoindentation montrant le gradient du module d'élasticité à différents emplacements intra-dentaires selon la distance à la JAD.....	23
Figure 12	Graphique représentant la dureté en GPa de la dentine selon l'épaisseur des particules minérales en nm.....	24
Figure 13	Observation au MEB de l'arrêt de la propagation d'une fissure dans le manteau dentinaire et la présence de crack bridging aux extrémités....	24

Figure 14	Classification des lésions carieuses selon Black G.V. en fonction de leur localisation anatomique.....	26
Figure 15	Les techniques de préparation rétentives induisent le retrait d'une quantité importante de tissu sain pour un faible volume de tissu carié.....	27
Figure 16	Schématisation des sites de cariosusceptibilité au niveau des dents antérieures et postérieures.....	28
Figure 17	Classification Si/Sta selon Lasfargues J.J.....	29
Figure 18	Analyse au MEB de la surface amélaire à gauche, dentinaire à droite, après traitement à l'acide orthophosphorique à un grossissement x3500.....	31
Figure 19	Classement des thérapeutiques de la plus conservatrice à la plus mutilante selon le concept du "gradient thérapeutique".....	32
Figure 20	Rapport de résistance à la rupture entre le disilicate de lithium et la zircone en fonction de l'épaisseur de la céramique comparé au rapport de deux céramiques en flexion libre.....	34
Figure 21	Pour éviter les incohérences de module d'élasticité entre la prothèse et son substrat, il est plus approprié d'assembler de la céramique sur de l'email et du composite sur de la dentine. Illustration Zoppardo T.....	35
Figure 22	Photographies cliniques de l'utilisation d'un compas d'épaisseur pour mesurer les cuspides à partir de leur base. La cuspide MV (à gauche) est < 3 mm, elle est donc réduite en hauteur de 2 mm. La cuspide DV (à droite) a une épaisseur appropriée pour être conservée. Crédit photo : Dr Farkas P.....	35
Figure 23	Deux exemples (gauche et droite) courants de cavité proximale qui laissent apparaître un bandeau amélaire coupé en section longitudinale. Il est habituel de voir cet email s'effriter en engendrant un contour irrégulier et fragile sur la marche cervicale. Il faut donc que le praticien s'assure de la cohésion de ce bandeau (en le biseautant très légèrement) avant d'envisager une technique adhésive qui engendrera des contraintes importantes.....	37
Figure 24	Vue au MEB de l'email en section transversale (gauche) et longitudinale (droite). Les propriétés mécaniques de l'email dépendent de l'orientation des prismes.....	37
Figure 25	Augmentation des contraintes radiales dans le Bio-Rim du dôme de compression dentaire.....	38
Figure 26	Exemple clinique d'une préparation overlay (à gauche). À noter que le BioRim (marqué en rouge) a été conservé (à droite). Crédit photo : Dr Schiffenhaus S.....	38
Figure 27	Les flèches verticales/obliques indiquent les fortes forces de compression périphériques générées lors de la mise en charge	

occlusale de la restauration. Ce concept ne fonctionne que si un matériau à haut module d'élasticité tel que le disilicate de lithium est collé.....	40
Figure 28 Photographies cliniques de fractures prothèses tout céramique. (a) Fracture massive à l'interface dent/couronne. (b) Rupture par flexion du pontique en vitrocéramique (disilicate de lithium). (c) et (d) Éclats de céramique sur base zircone.....	42
Figure 29 Schéma illustrant différentes catégories de restaurations indirectes. Illustration Zoppardo T.....	44
Figure 30 Distribution des forces de tensions aux marges de la couronne et du ciment sous charges obliques.....	45
Figure 31 Un bloc de réseau céramique infiltré de polymère (FG-PICN) de façon graduelle. La centrifugation de la céramique permet l'obtention d'un gradient unidimensionnel de composition.....	46
Figure 32 Représentation schématique d'une couronne à gradient fonctionnel unidirectionnel versus tridimensionnel. La restauration à gradient tridimensionnel semble plus adaptée dans le cadre d'une couronne tandis que l'unidimensionnel pourrait convenir pour des restaurations partielles ne concernant principalement qu'une face. Illustration Zoppardo T.....	47
Figure 33 Diagramme en barres montrant la résistance critique à la rupture lors de la flexion d'échantillons de zircone graduée comparés à une zircone homogène selon l'épaisseur de la céramique.....	47
Figure 34 Énergie de fracture interfaciale G_c en fonction de l'épaisseur de la couche de céramique h sur une zircone graduée (PFGZ) vs sur une zircone non graduée (PFZ).....	48
Figure 35 Les surfaces supérieure et inférieure d'une matrice d'Y-TZP pré-frittée ont été recouvertes d'une suspension de verre puis infiltrées par celle-ci avant d'être densifiées simultanément. La profondeur d'infiltration du verre peut être adaptée en manipulant la porosité de la matrice.....	49
Figure 36 Photographies montrant des armatures en zircone graduée (Verre/Zirconium/Verre) avec (a) des nuances blanches et (b) jaune clair ; et une armature en zircone monolithique blanche (c).....	49
Figure 37 L'augmentation progressive de la concentration en yttrium permet d'imiter le degré de translucidité d'une dent réelle.....	50
Figure 38 Diagramme schématique du processus de fabrication par électrophorèse.....	51
Figure 39 Structure multicouche réalisée par dépôts consécutifs de suspensions de compositions graduelles.....	51
Figure 40 Illustration schématique du procédé de fabrication par stéréolithographie 3D.....	52

Figure 41	Illustration schématique du procédé d'infiltration de verre sous pression mécanique (a) et gazeuse (b).....	52
Figure 42	Illustration schématique du procédé de fabrication par centrifugation...	53
Figure 43	Illustration schématique du procédé de fabrication de FGM par frittage par étincelage plasma "Spark Plasma Sintering".....	53
Figure 44	Design d'implant à gradient fonctionnel axial.....	54

Introduction

La dentisterie, au fil des siècles, a évolué d'une approche essentiellement curative vers une vision de plus en plus orientée vers la préservation de la structure dentaire naturelle et le mimétisme biologique. Ce changement de paradigme repose sur une meilleure compréhension de la complexité de la structure dentaire et de son rôle crucial dans la fonction masticatoire et l'esthétique faciale.

En effet, les premières pratiques dentaires étaient principalement axées sur l'extraction des dents malades ou endommagées, suivies par des tentatives rudimentaires de remplacement. Cependant, avec l'avènement de l'anesthésie et des techniques de restauration, une transition progressive vers une approche plus conservatrice a commencé à se dessiner.

Au cours du XIXe siècle, les bases de la dentisterie moderne ont été développées en introduisant des concepts conservateurs de préparation cavitaire et en introduisant des matériaux de restauration tels que l'amalgame.

Quelques années plus tard, l'intérêt pour la conservation et l'imitation de l'organe dentaire s'est considérablement accru avec l'avènement des techniques adhésives et des composites. De par des connaissances histologiques plus approfondies ainsi que des technologies qui n'ont cessé de s'améliorer, ont émergé les fondements de l'approche biomimétique en dentisterie.

Le biomimétisme vise à reproduire le vivant. Appliqué en dentisterie, il correspond à l'utilisation de techniques et matériaux qui imitent les caractéristiques biologiques, esthétiques et fonctionnelles de l'email, de la dentine et des tissus environnants.

Au cœur de cette approche biomimétique se développent des biomatériaux à gradients fonctionnels, dont les propriétés varient de manière graduée à travers leur épaisseur ou leur composition. Leur utilisation dans les restaurations partielles collées représenterait une avancée significative permettant une adaptation plus étroite aux conditions anatomiques et fonctionnelles de la dent naturelle, tout en favorisant sa préservation maximale.

Nous débuterons par la description de l'histologie dentaire permettant la compréhension des propriétés biomécaniques, essentielle à la conception de restaurations dentaires durables et fonctionnelles. Avant d'explorer les restaurations à gradients fonctionnels et leur potentiel novateur, nous reviendrons sur l'évolution des paradigmes en dentisterie vers les principes biomimétiques.

1. La dent, un organe à gradients de propriétés mécaniques

1.1. Structure histologique de la dent

Sur le plan anatomique, il est possible de diviser la structure d'une dent en deux parties bien définies : la couronne, qui est protégée par l'émail, et la racine, qui est enveloppée par le cément (Figure 1). Ces deux structures sont séparées par ce que l'on appelle la jonction amélo-cémentaire. La couronne constitue la partie visible dans la cavité buccale, tandis que la racine a pour rôle l'ancrage de la dent aux tissus parodontaux.

D'un point de vue histologique, l'organe dentaire comprend l'émail, la dentine, la pulpe et le cément (1).

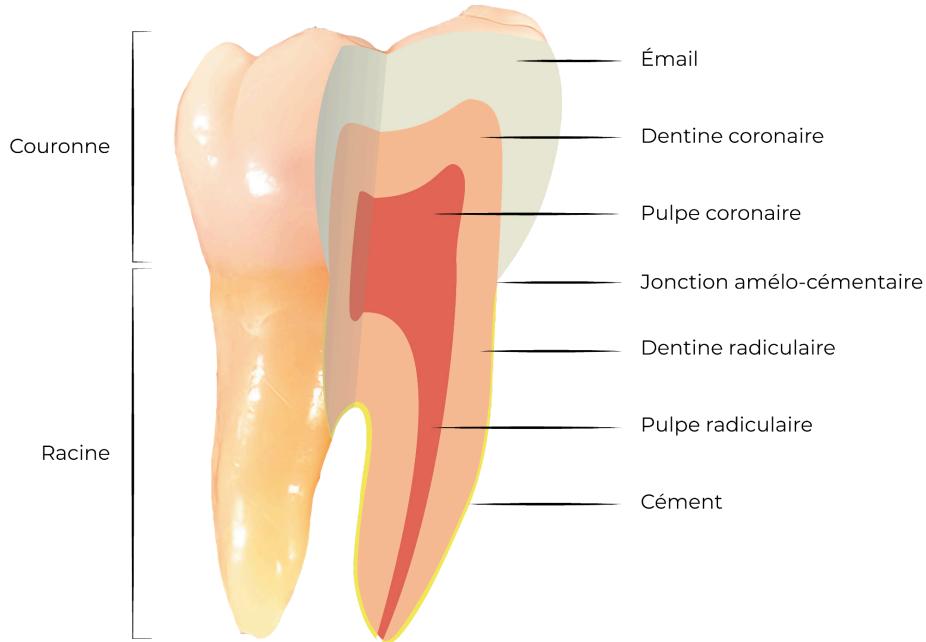


Figure 1. : Vue schématique en coupe longitudinale d'une molaire mandibulaire pour observer la structure anatomique d'une dent.
Illustration : Zoppardo T.

1.1.1. L'émail

L'émail dentaire est la couche la plus externe de la dent. Il s'agit de la substance la plus dure et minéralisée de notre organisme, et recouvre la couronne de la dent. Son épaisseur varie de 2 à 2,5 mm dans les secteurs occlusaux ou au niveau du bord incisif, jusqu'à zéro à la jonction amélo-cémentaire.

L'émail est une structure acellulaire, avasculaire, et dépourvue d'innervation, formée par la minéralisation du substrat organique synthétisé et sécrété par les améloblastes (2). Il est principalement composé d'une phase minérale, représentant entre 96 et 98% de sa composition. Celle-ci contient des cristaux d'hydroxyapatite hexagonaux $[\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2]$, un minéral qui confère à l'émail sa dureté et sa résistance. Ces cristaux d'hydroxyapatite sont entourés d'une coque hydratée permettant les échanges ioniques et la liaison avec la matrice organique (Figure 2) (2,3).

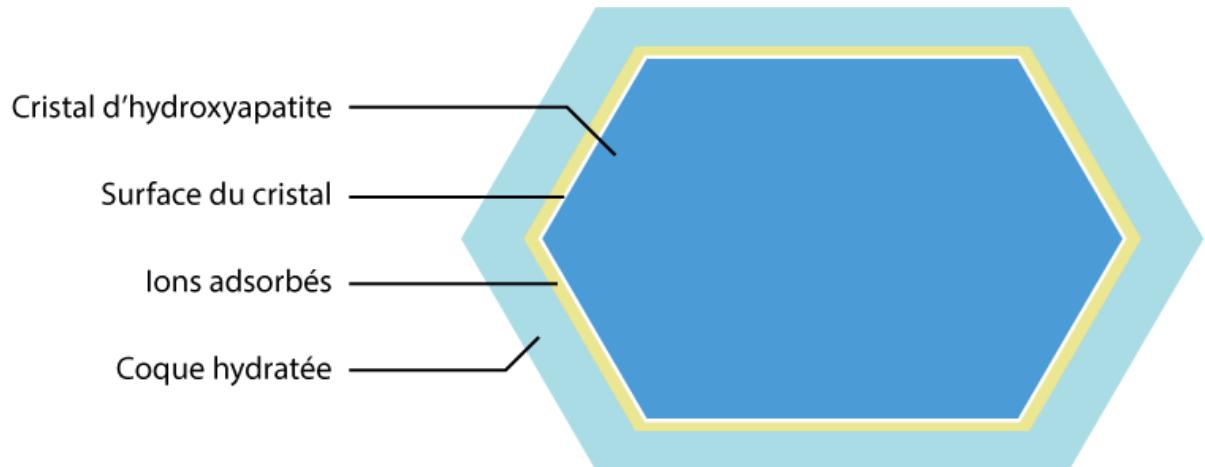


Figure 2. : Représentation schématique d'une coupe transversale d'un cristal d'hydroxyapatite.
Illustration Zoppardo T.

Les cristaux d'hydroxyapatite sont disposés en couches parallèles et régulières, appelés prismes de l'émail, et s'étendent de la surface de la dent jusqu'à la jonction amélo-dentinaire avec laquelle ils forment un angle droit (4). Les prismes sont séparés par de la matrice organique appelée substance interprismatique, composée à 60% de protéines et à 40% de lipides.

Au cœur des prismes, les cristaux sont parallèles entre eux et forment le grand axe du prisme. À la périphérie, leur orientation diverge obliquement jusqu'à 60° de l'axe central. La différence d'orientation des cristaux entre le prisme et la substance interprismatique crée un espace riche en amélogénines, appelé gaine du prisme (5). Cette gaine n'encerle pas entièrement le prisme car l'orientation des cristaux du prisme et de la substance interprismatique se retrouve identique dans la région apicale. Sur une coupe transversale, les prismes présentent ainsi un aspect en C en forme de "trou de serrure" (Figure 3) (3,6). Cette interface comprend une augmentation des espaces intercristallins qui contiennent une concentration plus importante d'eau et de protéines (7).

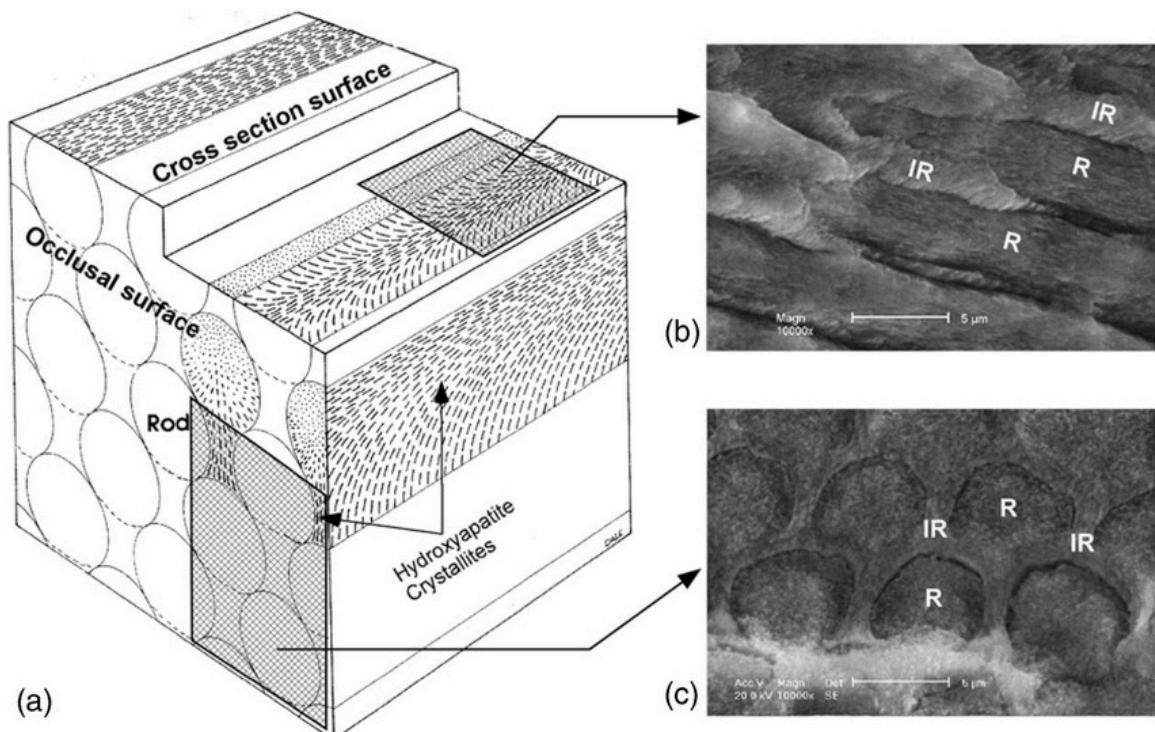


Figure 3. : a. Organisation histologique de la structure de l'émail - b et c. Observation au microscope électronique à balayage des différentes faces (7).

À l'inverse de la substance interprismatique, le diamètre des prismes amélaires diminue en se rapprochant de la jonction amélo-dentinaire (JAD), le diamètre moyen est de 4 à 5 µm. Ils sont ainsi de forme cylindro-conique, et présentent des zones de constriction et de dilatation le long de leur axe longitudinal (3). La concentration en eau ainsi qu'en protéines est, de ce fait, plus importante en profondeur en raison de la quantité plus importante de substance interprismatique. Les protéines forment des ponts qui relient les prismes voisins augmentant la cohésion (5).

Les prismes n'atteignent pas la superficie de l'émail car celle-ci est composée d'une couche d'émail aprismatic externe d'environ 30 µm (Figure 4). Rectilignes en surface, les prismes de l'émail ont un trajet plus sinueux dans les deux tiers internes, couramment appelées bandes de Hunter-Schreger (3,6,8,9). La disposition irrégulière des prismes de l'émail induit des espaces présentant une augmentation de la concentration en protéines par rapport à la moitié externe amélaire où ceux-ci sont disposés parallèlement (3,9).

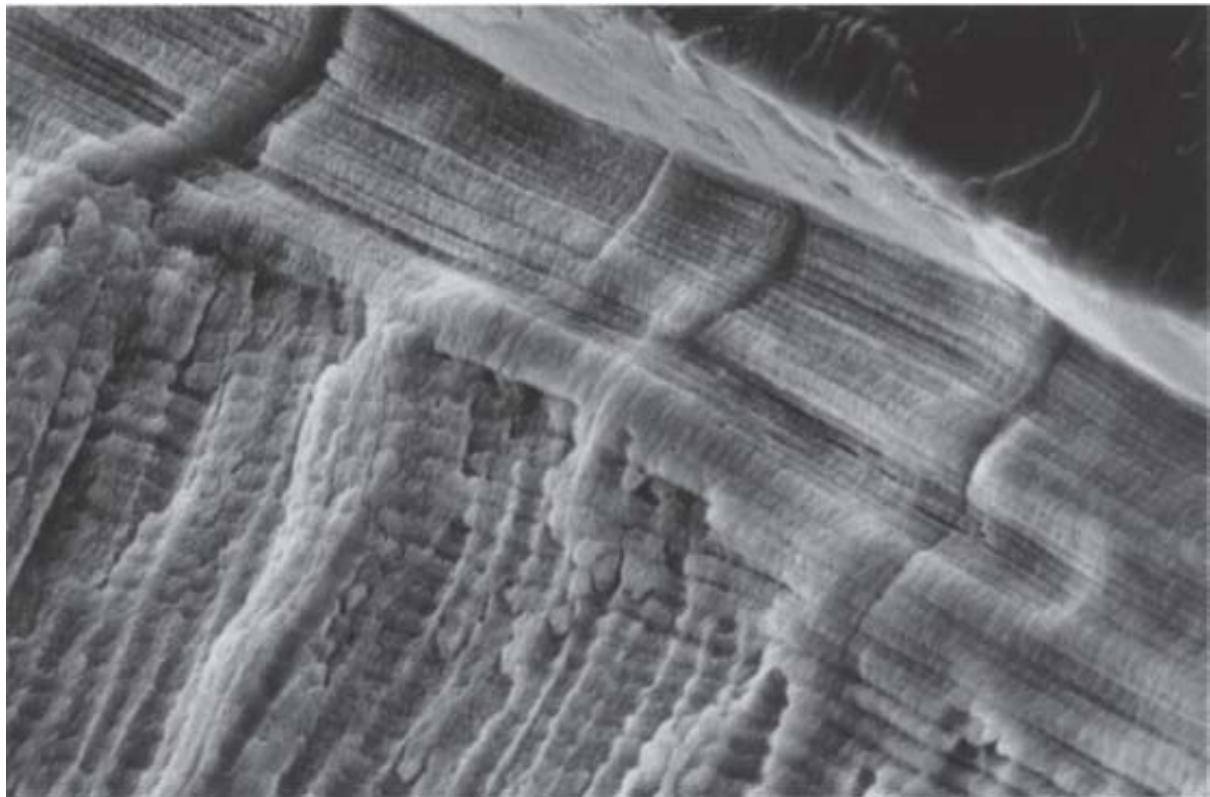


Figure 4. : Coupe en MEB permettant la visualisation de la couche aprismatique externe recouvrant les prismes en profondeur (10).

L'épaisseur amélaire varie selon la région, la surface de l'émail présente des contours convexes robustes et arrondis comme le montre la figure 5 (11).



Figure 5. : Une surexpression de l'épaisseur amélaire est présente au niveau des tiers moyens vestibulaires et linguaux/palatins des dents postérieures, formant une courbe sigmoïde. Elles constituent un mécanisme de renforcement biomécanique sélectif aux forces de compression (11).

Cette variation d'épaisseur ainsi que de densité minérale intrinsèque induit également des degrés de translucidité différents de l'émail laissant plus ou moins transparaître la dentine sous-jacente. La dent apparaît ainsi plus saturée dans les zones où l'épaisseur et la densité amélaire est plus faible, où la dentine est de ce fait plus visible (Figure 6) (3,11).



Figure 6. : La variation de densité et d'épaisseur d'émail permet de laisser plus ou moins transparaître la dentine sous-jacente induisant des variations optiques (11).

1.1.2. La jonction amélo-dentinaire

La jonction amélo-dentinaire (JAD) correspond à l'interface entre l'émail et la dentine. Elle est une zone de transition comprenant des cellules améloblastiques et odontoblastiques. Cette interface composite de 25 µm d'épaisseur a une trajectoire festonnée à différentes échelles, ce qui augmente la surface de liaison émail-dentine. Chaque feston comprend des micro-festons qui eux-mêmes logent des structures nanométriques plus fines (12). Elle

permet, durant la mastication, la transmission et la dissipation des forces exercées de l'émail vers la dentine, et limite la propagation des fissures.

Elle contient des reliquats matriciels perpendiculaires à la jonction amélo-dentinaire, appelés buissons, dans le quart interne de l'émail. Il existe également des prolongements odontoblastiques dans l'émail, appelés fuseaux de l'émail, formés avant l'apparition de l'émail (3). Ces éléments renforcent la cohésion de l'interface (3,13).

Plus qu'une simple limite visuelle d'un aspect histologique, la JAD s'apparente à un complexe fonctionnel d'un point de vue biomécanique (Figure 7) (11).



Figure 7. : Photographies de coupes longitudinales d'une première prémolaire maxillaire sur fond noir (a.) et sous polarisation croisée (b.). L'étendue fonctionnelle de la JAD est soulignée (c.) (11).

1.1.3. La dentine

La dentine est, quant à elle, la structure de support située sous l'émail au niveau coronaire, et recouverte par le cément au niveau radiculaire (1). Le relief externe de la dentine est net et concave, offrant un support stable à la coque amélaire (11).

Synthétisée par les odontoblastes, c'est le tissu majoritaire qui constitue la dent. La phase minérale, qui représente 70% de la masse de la dentine, est composée par des cristaux d'hydroxyapatite, des phosphates de calcium amorphes et d'autres ions. Les cristaux d'hydroxyapatite sont cependant plus petits que ceux de l'émail. La matière organique et l'eau représentent quant à eux respectivement 18 et 12% de la masse de celle-ci (3,6).

Cette phase organique, principalement composée de collagène de type I, joue un rôle majeur dans la flexibilité dentinaire et les processus de cicatrisation grâce à sa composition protéique (14).

La dentine présente également une fonction protectrice du parenchyme pulpaire, innervé et vascularisé. Elle peut être considérée comme une entité unique avec la pulpe sous-jacente de par leurs origines embryologiques et leur intime proximité : le complexe dentino-pulpaire (3).

La dentine est traversée de part en part de tubuli dentinaires dans lesquels se trouvent un espace intra-tubulaire, ou espace périodontoblatique. Cet espace, contenant du fluide dentinaire et des prolongements odontoblastiques, est un lieu de modification tissulaire de la dentine (6).

Sa surface externe est en lien, dans sa partie coronaire, avec l'émail par la jonction amélo-dentinaire : c'est le manteau dentinaire. Sa surface interne, tapissée d'odontoblastes, est en relation avec la pulpe : il s'agit de la dentine circumpulpaire (4).

Le manteau dentinaire se distingue par l'orientation perpendiculaire de ses fibres à la jonction amélo-dentinaire contrairement à la dentine circumpulpaire où elles sont plutôt parallèles. Il s'agit également d'une région tubulaire, et de moindre minéralisation (4,6).

La dentine est constituée de dépôts primaires, qui se forment de la genèse de la dent jusqu'à maturation de l'apex. Des appositions secondaires de dentine se font de manière continue dans les espaces péri- et intra-tubulaires, réduisant ainsi le diamètre des tubuli avec le temps. Une dentine cicatricielle se produit lors d'agressions pathologiques ou thérapeutiques, nommée alors dentine tertiaire (4).

L'oblitération progressive des tubuli dentinaires induit une réduction de leur nombre ainsi que de leur diamètre, principalement au niveau du manteau dentinaire, réduisant la perméabilité de la dentine avec l'âge. Leur diamètre varie entre 0,2 et 1,0 µm en périphérie, contre 2 à 3 µm dans les régions plus internes de la dentine (4).

1.2. Propriétés biomécaniques de la dent

La dent a longtemps été considérée comme une structure composée de deux couches homogènes, l'émail et la dentine, reliées entre elles par une jonction à propriétés mécaniques graduelles : la jonction amélo-dentinaire. Des études plus récentes ont démontré que l'émail lui-même possédait intrinsèquement une gradation de propriétés (7).

1.2.1. L'émail

L'émail est en contact direct lorsque la dent est mise en fonction, que ce soit avec divers substrats et/ou avec les dents antagonistes. Il est ainsi sollicité par des forces cycliques d'intensité, de durée et de directions variables. Il doit résister à la rupture, à l'usure ainsi qu'à la déformation idéalement durant toute la durée de vie de l'individu car celui-ci est dépourvu de capacité réparatrice (15). Sa composition riche en minéraux en fait la structure la plus dure du corps humain, avec une dureté de 7 dans l'échelle de Moss. Il est ainsi très cassant, vulnérable à l'attaque acide, translucide et plus radio-opaque que tout autre tissu minéralisé (2).

À l'échelle macroscopique :

- Il existe une relation entre la quantité d'email et la résistance mécanique de la dent
- Les cuspides d'appui présentent une épaisseur amélaire supérieure aux cuspides guides
- La cohésion de la dent est grandement assurée par des structures amélaires comme les crêtes marginales. Leur perte entraîne une flexibilité accrue de la dent (5).

En secteur postérieur, la différence de relief entre les concavités dentinaires et la surface convexe amélaire, notamment à la jonction entre le tiers cervical et moyen, forme une courbe sigmoïde. Cette surexpression amélaire localisée serait un mécanisme de renforcement biomécanique sélectif aux charges de compression subies dans la région prémolo-molaire (11).

À l'échelle du prisme :

En raison de la différence de composition intrinsèque à l'email, il découle une différence graduelle de propriétés mécaniques de la région la plus superficielle à plus profonde. En effet, l'email proche de la jonction amélo-dentinaire est plus ductile que celui de surface. La dureté ainsi que le module d'élasticité diminuent légèrement vers la profondeur avant de changer significativement à environ 200 µm de la jonction amélo-dentinaire puis drastiquement une fois celle-ci franchie (Figure 8 et 9) (7,15).

Table 1 – Elastic modulus, hardness and energy absorption of inner and outer regions of cross-sectioned enamel.

	Elastic modulus (GPa)	Hardness (GPa)	Energy absorption ratio (U%)
Region A (inner region)	56.80 ± 5.39	3.05 ± 0.41	62.55 ± 5.06
Region B (outer region)	82.67 ± 1.80	3.98 ± 0.19	66.18 ± 3.11

Figure 8. : Comparaison du module d'élasticité, de la dureté et du ratio d'absorption d'énergie entre une région profonde et superficielle de l'email en coupe transversale (7).

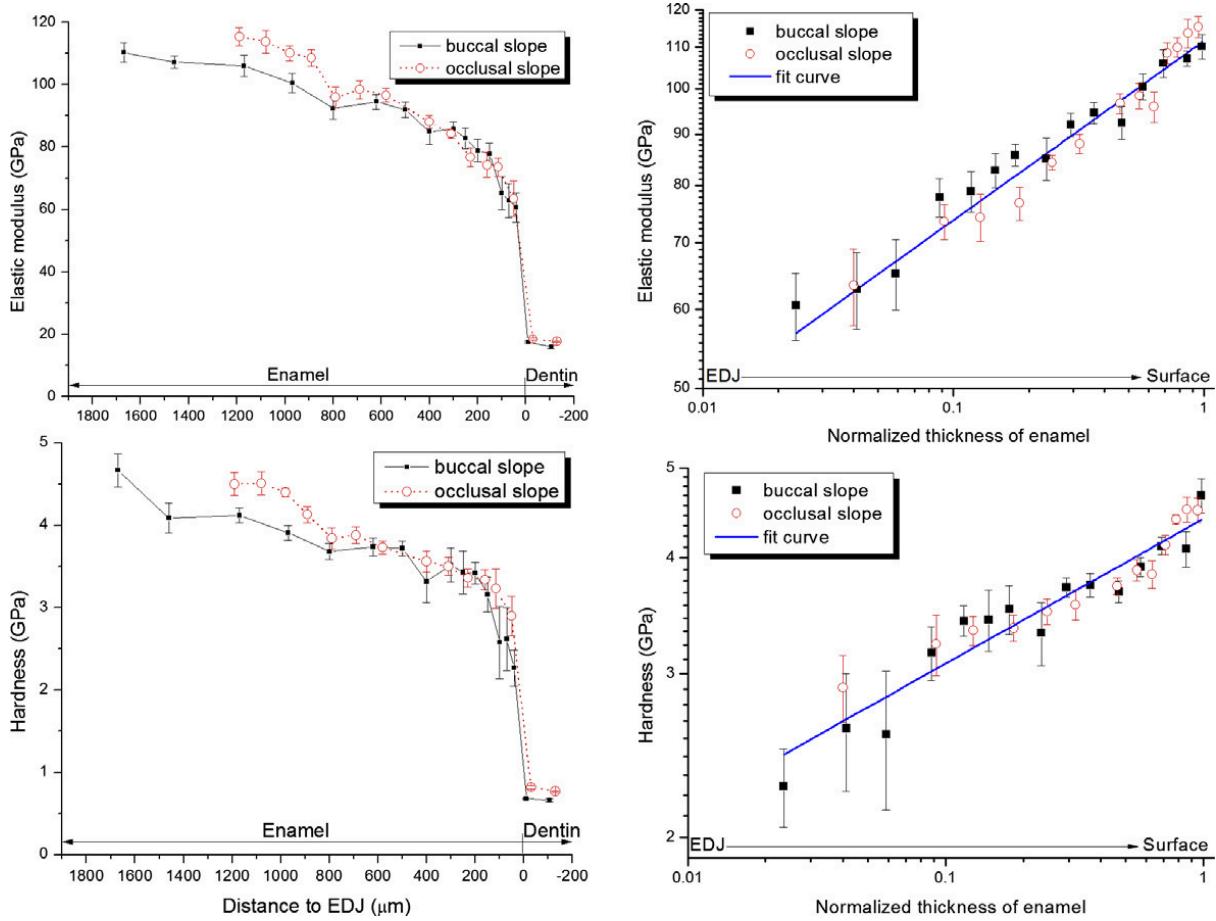


Figure 9. : Rapport du module d'élasticité et de la dureté de l'émail en fonction de la distance à la JAD et de l'épaisseur normalisée de l'émail. Nous constatons que ces deux facteurs évoluent de manière similaire en diminuant progressivement en profondeur jusqu'à chuter drastiquement à la JAD. Pour une épaisseur normalisée d'email, la dureté ainsi que le module d'élasticité augmentent linéairement en direction de la surface reflétant le gradient de propriétés mécaniques intrinsèque de l'émail (15).

Ces variations de propriétés mécaniques seraient imputables à une différence de composition chimique et de microstructure de l'émail au cours de son développement. Dans la région interne de l'émail, proche de la JAD, les prismes d'émail ondulent et dévient de leur axe formant un phénomène de décussation (Figure 10) (5,15).

Ces décussations, appelées bandes de Hunter-Schreger, sont responsables d'une meilleure distribution des contraintes et d'une augmentation de la résistance à la fracture des tissus durs (16,17). La ténacité de l'émail interne serait 2 à 3 fois supérieure à celle de la dentine, et donc bien supérieure à celle de l'émail superficiel. Elle est également expliquée par la substance interprismatique qui comprend de l'eau et une matrice organique riche en amélogénines qui jouent un rôle important d'amortisseur des contraintes (5).

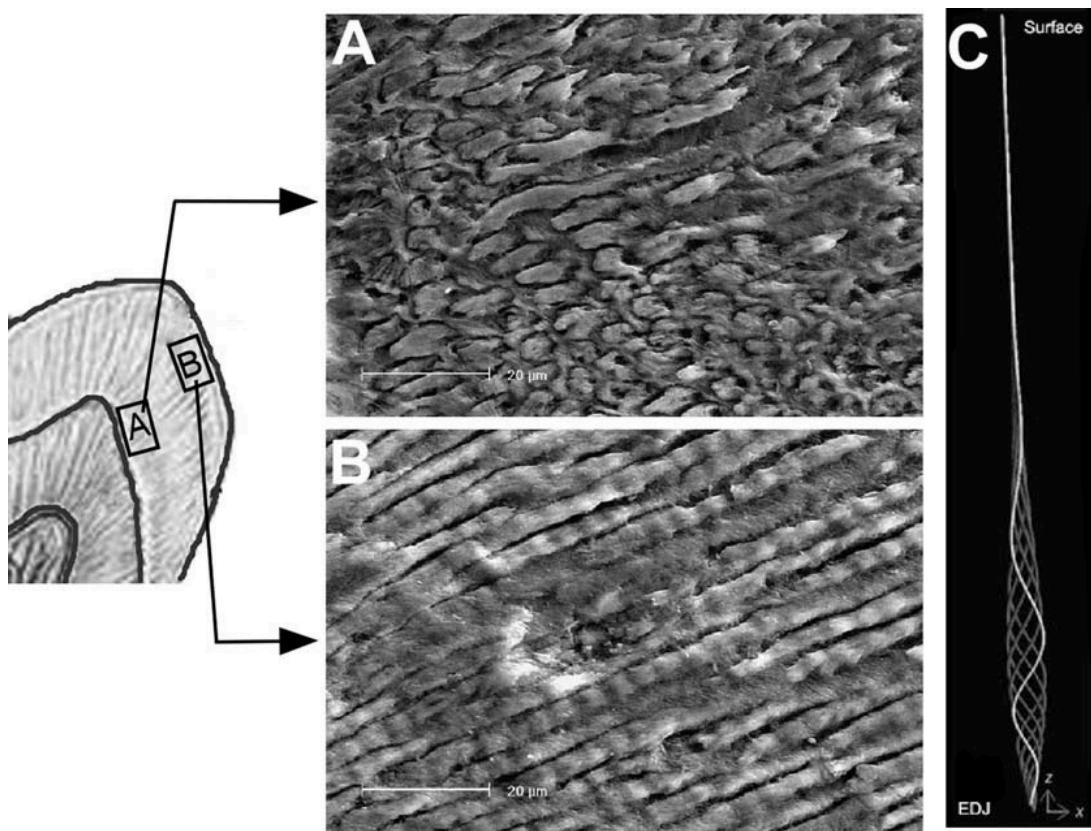


Figure 10. : Vue en MEB d'une coupe amélaire proche de la JAD (a.) et d'une de la surface (b.) - c. Représentation schématique de la décussation prismatique à proximité de la JAD (7).

Les fractures ont tendance à se propager préférentiellement le long de l'axe des prismes de l'émail. Lorsqu'une force est exercée perpendiculairement à l'axe du prisme, le trajet de fracture tend à se paralléliser au prisme. La progression de la fracture doit donc contourner les prismes ce qui retarde sa progression. La ténacité varie d'un facteur 3 selon l'orientation des forces à la surface amélaire. La résistance est ainsi fonction de l'orientation et de la localisation des contraintes sur la dent, ce qui lui donne un caractère anisotrope (5,18). De surcroît, l'épaisseur amélaire est maximale en secteur occlusal, et diminue progressivement à mesure que l'on se rapproche du collet (2).

L'émail peut ainsi être considéré comme un biocomposite naturel à gradient fonctionnel (5).

1.2.2. La jonction amélo-dentinaire

La jonction amélo-dentinaire est considérée comme une interface graduelle de transition qui permet le transfert des contraintes de l'émail à la dentine, et l'arrêt des fissures qui se propagent dans l'émail cassant (13).

La résistance à la fracture au niveau de la jonction amélo-dentinaire diffère de manière significative de celle de l'émail ou de la dentine, ce qui lui confère un rôle critique de préservation de l'intégrité dentaire (12).

L'épaisseur de la JAD ainsi que son gradient d'élasticité dépendent de son emplacement au sein même de la dent, celle-ci étant plus étroite et avec une transition plus nette en cervical que dans les régions occlusales. Cela contribuerait à la rigidité et à l'intégrité globale de la dent (13).

La figure 11 présente une augmentation du module d'élasticité au niveau de la JAD selon une courbe sigmoïde depuis la dentine vers l'émail (13).

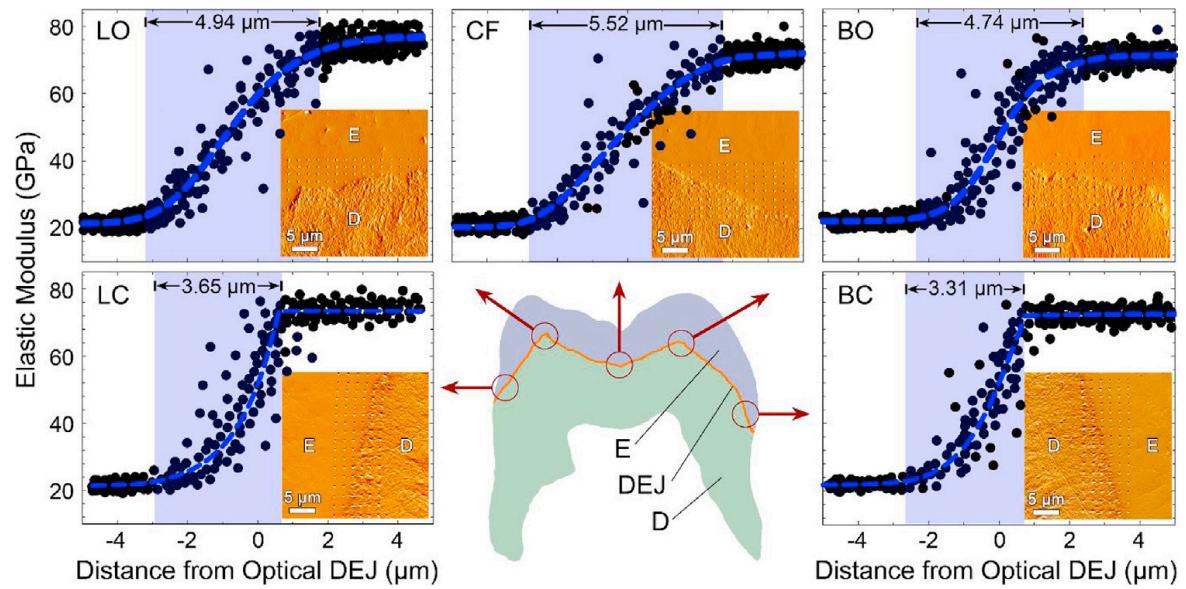


Figure 11. : Résultats de tests de cartographie de nanoindentation montrant le gradient du module d'élasticité à différents emplacements intra-dentaires selon la distance à la JAD (13).

Cette JAD pourrait servir de modèle biomimétique pour la liaison de matériaux à propriétés distinctes.

1.2.3. La dentine

La taille, la quantité et l'épaisseur des parois des tubules dentinaires, qui traversent l'épaisseur dentinaire, varient de la profondeur vers la superficie (19).

L'épaisseur des particules minérales de la dentine diminue avec la distance à la JAD contrairement à la dureté et au module d'élasticité de la dentine qui augmentent graduellement.

En effet, comme le présente la figure 12, la diminution de taille des composants minéraux à mesure que l'on s'éloigne de la JAD induit une augmentation de leur densité volumique au sein de la matrice organique ce qui augmente la dureté de la dentine (20).

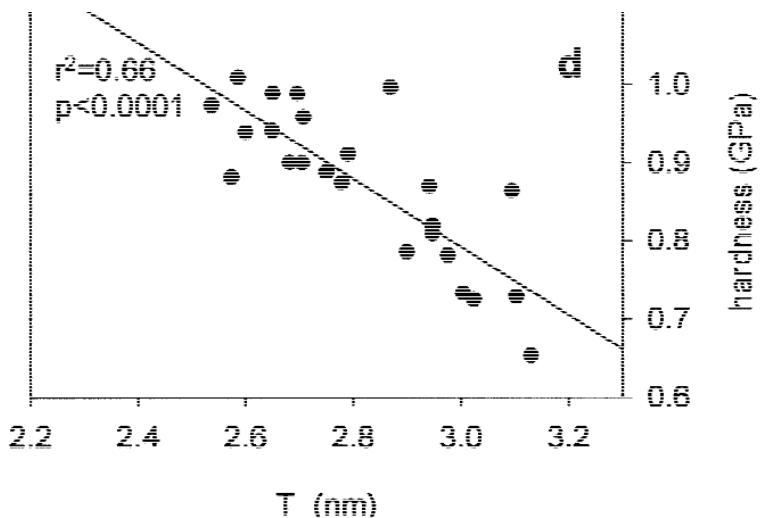


Figure 12. : Graphique représentant la dureté en GPa de la dentine selon l'épaisseur des particules minérales en nm (20).

La dentine est ainsi un matériau à gradient de propriétés de telle sorte que la dureté et le module d'élasticité sont plus faibles à proximité de la JAD. Les fissures se propageant beaucoup plus aisément depuis les matériaux les plus durs vers les plus mous, elles sont ainsi concentrées à l'interface amélo-dentinaire (20).

Le manteau dentinaire riche en fibres parallèles à la JAD joue donc un rôle important dans l'arrêt de la propagation des fractures venant de l'émail (18).

La composition riche en fibres de collagène confère une certaine flexibilité à la dentine. La dentine peut se déformer plastiquement, ce qui réduit la concentration de contraintes à l'extrémité de la fissure, c'est le *crack blunting*. De plus, les fibres de collagène agissent comme des "ponts" entre les tubuli qui empêchent les fissures de se propager complètement, c'est le *crack bridging*. Ils permettent d'augmenter la ténacité dentinaire et donc de favoriser l'intégrité de la dent (Figure 13) (14).

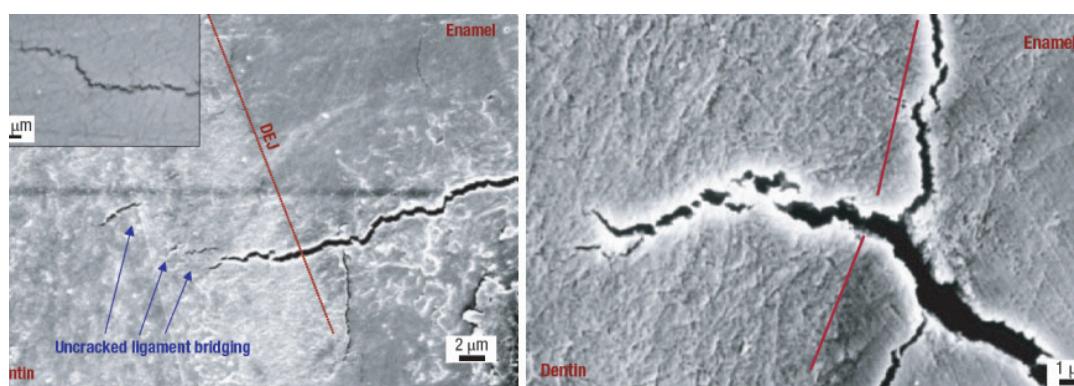


Figure 13. : Observation au MEB de l'arrêt de la propagation d'une fissure dans le manteau dentinaire et la présence de crack bridging aux extrémités (21).

Il convient ainsi de considérer la dent comme un complexe global qui lui confère l'efficacité structurelle d'un réseau interconnecté, où les différents éléments structurels fonctionnent à l'unisson plutôt que de manière indépendante des uns des autres (11).

Cette structure complexe aux propriétés biomécaniques variables ouvre la porte au développement de biomatériaux à gradient de propriétés afin de reproduire au mieux, les caractéristiques spécifiques de l'organe dentaire.

Pour résumer :

L'émail est un tissu hautement minéralisé constitué de prismes parallèles entre eux et qui traversent l'épaisseur amélaire de la jonction amélo-dentinaire jusqu'à la sub-surface. Les prismes sont absents de la surface sur la couche aprismatique externe, et ont une trajectoire plus sinuose dans les deux tiers internes de l'émail.

Cette composition intrinsèque variable induit une dureté et un module d'élasticité qui diminuent de façon graduelle en direction de la JAD, améliorant la dissipation des contraintes et la résistance à la fracture.

L'épaisseur amélaire est augmentée dans les régions plus soumises aux forces de compression, mécanisme de renforcement sélectif par surexpression tissulaire.

La JAD assure la cohésion de l'émail avec la dentine par des prolongements au sein de ces deux tissus. Elle permet la dissipation progressive des contraintes malgré des propriétés mécaniques amélaires et dentinaires distinctes.

Effectivement, la dentine, de proportion organique supérieure à l'émail, est ainsi plus ductile et offre un support amortisseur aux contraintes amélaires. Elle est composée de tubuli, de taille, de quantité et d'épaisseur variables de la profondeur à la superficie. La dentine proche de la JAD est ainsi plus ductile que celle à proximité pulinaire, de telle sorte que les contraintes se dissipent préférentiellement à l'interface émail-dentine. C'est le lieu de modification tissulaire par apposition progressive de dentine en leur sein.

Ces variations histologiques imputent à la dent des propriétés biomécaniques graduelles qu'il faut tendre à imiter, de telles sortes que les différences de propriétés mécaniques avec les biomatériaux puissent s'amortir à la manière d'une dent pour limiter les concentrations des charges aux interfaces.

2. L'apport de la dentisterie biomimétique dans la préservation tissulaire

2.1. Un changement de paradigmes

2.1.1. Le concept mécaniste chirurgical

C'est au début du XXe siècle que Black G.V. propose une classification des lésions carieuses selon leur localisation dentaire. Il les différencie en 5 classes, avec une sixième ajoutée ultérieurement : (Figure 14) (22)

Classe	Localisation dentaire
I	Sillons anatomiques des couronnes dentaires
II	Face proximale de molaire ou prémolaire
III	Face proximale d'incisive ou de canine
IV	Angle d'une incisive ou d'une canine
V	Atteinte cervicale d'une face vestibulaire, linguale ou palatine
VI*	Atteinte des pentes et sommets cuspidiens

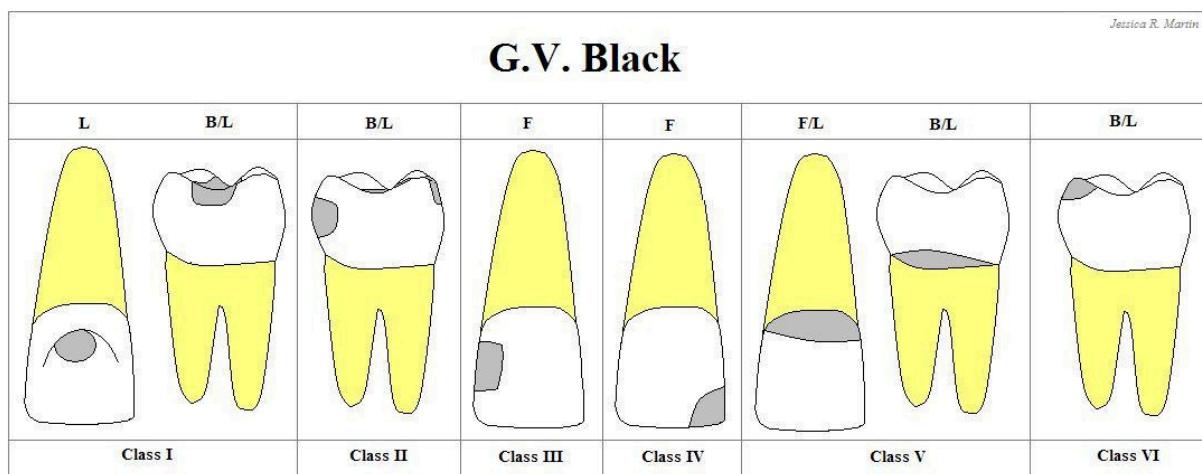


Figure 14. : Classification des lésions carieuses selon Black G.V. en fonction de leur localisation anatomique (23).

Il s'agit d'une classification initialement lésionnelle, qui est devenue un système codifiant les cavités d'obturation. Il a permis une approche universellement adoptée par les praticiens, par élimination chirurgicale des tissus cariés.

Ce principe était basé sur l'utilisation de l'amalgame, un alliage dépourvu de propriétés adhésives, impliquant des préparations mutilantes pour assurer la rétention du matériau (23).

Le degré d'atteinte n'est pas pris en compte dans cette classification. La forme de préparation est stéréotypée à la localisation de la lésion, centrée sur la résistance de l'obturation plutôt que sur celle de la dent (22).

En effet, le système de Black repose sur sept principes de préparation :

1. Tailler la cavité selon le principe de l'extension prophylactique (*outline form*)
2. Atteindre la forme qui donnera à la restauration une résistance correcte (*resistance form*)
3. Assurer la rétention du matériau (*retention form*)
4. Permettre un accès facile pour la mise en place de l'obturation (*convenience form*)
5. Éliminer la dentine cariée restante
6. Finition des parois amélaires
7. Nettoyage de la cavité (22)

2.1.2. Le concept conservateur

Avec l'arrivée, au milieu du XXe siècle, des matériaux composites dotés de possibilités adhésives, les préparations rétentives selon les principes de Black ne sont plus nécessaires (Figure 15). Le besoin d'une nouvelle classification basée sur une dentisterie moins invasive s'impose alors (23).



Figure 15. : Les techniques de préparation rétentives induisent le retrait d'une quantité importante de tissu sain pour un faible volume de tissu carié (24).

Mount & Hume ont d'abord proposé une classification basée non plus uniquement sur la localisation de la lésion, comme le proposait Black, mais également sur la taille des cavités. Elle se divise en 3 sites et 4 tailles. Les sites correspondent aux zones d'accumulation préférentielle de la plaque bactérienne avec respectivement les puits et sillons, les zones de contact et les aires cervicales (Figure 16). Les tailles, quant à elles, définissent l'ampleur de l'atteinte carieuse selon l'étendue en direction pulpaire (23).

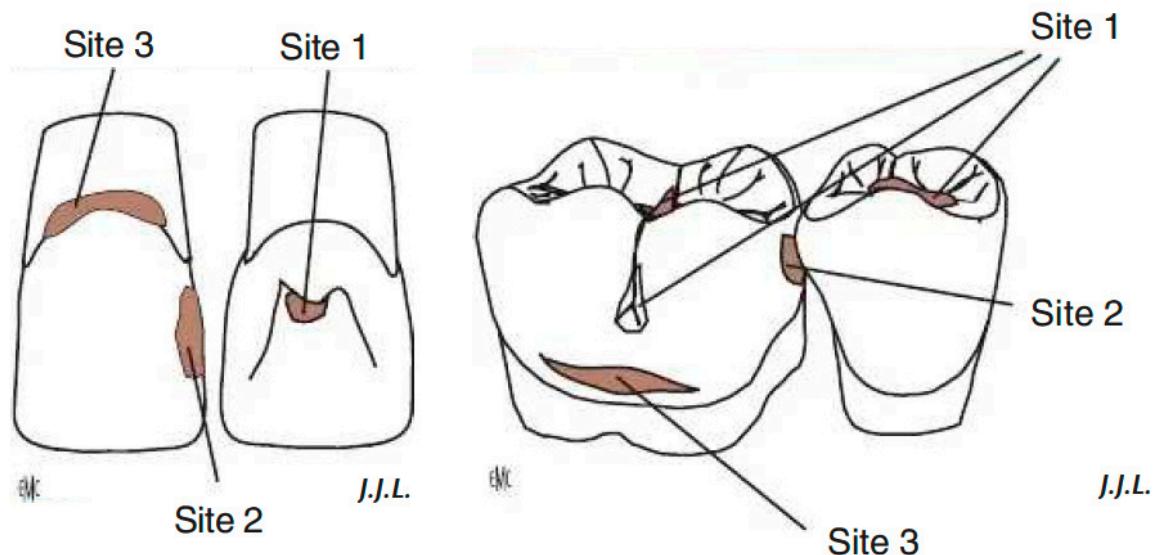


Figure 16. : Schématisation des sites de cariosusceptibilité au niveau des dents antérieures et postérieures (23).

Un défaut de cette classification est d'exclure les lésions qui peuvent être traitées de manière non invasive. Elle décrit une perte de substance qui est un paramètre statique. Elle reste ainsi dans la logique de Black à intervention chirurgicale où toute lésion nécessite une restauration (25).

Lasfargues J.J. propose alors la classification Si/Sta, inspirée de celle de Mount & Hume qui comprend deux descripteurs :

- Trois sites de cariosusceptibilité correspondant aux zones préférentielles d'accumulation bactérienne sur les couronnes
- Cinq stades correspondant à l'extension en volume de la carie selon des repères cliniques et radiologiques

Les stades correspondent aux tailles décrites selon la classification de Mount & Hume, à la différence qu'ils correspondent à un paramètre dynamique. L'intervention sera ainsi basée selon une attitude biologique d'arrêt du processus de déminéralisation.

Le stade 0 y est ainsi ajouté, correspondant à une lésion active, superficielle, sans cavitation, ne nécessitant pas une intervention chirurgicale mais un traitement préventif non invasif (Figure 17) (23).

Site	Stade*				
	Réversible 0	Minimale 1	Modérée 2	Large 3	Étendue 4
Puits et sillons 1	1.0	1.1	1.2	1.3	1.4
Zones de contact 2	2.0	2.1	2.2	2.3	2.4
Cervical 3	3.0	3.1	3.2	3.3	3.4

Figure 17. : Classification Si/Sta selon Lasfargues J.J. (23).

Dans ce système, seules les lésions carieuses sont concernées (23).

Les principes fondamentaux de l'économie tissulaire se résument en 3 points :

- Favoriser un accès à la lésion carieuse en ménageant dans la mesure du possible les crêtes marginales, le pont d'email et les points de contact occlusaux, principaux garants de la résistance mécanique de la dent
- Conserver au maximum l'email périphérique
- Protéger la pulpe de l'agression opératoire en préservant de la dentine affectée, qui peut être reminéralisée (5,23).

L'économie tissulaire semble avoir des limites qui sont celles des restaurations directes. En effet, bien que les restaurations indirectes s'inscrivent dans un concept restaurateur moderne, notamment pour les pertes tissulaires de grande étendue, la mise en dépouille imposée par ces techniques cause des sacrifices tissulaires importants. Des techniques comme le scellement dentinaire immédiat et la mise en place de *build-up* en composite direct pour éliminer les contre-dépouilles permettent d'éviter cette mutilation excessive (26).

2.1.3. Rôle de l'adhésion

L'arrivée des matériaux de restaurations adhésives a permis le développement de thérapeutiques alternatives aux préparations cavitaires. Elle a stimulé la transition des préparations conventionnelles invasives, nécessitant une rétention, aux restaurations partielles épargnant le tissu (23).

L'adhésion permet d'une part d'augmenter les propriétés mécaniques en renforçant la résistance du complexe dent/restauration par micro-rétention ; et d'autre part d'améliorer la

protection pulpaire en imperméabilisant la dentine et en limitant la percolation bactérienne par une interface étanche avec la restauration (23).

La rétraction de polymérisation des restaurations en résine composite constitue un obstacle majeur à leur succès clinique à long terme. La polymérisation entraîne une réduction volumétrique allant de 1,5 à 5 % en fonction de la structure moléculaire du monomère, de la quantité de charges et du taux de polymérisation. Cette diminution de volume crée des contraintes de tension pouvant décoller le matériau de la dentine, diminuant ainsi l'adhésion et la durabilité.

La rétraction est également dépendante du facteur de configuration de la cavité (facteur C). Celui-ci correspond à la surface en contact avec les parois de la cavité rapportée à la surface libre. Plus ce facteur est important, plus le stress de polymérisation est élevé (27).

Le Scellement Dentinaire Immédiat (SDI), à la suite d'une préparation dentaire en vue de restauration indirecte, permet le maintien du réseau collagénique par formation d'une couche hybride entre l'adhésif et la matrice organique dentinaire. Il protège ainsi des plages dentinaires exposées durant la préparation, empêchant les colorations et la surinfection bactérienne et réduisant les sensibilités post-opératoires. L'ajout d'une fine épaisseur de composite fluide permet la simplification des contours et le comblement d'éventuelles contre-dépouilles (28).

La réalisation du SDI peut être associée à la relocalisation de la marge, dont l'efficacité est maintenant reconnue. L'empreinte se voit ainsi facilitée, optimisant l'adaptation de la pièce en raison d'une trajectoire d'insertion plus courte. Le collage sous digue devient aisément, tout comme le retrait des excès suite à une interface plus accessible (29).

En 2011, les fabricants ont introduit une nouvelle catégorie d'adhésifs, appelés universels, dans le but de simplifier les protocoles de collage tout en garantissant leur fiabilité. Leur particularité est de pouvoir être utilisés indépendamment du protocole de collage utilisé. Ils peuvent de ce fait être déployés dans un protocole de mordançage rinçage à 2 séquences cliniques (M&R 2), dans un protocole auto-mordançant à 1 séquence (SAM 1 ou 2) ou bien une combinaison des deux avec un mordançage sélectif de l'email. Les adhésifs universels présentent notamment un ester de phosphate, dont le plus connu est le 10-MDP, leur procurant une stabilité accrue. Celui-ci possède des propriétés adhésives aux substrats dentaires, en formant des sels de calcium insolubles, ainsi qu'aux matériaux prothétiques (métaux, oxydes de zirconium, composites) (30).

Les études *in vitro* montrent une adhésion améliorée par un mordançage de l'email, là où il n'apporte aucun avantage significatif sur la surface dentinaire. Ainsi, les performances des

adhésifs universels peuvent être améliorées en utilisant la stratégie de mordançage sélectif de l'émail (31,32).

L'émail représente incontestablement le substrat le plus favorable au processus de collage en termes d'efficacité et de stabilité dans le temps. Sa préservation demeure cruciale dans la mesure du possible. L'application d'agent mordançant tel que l'acide phosphorique élimine les résidus issus du fraisage, tout en générant des anfractuosités profondes en surface dans lesquelles pénètrent l'adhésif par capillarité.

La complexité du collage réside principalement sur l'adhésion à la dentine, hydratée depuis la pulpe, qui combine un réseau organique collagénique avec des particules minérales d'hydroxyapatite. La déminéralisation de la dentine doit être partielle et modérée c'est-à-dire suffisante pour créer des micro rétentions pour la résine adhésive en éliminant la boue dentinaire du fraisage, tout en n'étant pas trop profonde (1 µm) afin de préserver l'armature d'hydroxyapatite susceptible d'interagir avec des molécules actives de l'adhésif (Figure 18) (29).

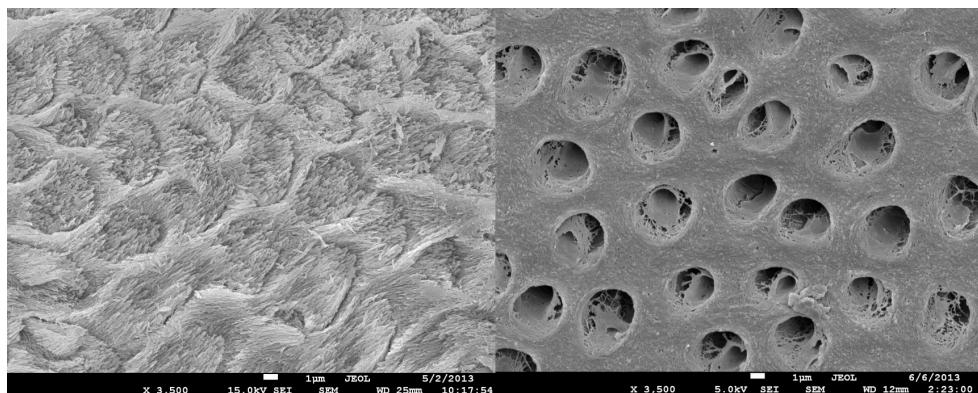


Figure 18. : Analyse au MEB de la surface amélaire à gauche, dentinaire à droite, après traitement à l'acide orthophosphorique à un grossissement x3500 (33).

2.1.4. Évolution vers les concepts de biomimétique et de bio-émulation

L'avènement de ces différents moyens de dentisterie adhésive a conduit la communauté scientifique à développer de nouveaux chemins de pensée tels que les concepts de biomimétique ou encore de bio-émulation. La biomimétique consiste à observer, reproduire et imiter artificiellement la nature et les procédés de la nature.

L'objectif est alors de se rapprocher le plus possible d'une dent naturelle, garantissant ainsi sa pérennité sur l'arcade dentaire. Cela implique une intégration optimale des biomatériaux d'un point de vue biologique, biomécanique, fonctionnel et esthétique, imitant le comportement physiologique de la dent et ainsi recréer un continuum biomécanique naturel (5,34).

Le concept repose sur des modalités de traitement adaptées aux propriétés de la dent intacte plutôt que l'utilisation de matériaux plus rigides qui occasionnerait des dommages biologiques majeurs (35).

Le but est de retrouver la résilience et la flexibilité qui sont les qualités essentielles à la dent pour lui permettre l'absorption de l'énergie d'une contrainte sans déformation permanente. La combinaison de l'émail et de la dentine permet un compromis inégalé entre rigidité, résistance et résilience qu'il faut tendre à reproduire (35).

Les concepts biomimétiques ne peuvent exister sans la considération de la notion de gradient thérapeutique. Par des thérapeutiques restauratrices limitées au délabrement, les praticiens peuvent adopter une approche plus conservatrice et durable et respecter la complexité des structures dentaires, favorisant ainsi la préservation maximale du tissu dentaire sain.

2.1.5. Le gradient thérapeutique

Tout plan de traitement nécessite de respecter les impératifs que sont la biologie, la biomécanique, le fonctionnel et l'esthétique. Chaque décision thérapeutique doit balancer ces impératifs indissociables, idéalement représentés par l'organe dentaire naturel (35). La préservation tissulaire est ainsi au cœur des thérapies où il faut tendre à retarder au maximum la première restauration d'une dent par des méthodes de diagnostics carieux précoce, de prévention et d'interception (26). Nous parlons ainsi de gradient thérapeutique, il s'agit d'un concept pratique qui doit guider la réflexion du chirurgien-dentiste allant des thérapeutiques les plus conservatrices jusqu'aux plus délabrantes (Figure 19) (36).

Initialement créé pour des demandes esthétiques, il est avant tout un fil conducteur que doit respecter le praticien pour la pérennité de la dent.

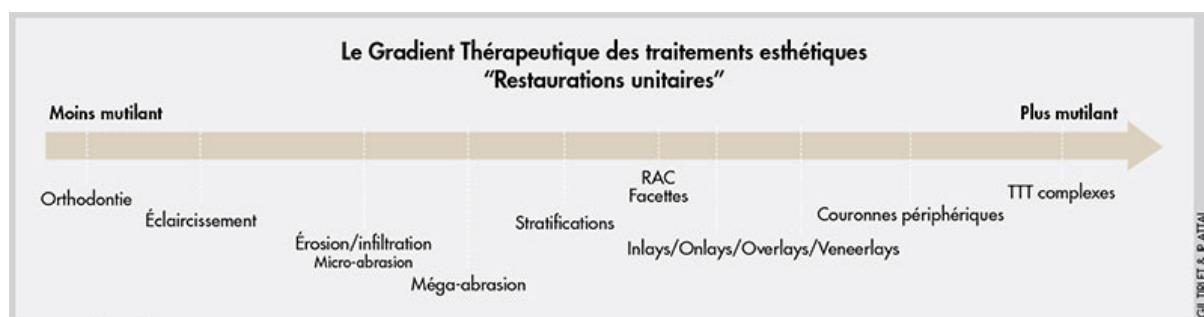


Figure 19. : Classement des thérapeutiques de la plus conservatrice à la plus mutilante selon le concept du "gradient thérapeutique" (36).

2.2. Principes architecturaux des préparations

2.2.1. Conservation des structures anatomiques

Le pont d'émail et les crêtes marginales sont de véritables poutres de résistance pour la dent en reliant les cuspides vestibulaires des cuspides linguales ou palatines, limitant ainsi la déflexion cuspidienne (5).

La diminution de la résistance mécanique d'une dent suite à la perte d'une crête marginale est estimée à 46%. Étendre une cavité aux deux crêtes marginales lors d'une préparation MOD induit une diminution de la résistance d'environ 63% (37).

L'émail est le principal responsable de la rigidité d'une dent. Son retrait lors d'une préparation coronaire périphérique multiplie la flexibilité de la dent d'un facteur supérieur à deux (5).

La ténacité de l'émail repose majoritairement sur les deux tiers internes avec les bandes de Hunter-Schreger où se trouve la décussation des prismes (9). Bien que cette épaisseur se retrouve régulièrement retirée lors des préparations, il peut être important de la conserver notamment dans les cas de préparations pelliculaires pour facettes. Le collage sera d'autant plus amélioré par le retrait de l'émail aprismatic externe (5).

La conservation de la JAD permet d'optimiser la dissipation des contraintes par son rôle d'amortisseur histo-anatomique. Lorsque cela est impossible, le collage peut être considéré comme une façon de la recréer par hybridation dentinaire (28).

Le manteau dentinaire, correspondant à la partie superficielle de la dentine, est atubulaire et moins minéralisé. Cette composition induit une ténacité supérieure et une meilleure dissipation des contraintes mécaniques comparée à la dentine juxta-pulpaire (18). Il convient de préserver au possible cette partie de la dentine qui importe sur les propriétés biomécaniques de la dent. Un équilibre sera à trouver entre les contraintes associées aux impératifs des biomatériaux, comme l'épaisseur nécessaire à leur résistance, avec les contraintes liés à la biomécanique de la dent (5).

Pour ce qui est du traitement endodontique, l'influence de celui-ci sur la résistance mécanique de la dent est faible, et est principalement due au délabrement qu'il engendre plutôt qu'à la déshydratation inhérente (37).

2.2.2. Les impératifs de préparation

Lorsqu'il est envisagé de réaliser une restauration postérieure partielle collée, il convient de respecter certains principes de préparation pour ne pas compromettre le devenir de la restauration ou de la dent :

2.2.2.1. Épaisseur du matériau

L'épaisseur nécessaire pour le matériau sera dépendante du substrat sur lequel l'adhésion sera faite. Pour un collage sur de l'émail, le disilicate de lithium est particulièrement adapté à des épaisseurs de 0,6 à 1,4 mm (avec une valeur idéale d'1 mm) car la différence de module d'élasticité est faible entre ce matériau et le support (Figure 20). En revanche, sur la dentine, cette dissemblance implique des épaisseurs de préparation augmentées, jusqu'à 1,5 mm (38,39).

Effectivement, en dépit d'une résistance à la flexion du disilicate de lithium qui ne représente que 40% de celle de la zircone, celle-ci peut atteindre jusqu'à 75% des valeurs de la zircone une fois collée sur de l'émail à des épaisseurs comprises entre 0.6 et 1.4 mm (38).

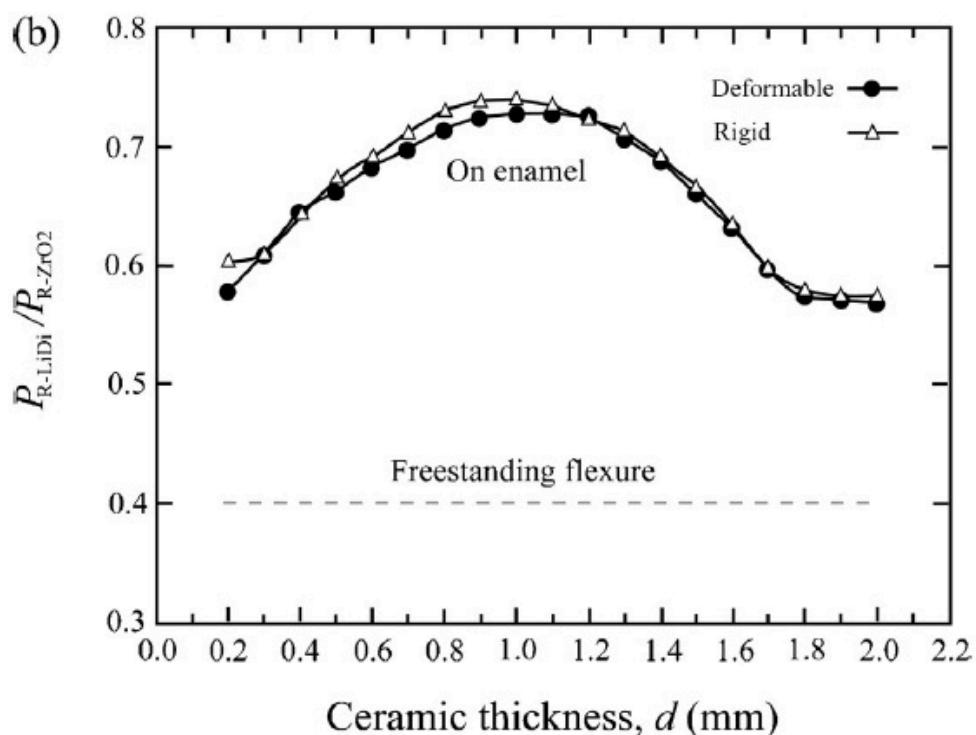


Figure 20. : Rapport de résistance à la rupture entre le disilicate de lithium et la zircone en fonction de l'épaisseur de la céramique comparé au rapport de deux céramiques en flexion libre (38).

Les restaurations composites, ayant un module élastique plus proche de la dentine, répondent mieux aux cahiers des charges pour un collage sur de la dentine et peuvent être utilisés sur des épaisseurs plus faibles (Figure 21) (39).

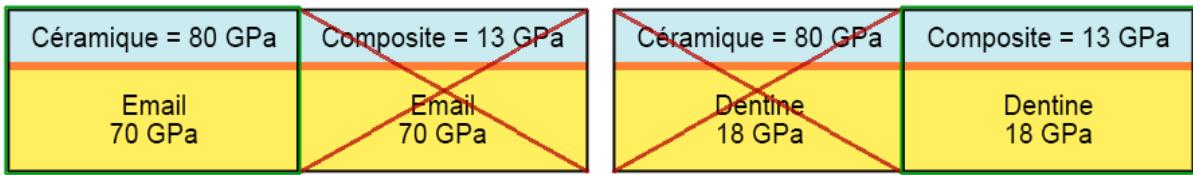


Figure 21. : Pour éviter les incohérences de module d'élasticité entre la prothèse et son substrat, il est plus approprié d'assembler de la céramique sur de l'email et du composite sur de la dentine (39). Illustration Zoppardo T.

2.2.2.2. Épaisseur des parois résiduelles

Après éviction carieuse et préparation de l'isthme, une épaisseur minimale des parois dentaires résiduelles est nécessaire pour les conserver. Une épaisseur minimale de 2 mm est requise pour les cuspides primaires, tandis qu'elle est de 3mm pour les cuspides secondaires qui subissent des forces de tension importantes (Figure 22). Les cuspides secondaires n'ont pas de relation cuspide-fosse dans leur enveloppe fonctionnelle ce qui induit plutôt des contraintes de tensions que de compressions. Toutes parois inférieures à ces épaisseurs seront alors abaissées en vue de réaliser un recouvrement cuspidien, ce qui réduit par ailleurs le facteur C en diminuant le nombre de faces de la préparation (40). La hauteur laissée au matériau de recouvrement sera alors d'au moins 2 mm (28,41).

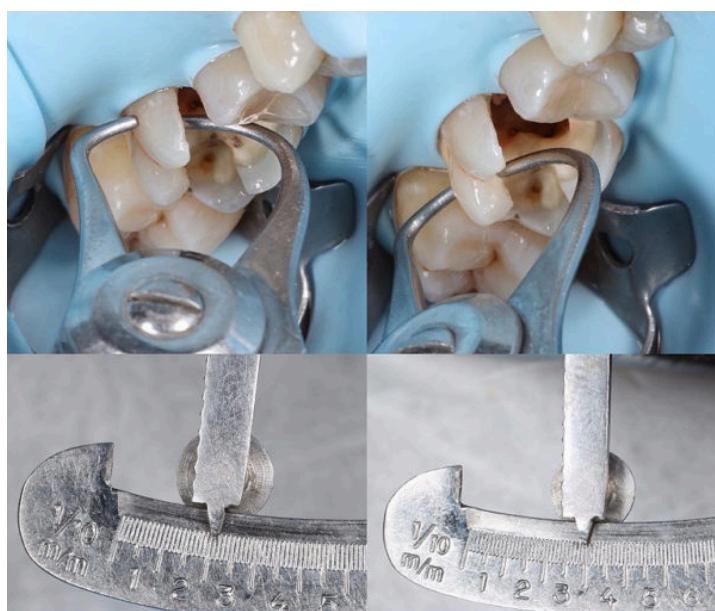


Figure 22. : Photographies cliniques de l'utilisation d'un compas d'épaisseur pour mesurer les cuspides à partir de leur base. La cuspide MV (à gauche) est < 3 mm, elle est donc réduite en hauteur de 2 mm. La cuspide DV (à droite) a une épaisseur appropriée pour être conservée. Crédit photo : Dr Farkas P.

Le risque de fissure est nettement augmenté lorsque les parois dentaires résiduelles sont beaucoup plus hautes que larges. La ténacité de la dentine diminuant avec la profondeur, un recouvrement cuspidien est également indiqué dans ces situations (5).

2.2.2.3. Forme de préparation

Les angles internes sont arrondis pour limiter la concentration des contraintes qui seraient responsables de fractures (28). Une préparation douce permet à la restauration et à la dent de bien fonctionner ensemble en compression. Les angles vifs ou les angles de ligne doivent être évités afin de minimiser la concentration de forces potentiellement catastrophique dans ces zones (41).

Les auteurs ne semblent pas s'accorder à propos de la nécessité ou non du polissage des préparations :

D'un côté, certains auteurs déclarent que l'adhésion des matériaux de restauration ou de collage dépend de la qualité de finition de la préparation. Une surface rugueuse aura tendance à diminuer l'adaptation entre les matériaux et augmenter la concentration de bulles à l'interface réduisant ainsi la qualité du collage (42).

D'un autre côté, les autres auteurs tendent à affirmer que la rugosité de surface augmenterait la rétention micromécanique ainsi que la surface de collage (35).

D'après Tirlet G., il semble pertinent d'optimiser la qualité de l'empreinte, qu'elle soit analogique ou optique, par un polissage des préparations. La rugosité sera obtenue lors du sablage de la préparation avant la pose de la prothèse.

2.2.2.4. Limites périphériques

L'émail périphérique doit être conservé au possible, car il s'agit du substrat le plus favorable au collage (29). La section de l'émail au niveau des cavités proximales est principalement parallèle à l'axe des prismes ce qui fragilise la périphérie de la préparation. Il convient de s'assurer de sa résistance mécanique en le sollicitant à l'aide d'une sonde ou en le biseautant très légèrement (Figure 23 et 24) (5,35). Si la profondeur de préparation dépasse les 4 mm (mesure depuis la crête marginale de la dent adjacente) ou que l'épaisseur amélaire est inférieure à 1,5 mm, une finition périphérique en *butt-margin*, c'est-à-dire à rebord plat, doit être adoptée. En effet, les prismes amélaires de cette région sont décussés, arrangés irrégulièrement, un biseau uniforme ne peut ainsi pas être obtenu (43).

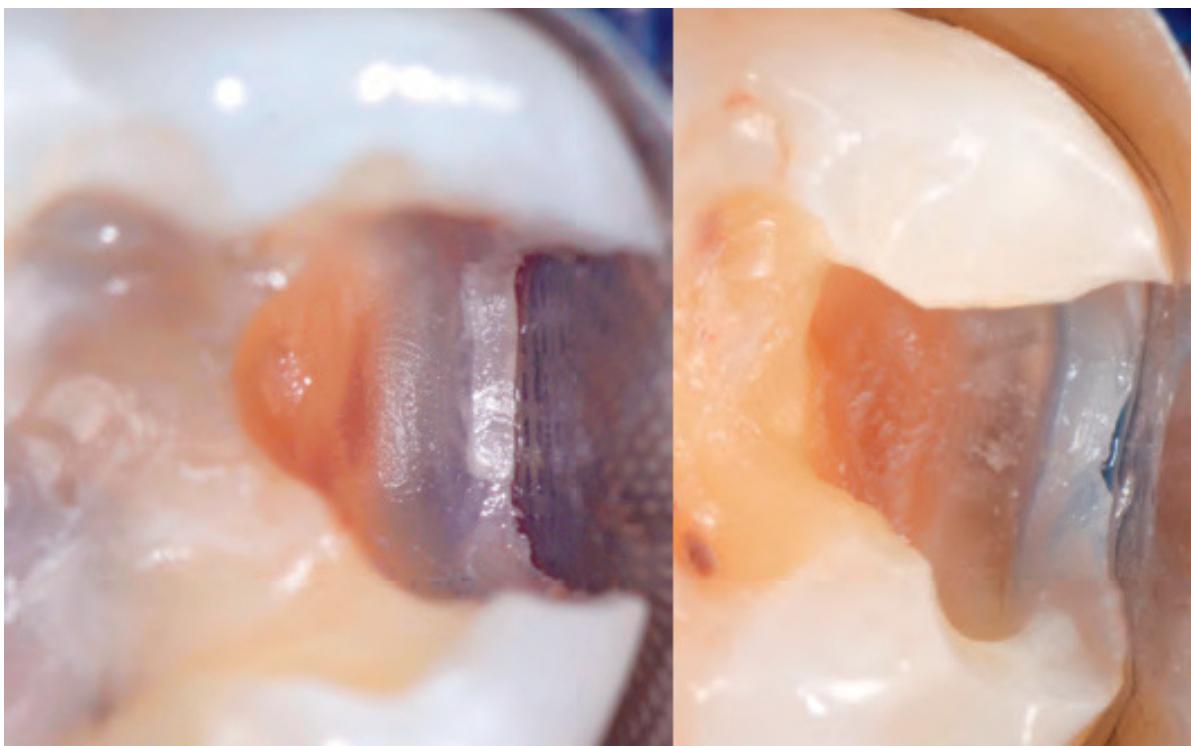


Figure 23. : Deux exemples (gauche et droite) courants de cavité proximale qui laissent apparaître un bandeau amélaire coupé en section longitudinale. Il est habituel de voir cet émail s'effriter en engendrant un contour irrégulier et fragile sur la marche cervicale. Il faut donc que le praticien s'assure de la cohésion de ce bandeau (en le biseautant très légèrement) avant d'envisager une technique adhésive qui engendrera des contraintes importantes (5).

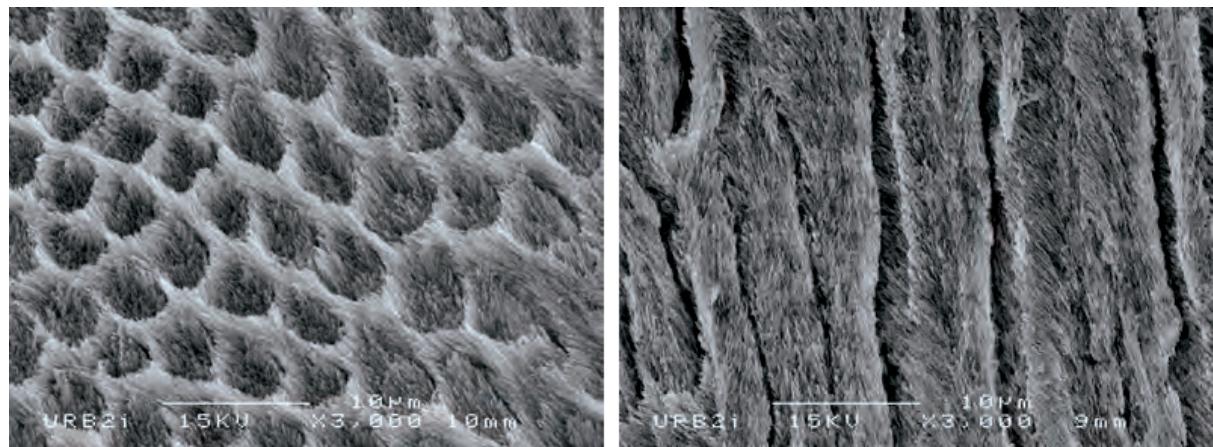


Figure 24. : Vue au MEB de l'émail en section transversale (gauche) et longitudinale (droite). Les propriétés mécaniques de l'émail dépendent de l'orientation des prismes (5).

2.2.2.5. Concepts de Bio-Rim et Compression Dome

L'émail est conçu pour agir comme un dôme de compression, transférant les charges, via le complexe amélo-dentinaire, en des charges principalement compressives dans la dentine. Lorsque le dôme de compression amélaire est violé, la dentine sous-jacente se retrouve exposée à des forces de tension auxquelles elle n'est pas conçue pour résister.

Le *Bio-Rim* peut être décrit comme la base du dôme de compression. En cas de retrait du *Bio-Rim*, lors d'une préparation de couronne traditionnelle par exemple, le dôme de compression est perturbé et les forces de compression dirigées depuis la partie occlusale de la dent entraînent des forces de traction dommageables dans la zone cervicale.

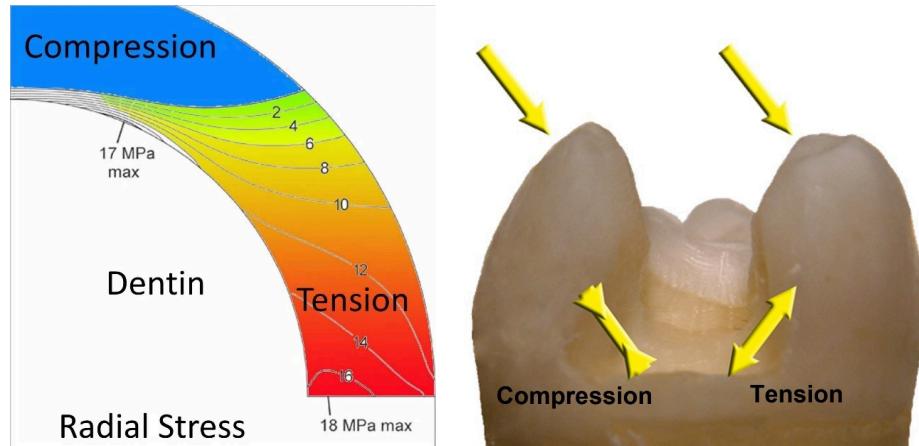


Figure 25. : Augmentation des contraintes radiales dans le Bio-Rim du dôme de compression dentaire (41).

Comme présenté dans la figure 25, la cuspide vestibulaire à gauche est en compression, la dentine sous-jacente est en compression et il est peu probable qu'elle développe une fissure à la base. La charge exercée sur la cuspide linguale à droite met la dentine sous-jacente en tension et augmente la probabilité qu'une fissure se développe au fil du temps.

La partie coronaire de la dent est appelée *Bio-Dome*. Pour la plupart des restaurations biomimétiques indirectes, le *Bio-Dome* prend la forme d'un onlay ou d'un overlay en céramique collé au *Bio-Rim* préservé (Figure 26). Une préparation douce permet à la restauration et à la dent de bien fonctionner simultanément en compression limitant les risques de fracture (Figure 27) (41).



Figure 26. : Exemple clinique d'une préparation overlay (à gauche). À noter que le BioRim (marqué en rouge) a été conservé (à droite).
Crédit photo : Dr Schiffenhaus S.

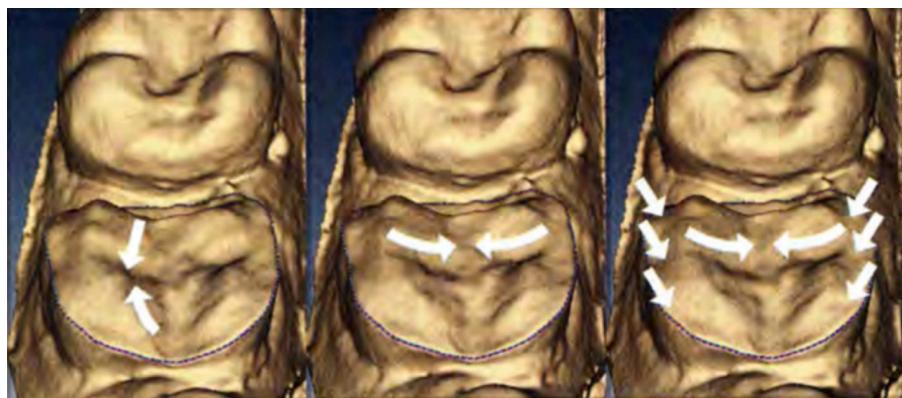


Figure 27. : Les flèches verticales/obliques indiquent les fortes forces de compression périphériques générées lors de la mise en charge occlusale de la restauration. Ce concept ne fonctionne que si un matériau à haut module d'élasticité tel que le disilicate de lithium est collé (41).

2.2.2.6. Scellement Dentinaire Immédiat (SDI)

Une fois la préparation réalisée, la dentine est protégée par un adhésif, et recouverte par du composite fluide pour combler les potentielles contre-dépouilles et diminuer l'épaisseur du matériau de restauration (29). Cela permet l'obtention d'une pièce prothétique d'épaisseur homogène ce qui limite les tensions au sein du matériau.

Le composite ayant des propriétés mécaniques proches de la dentine, il permet un meilleur amortissement des contraintes masticatoires. La contraction associée à la polymérisation de la résine composite de collage sera également plus régulière et plus efficace sous une épaisseur plus fine de restauration (28).

À noter qu'il convient de polymériser le SDI sous glycérine pour retirer la couche inhibée par l'oxygène, qui risquerait de se lier à la restauration provisoire et qui est délétère pour la surface du silicium d'empreinte. En revanche, l'email ne nécessite pas d'être protégé durant la temporisation de par sa composition fortement minérale, et cela créerait une épaisseur de joint périphérique augmentée lors du collage de la pièce prothétique. Il faut ainsi veiller à retirer tout excès après mise en place du SDI (28).

Pour résumer :

L'adhésion a permis de limiter grandement le délabrement nécessaire à la rétention des matériaux. La préparation dentaire se doit d'être la moins mutilante possible tout en respectant des impératifs dépendants des matériaux utilisés et du substrat résiduel. Les procédés décrits permettent une reproduction au plus proche des caractéristiques de la dent par les matériaux disponibles, mais de telles restaurations ne peuvent tendre vers un continuum dento-prothétique en l'absence de gradations de leurs propriétés mécaniques.

3. Les biomatériaux indirects à gradients fonctionnels

Historiquement, sur des restaurations céramo-métalliques, la différence de propriétés mécaniques ainsi que de coefficient d'expansion thermique induit régulièrement des échecs par fracture de la céramique (44). De nos jours, les restaurations indirectes sont principalement composées de matériaux tout céramique remplaçant l'émail et la JAD, et adhérant à la dentine par un matériau de collage ou de scellement (45).

Les avantages à l'utilisation des céramiques sont notamment leur biocompatibilité, leur résistance à l'usure, leur aptitude au collage et leur esthétisme (44). Néanmoins, elles présentent une faible résistance à la flexion.

À cause d'une différence de module d'élasticité entre les différentes couches des restaurations tout-céramique, des contraintes de tension élevées sont retrouvées à l'interface au niveau du matériau d'assemblage. Cela induit des succès relativement faibles dans les 5 ou 10 années suivantes leur mise en fonction au sein de la cavité orale (44,45). Celui-ci dépasse les 20% au cours des 5 premières années d'utilisation lorsque celles-ci sont composées de céramique à leur surface (46).

Plus récemment, des restaurations bio-inspirées de l'émail humain, aux propriétés mécaniques graduelles, ont été développées. Ceci permet d'obtenir des gradients de composition, de structure et/ou de propriétés spécifiques visant à devenir supérieur à un matériau homogène composé de constituants identiques ou similaires (44).

3.1. Cahier des charges du biomatériaux idéal

Dans l'ère du biomimétisme, il convient que le biomatériaux idéal respecte les impératifs biologiques, biomécaniques, fonctionnels et esthétiques de la dent pour imiter au mieux le comportement naturel de la dent (34).

Pour cela, différents critères sont à considérer dans conception du biomatériaux idéal (47,48):

- **L'adhésion :** Procédé physico-chimique et mécanique qui permet l'union de deux surfaces. Il s'agit d'un critère indispensable à une dentisterie minimalement invasive, ne nécessitant pas de rétention. Elle permet l'obtention d'un joint étanche limitant l'infiltration de bactéries qui seraient responsables de complications pulpaires secondaires. La résistance de la dent à la fracture est ainsi améliorée par une cohésion avec le matériau.

- **La résistance mécanique** : Le biomatériau doit résister aux contraintes induites par la fonction, et ceci au long court sans endommager davantage la dent support ou antagoniste. Cela implique qu'il ait des propriétés égales à l'organe naturel afin qu'aucun des deux éléments ne se fracture ou ne s'use plus que l'autre.
- **La stabilité dimensionnelle et longévité** : Il ne doit pas s'altérer suite aux fluctuations de température, d'humidité ou d'acidité pour ne pas compromettre ses propriétés mécaniques et adhésives au cours du temps.
- **La biocompatibilité** : Aptitude à remplir une fonction donnée sans avoir d'effet délétère sur l'environnement biologique. L'innocuité est ainsi impérative, pour ne pas induire d'effet iatrogène. La notion de bioactivité est même recherchée, avec un matériau capable d'induire une reminéralisation par relargage ionique.
- **L'esthétisme** : La restauration doit substituer de la manière la plus réaliste l'aspect de la dent originelle. Cela passe par une reproductibilité de forme, de couleur, d'état de surface ou encore de translucidité.
- **La facilité d'utilisation** : Qu'il s'agisse de sa réalisation par le prothésiste ou de son assemblage en bouche. Il doit pouvoir être utilisé par un protocole simple, rapide et reproductible et doit permettre un modelage ainsi qu'un polissage aisés en cas de besoin.
- **L'absence de goût ou d'odeur**
- **Le coût** : De manière à s'introduire dans le marché de l'économie de la santé, il doit être accessible financièrement à tous
- **La réparabilité et la maintenance** : L'évolution du biomatériau doit s'adapter à celle de la dent, il doit ainsi pouvoir être réparé ou déposé sans intervention invasive.
- **L'adaptation à un traitement conservateur** : Le matériau doit pouvoir être utilisé en faible épaisseur pour limiter l'épaisseur de préparation.

3.2. Évolution des biomatériaux

3.2.1. Biomatériaux monolithiques

Les reconstitutions par biomatériaux monolithiques sont des options couramment utilisées dans les reconstructions coronaires des dents délabrées. Cependant, leur utilisation comme matériau structurel a considérablement été entravée par des échecs cliniques dans les premières années de fonction. En effet, des forces de tensions dommageables se concentrent à l'interface dent-restauration en raison des différences de propriétés mécaniques avec les tissus dentaires. Les fissures se propagent ainsi facilement dans la vitrocéramique, tandis que les dommages concernent principalement les dents, qu'elles soient supports et antagonistes de restaurations polycristallines (49,50).

Ainsi, la réalisation de matériaux composites semble être une approche intéressante pour permettre l'activation de mécanismes de renforcement supplémentaires.

3.2.2. Biomatériaux composites

À la différence d'un matériau monolithique, les biomatériaux composites sont constitués de deux ou plusieurs phases distinctes, chacune ayant des propriétés spécifiques. Ils sont conçus pour combiner les avantages de différentes phases afin d'obtenir des propriétés optimales pour une application spécifique.

3.2.2.1. Biomatériaux pluriphasiques

Pour combiner les avantages de chacun des matériaux, des biomatériaux pluriphasiques ont été développés :

Les couronnes céramo-métalliques sont composées d'une armature métallique associée à une céramique de recouvrement. La ductilité du métal permet une absorption des contraintes lors de la mise en charge de la prothèse. L'énergie absorbée pour la déformation plastique rend l'énergie indisponible à l'extension des fissures (50).

Les couronnes céramo-céramiques quant-à elles sont composées d'une chape de résistance élevée, stratifiée par une céramique plus translucide aux propriétés optiques et mécaniques plus proches de celles de la dent restaurée (45).

Néanmoins, les transitions brusques entre les éléments composant ces prothèses donnent lieu à des contraintes élastiques élevées à leur interface en raison de leurs propriétés biomécaniques distinctes (45). Des désolidarisations intra-prothétiques ou interfaciales avec la dent induisent des échecs plus ou moins critiques des restaurations (Figure 28) (44,45).

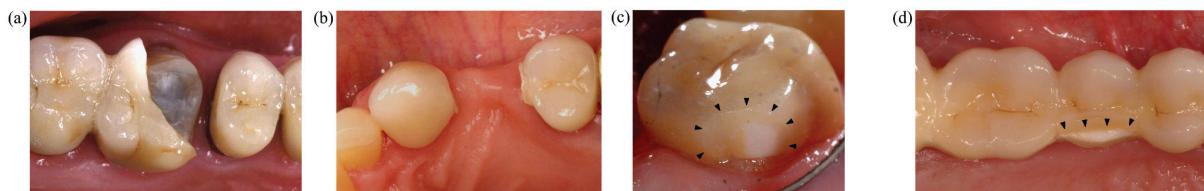


Figure 28. Photographies cliniques de fractures prothèses tout céramique. (a) Fracture massive à l'interface dent/couronne. (b) Rupture par flexion du pontique en vitrocéramique (disilicate de lithium). (c) et (d) Éclats de céramique sur base zircone (51).

3.2.2.2. Biomatériaux hybrides

Dans l'objectif de retirer toute interface nette au sein du matériau, des matériaux hybrides ont été développés. Ils permettent d'obtenir des propriétés intermédiaires entre des matériaux comme les céramiques ou les composites.

Les composites présentent une matrice organique renforcée de particules inorganiques. La concentration de charges est en relation directe avec le module d'élasticité et la résistance du matériau. Leur résistance et leur esthétique restent cependant inférieures aux céramiques conçues au laboratoire. Pour optimiser leurs performances, ils ont été combinés en un seul matériau : PICN (Polymer-Infiltrated Ceramic-Network). Celui-ci est composé d'un réseau tridimensionnel de vitrocéramique enrichie en disilicate de lithium infiltrée par une résine composite sous haute pression/haute température. Le matériau est donc structurellement hybride mais macroscopiquement homogène. Il se distingue des autres matériaux composites enrichis en céramique pour lesquels les charges céramiques sont dispersées dans une matrice résineuse (52). Cela constitue donc une alternative pour associer le module d'élasticité des résines composites, similaire à la dentine, à la dureté et la stabilité esthétique à long terme de la céramique (53).

Malgré des propriétés intermédiaires entre la céramique et le composite, les matériaux hybrides de première génération ne s'affranchissent pas des limites de leurs constituants. Leur structure homogène ne permet pas le mimétisme des propriétés graduelles des tissus dentaires.

3.2.2.3. Biomatériaux à gradients fonctionnels

La notion "Functionally Graded Materials" (FGM) est utilisée pour décrire un matériau présentant une microstructure et des propriétés inhomogènes spatialement (54). Leur objectif est d'obtenir un matériau présentant des caractéristiques différentes sur ses faces opposées, imitant les gradients naturels de la dent (44) ou augmentant la résistance intrinsèque de la restauration prothétique (51). Nous pouvons distinguer deux types de structures à gradients fonctionnels :

- Les microstructures à couches graduelles (laminaires) : les propriétés changent de manière discontinue mais progressive entre les différentes strates du matériau
- Les microstructures continuellement graduées : les variations de propriétés sont graduelles et continues à travers le matériau (54).

Les différentes catégories de biomatériaux ainsi que les variations de propriétés le long de leur épaisseur sont schématisées au travers de la figure 29.

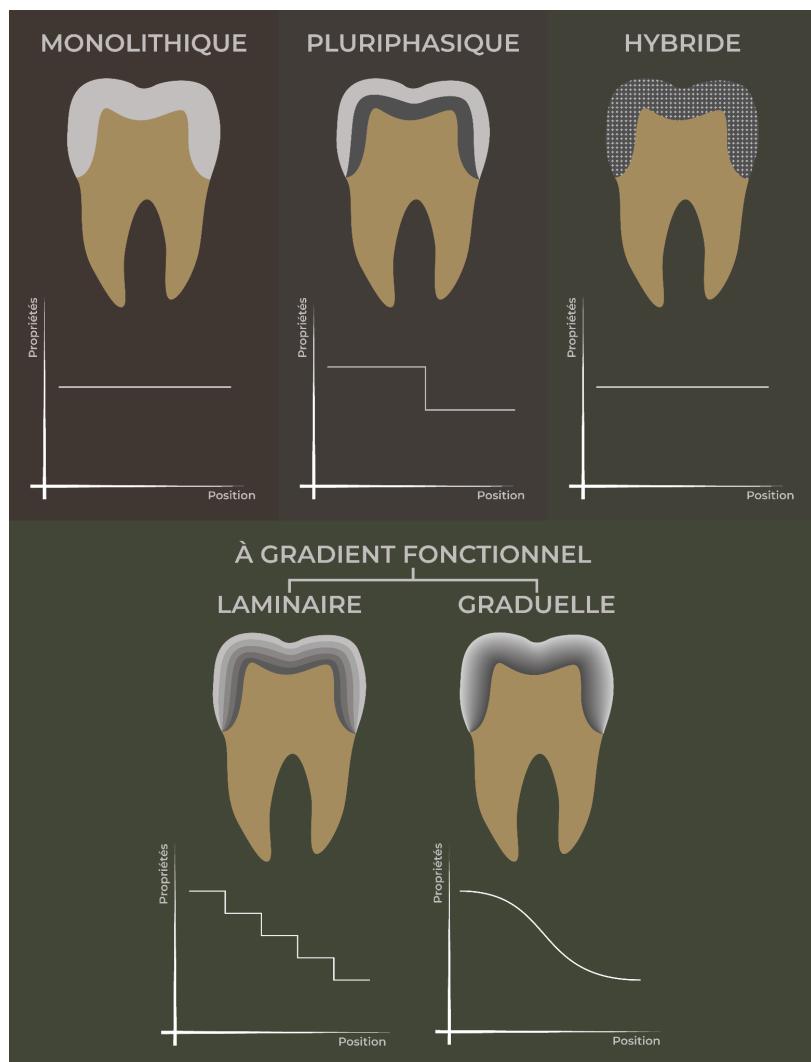


Figure 29. : Schéma illustrant différentes catégories de restaurations indirectes.
Illustration Zoppardo T.

Les matériaux classés fonctionnellement peuvent se présenter sous la forme de structure composite en masse (telle qu'une restauration), ou de structure de revêtements (telle qu'une interface adhésive). La technique de production utilisée dépend de la forme de FGM souhaitée.

3.3. L'apport des biomatériaux à gradients fonctionnels

3.3.1. Propriétés mécaniques

Inspirés par la microstructure et les propriétés mécaniques des dents naturelles, des matériaux à gradients fonctionnels ont été proposés pour imiter la JAD. Ces prothèses dentaires à gradients fonctionnels visent à améliorer les performances globales des systèmes de restauration dentaire métal-céramique et tout-céramique.

Suresh S., 2001, a établi que des gradients contrôlés dans les propriétés mécaniques permettent la conception de surfaces résistantes à la déformation et aux dommages par contact, ce qui n'est pas réalisable avec des matériaux homogènes conventionnels (55).

Des analyses par éléments finis ont simulé l'apport d'une couche de matériau à gradient fonctionnel dans la réduction des contraintes sur les restaurations dentaires le long de leur épaisseur. Des couronnes multicouches résistantes aux fissures, inspirées par la structure à gradient fonctionnel de la JAD, ont ainsi été conçues. Le calcul de la distribution des forces a révélé une réduction significative des contraintes par l'usage d'une architecture à gradient fonctionnel bio-inspirée, améliorant ainsi la taille critique des fissures (45,49).

L'utilisation d'un noyau graduel en céramique multicouche comparé à une noyau céramique monocouche a augmenté la résistance du matériau à la déformation et à la rupture par réduction des contraintes de tension et de compression dans la dent. Les contraintes de cisaillement au niveau des interfaces se trouvaient également réduites (56,57). Les charges exercées au niveau des limites coronaires associées à l'emploi de couronnes à gradient fonctionnel sont atténuées comparées à des matériaux homogènes, que ce soit sous forces axiales ou obliques (Figure 30) (58).

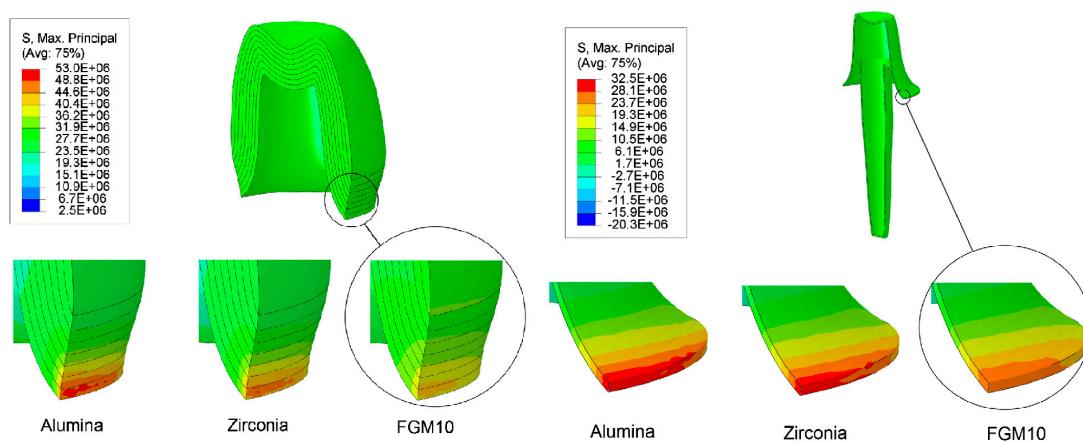


Figure 30. : Distribution des forces de tensions aux marges de la couronne et du ciment sous charges obliques (58).

Des résultats similaires ont été obtenus lors d'essais de laboratoire. La répartition des contraintes mécaniques est optimisée par l'utilisation de ces structures graduées, permettant une amélioration de la résistance à la compression (59), une meilleure résistance aux dommages de flexion immédiats, une meilleure esthétique et potentiellement de meilleures propriétés de collage par rapport aux matériaux céramiques homogènes (44).

Des expériences ont démontré que le modèle utilisant un adhésif à gradient fonctionnel présente des seuils critiques de charges plus élevés que celui utilisant un ciment traditionnel (60).

L'équipe d'Eldafrawy M. et al., 2018 a conçu des blocs pour CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur) de FG-PICN (Functionally Graded Polymer-Infiltrated Ceramic Network) fabriqués à partir d'une suspension de poudre de vitrocéramique, qui a ensuite été centrifugée et frittée. Les grains larges se concentrent en périphérie tandis que les fins dans la partie interne. Ce réseau de céramique a ensuite été infiltré par du diméthacrylate d'uréthane puis polymérisé donnant ainsi un gradient de composition (Figure 31). Le FG-PICN a démontré un gradient favorable de résistance à la flexion, similaire au disilicate de lithium (Emax) associé à une haute résistance à la rupture. Le module d'élasticité ainsi que la dureté sont proches de ceux des tissus dentaires. Ce matériau semble tirer les avantages des matériaux composites et céramiques de CFAO, sans les limites de la zircone en termes de propriétés mécaniques, d'usinabilité, de propriétés optiques et d'adhésion.

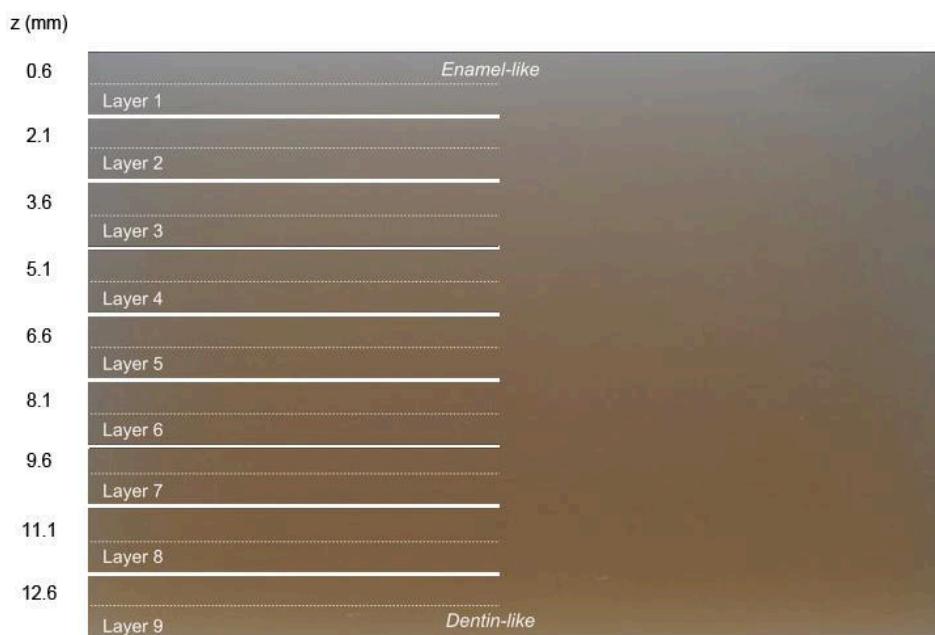


Figure 31. : Un bloc de réseau céramique infiltré de polymère (FG-PICN) de façon graduelle. La centrifugation de la céramique permet l'obtention d'un gradient unidimensionnel de composition (61).

La limitation du FG-PICN est que le gradient est unidimensionnel, alors qu'il est tridimensionnel dans les dents naturelles, ce qui ne devrait pas poser de problème dans la fabrication d'inlays/onlays, de table tops et de facettes, mais n'est pas idéal pour les couronnes (Figure 32) (61).

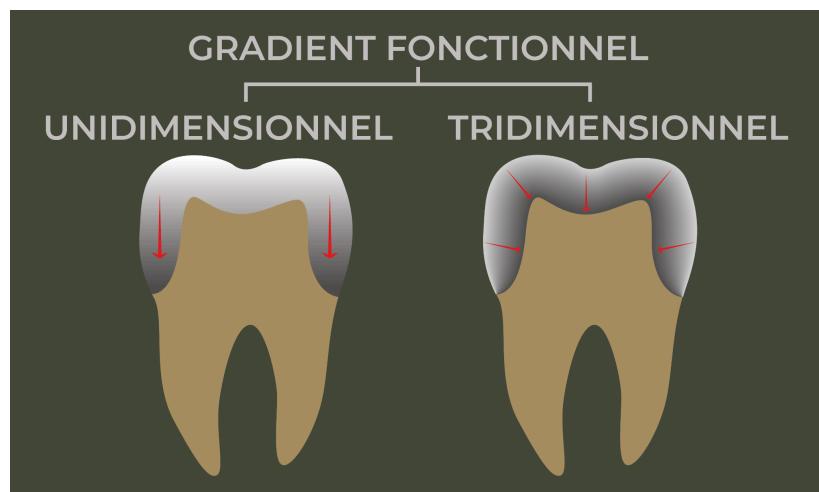


Figure 32. : Représentation schématique d'une couronne à gradient fonctionnel unidirectionnel versus tridimensionnel. La restauration à gradient tridimensionnel semble plus adaptée dans le cadre d'une couronne tandis que l'unidimensionnel pourrait convenir pour des restaurations partielles ne concernant principalement qu'une face.

Illustration Zoppardo T.

Des résultats expérimentaux de Zhang Y., 2012, suggèrent que les restaurations fabriquées à partir de zircone ou d'alumine graduée par infiltration croissante de verre sont plus résistantes aux forces de cisaillement que les systèmes actuels de zircone stratifiés de céramique, évitant le chipping. La résistance à la fracture lors de la flexion est également améliorée, permettant l'utilisation de restaurations plus fines et donc plus conservatrices (Figure 33). De plus, la surface de collage peut être mordancée à l'acide fluorhydrique et silanisée pour faciliter l'adhésion améliorant ainsi considérablement la résistance de l'interface par rapport à leurs homologues non gradués (51). Cette méthode d'infiltration permet d'avoir une gradation tridimensionnelle des surfaces externes et internes de l'armature.

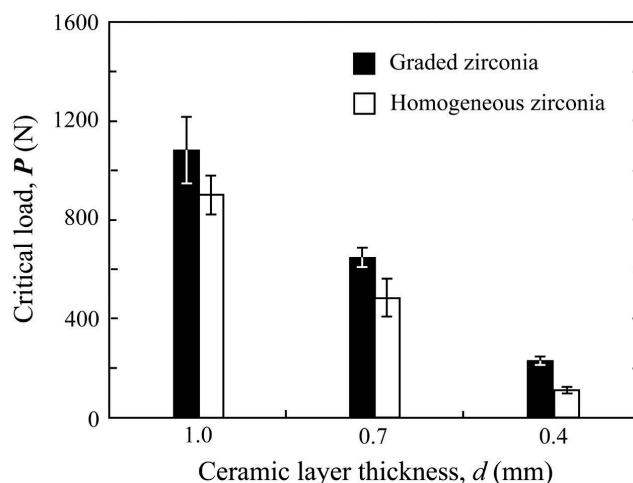


Figure 33. : Diagramme en barres montrant la résistance critique à la rupture lors de la flexion d'échantillons de zircone graduée comparés à une zircone homogène selon l'épaisseur de la céramique (51).

3.3.2. Propriétés interfaciales

Les restaurations en céramique fusionnée à de la zircone (PFZ “Porcelain Fused to Zirconia”) sont largement utilisées en dentisterie prothétique. Cependant, leur tendance à se délaminer le long de cette interface reste un problème majeur dans ce type de restaurations. Selon une étude menée par Chai et al., 2018, la modification de la surface de la zircone par une infiltration graduelle de céramique feldspathique permet d’augmenter le seuil de rupture à l’interface d’un facteur 3 par rapport au témoin PFZ (Figure 34) (62).

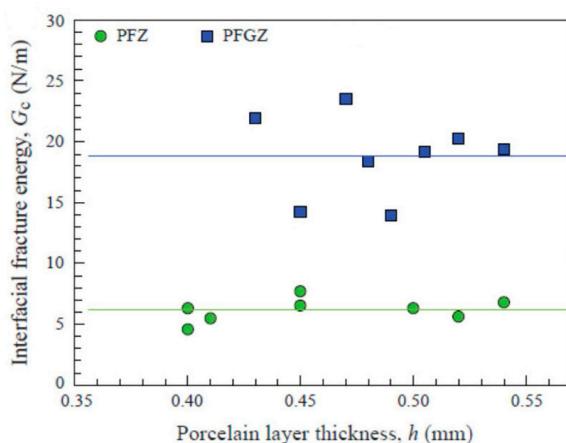


Figure 34 : Énergie de fracture interfaciale G_c en fonction de l’épaisseur de la couche de céramique h sur une zircone graduée (PFGZ) vs sur une zircone non graduée (PFZ) (62).

Combinée à son adhérence améliorée aux colles composites, à sa résistance accrue aux dommages de surface et à sa bonne qualité esthétique, la zircone graduée apparaît comme un concept de matériau viable pour les restaurations dentaires (62).

Des résultats semblables avaient été obtenus lors des travaux de Zhang et Kim, 2009, en infiltrant un réseau monolithique de zircone Y-TZP par une suspension de verre (Figure 35). La porosité graduelle du réseau améliore les propriétés d’adhésion à la céramique de recouvrement comparées à son homologue Y-TZP. La présence de verre sur la surface interne permet également le collage par silanisation de l’intrados après mordançage, qualité difficilement obtenable avec une zircone monolithique (63).

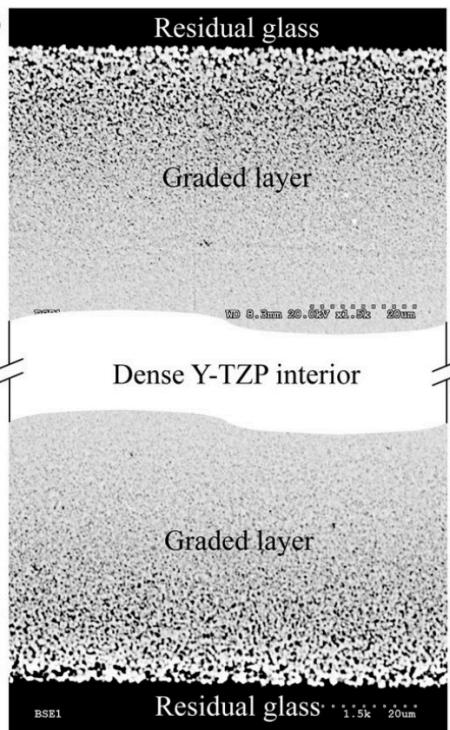


Figure 35. : Les surfaces supérieure et inférieure d'une matrice d'Y-TZP pré-frittée ont été recouvertes d'une suspension de verre puis infiltrées par celle-ci avant d'être densifiées simultanément. La profondeur d'infiltration du verre peut être adaptée en manipulant la porosité de la matrice (63).

3.3.3. Propriétés optiques

Les propriétés optiques des biomatériaux à gradient fonctionnel permettent une amélioration de l'esthétique et des nuances comparées à un matériau monolithique comme la zircone. Les armatures G/Z/G (céramique/zirconium/céramique), représentées sur la figure 36, présentent un aspect brillant et varient en teinte entre le blanc et le jaune clair (a et b), tandis que l'armature zirconium (Y-TZP) est blanche (c) (64).



Figure 36. : Photographies montrant des armatures en zircone graduée (Verre/Zirconium/Verre) avec (a) des nuances blanches et (b) jaune clair ; et une armature en zirconium monolithique blanche (c) (64).

Des variations progressives de concentrations de composants peuvent permettre une personnalisation de la couronne dentaire en fonction de la taille et de l'apparence des autres dents. Des concentrations plus élevées d'yttrium ont tendance à stabiliser la zircone en phase cubique, phase qui possède une translucidité supérieure à celle de la tétragonale comme représenté par la figure 37 (65).

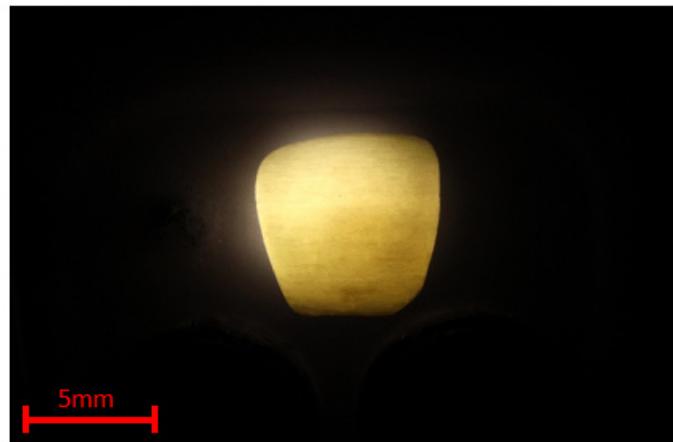


Figure 37. : L'augmentation progressive de la concentration en yttrium permet d'imiter le degré de translucidité d'une dent réelle (65).

3.3.4. Limiter les interfaces

Les couronnes céramo-céramiques sur base zircone, ou encore les couronnes céramo-métalliques, sont des restaurations largement utilisées en prothèse dentaire. Cependant, leur susceptibilité à la fracture est un problème courant, par délamination de la composante externe, aussi appelée “chipping”. Les échecs débutent par l'apparition d'une fissure sur la céramique, qui se poursuit au niveau de l'interface avec la chape.

Les études de Chai et al. en 2014 sur les fractures à l'interface entre une zircone stratifiée et une zircone graduée ont révélé une diminution de la taille et du nombre de fractures sur la structure graduée. La fracture était isolée, sans délamination, à une contrainte supérieure à celle de son homologue. En revanche, la fracture de la structure bilaminaire a été marquée par une croissance instable initiale, perpendiculaire à l'interface, suivie d'une progression stable le long de la jonction responsable de chipping (59).

3.4. Procédés de fabrication

Il existe un large éventail de technologies de traitement désormais disponibles pour la fabrication des FGM et les différents types de structures résultantes dépendent de leur procédé de fabrication, il y en a deux principaux :

- Le traitement constructif fait référence à l'empilement sélectif des composants de départ dans une séquence spécifique

Exemples : le dépôt par électrophorèse ; la métallurgie des poudres ; l'écriture directe par laser ; l'impression 3D par prototypage rapide.

- Le traitement basé sur le transport, qui utilise des phénomènes liés au transport pour créer des gradients chimiques et structurels dans les matériaux

Exemples : l'infiltration de verre ; la pulvérisation plasma ; la centrifugation (54,66).

Ces stratégies permettent d'aboutir à une transition progressive entre des matériaux différents, réduisant ainsi les contraintes résiduelles générées lors de la fabrication et du fonctionnement (67).

3.4.1. Exemples de procédés de fabrication constructifs

3.4.1.1. Le dépôt électrophorétique

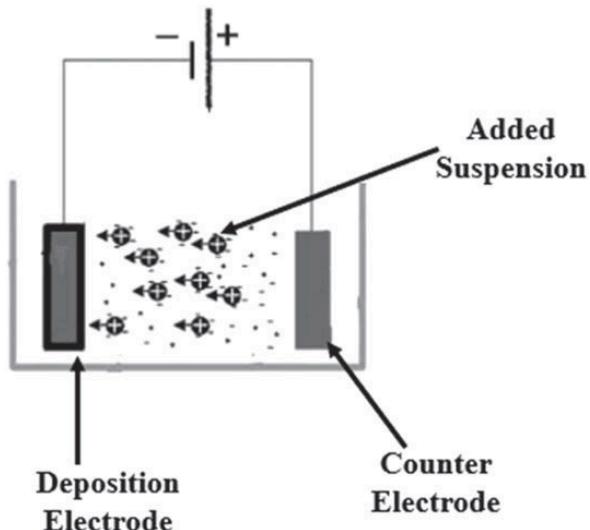


Figure 38. : Diagramme schématique du processus de fabrication par électrophorèse (68).

Le procédé de dépôt électrophorétique (EPD) implique la déposition de particules sur une électrode sous l'influence d'un champ électrique. Ce champ est créé par une contre-électrode produisant un champ électrique constant (Figure 38). En modifiant la charge en solides ou en injectant différents types de poudre, un gradient de composition peut être généré sur la surface de l'électrode de dépôt (67).

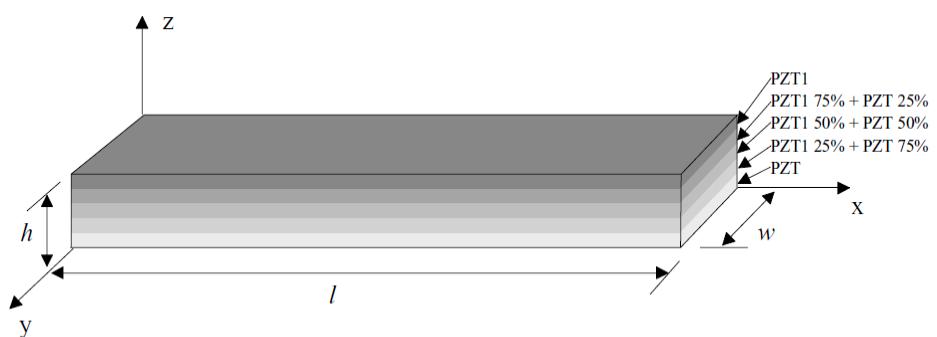


Figure 39. : Structure multicouche réalisée par dépôts consécutifs de suspensions de compositions graduelles (69).

3.4.1.2. La stéréolithographie 3D

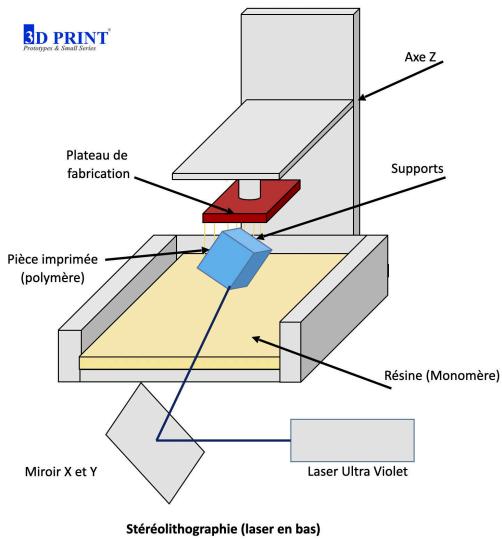


Figure 40. : Illustration schématique du procédé de fabrication par stéréolithographie 3D (70).

Des résines photosensibles composées de mélanges de poudres céramiques avec des adjuvants de frittage sont préparées. La suspension est ensuite exposée à un laser UV pour initier la solidification. Le matériau est imprimé selon un processus d'apposition couche par couche suivi d'un frittage (Figure 40) (70,71).

3.4.2. Exemples de procédés de fabrication basés sur le transport

3.4.2.1. L'infiltration de verre

L'infiltration de verre consiste à infiltrer un matériau de base poreux (souvent un réseau céramique) par une matrice de verre fondu. Cette infiltration se fait sous pression (Figure 41) ou par simple capillarité. Une infiltration contrôlée de verre à travers les pores du réseau céramique remplit le matériau de manière graduelle et lui confère des propriétés variables de la périphérie jusqu'à son centre (72).

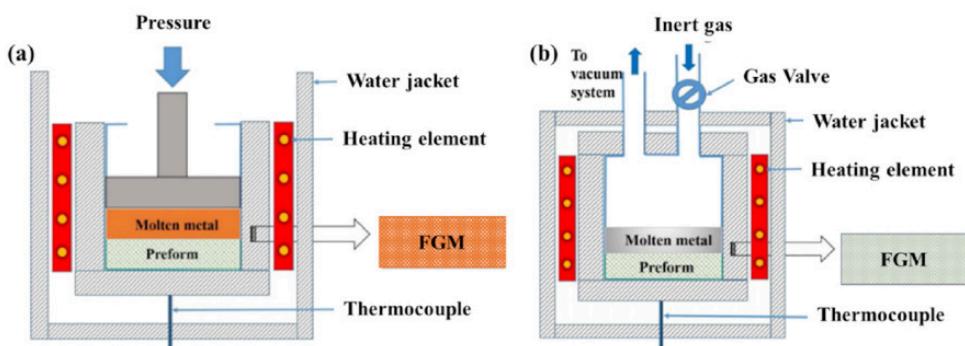


Figure 41. : Illustration schématique du procédé d'infiltration de verre sous pression mécanique (a) et gazeuse (b) (72).

3.4.2.2. La centrifugation

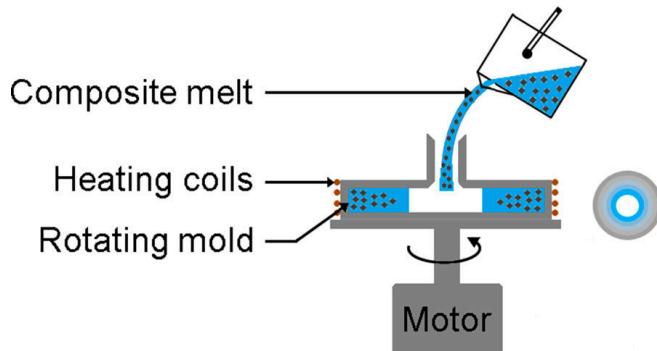


Figure 42. : Illustration schématique du procédé de fabrication par centrifugation (71).

Des particules de compositions variables sont préalablement mélangées pour former une suspension homogène. Lors de la centrifugation, les particules sont transportées selon leur densité créant ainsi un gradient de composition à travers l'épaisseur du matériau (Figure 42). Une fois la centrifugation terminée, le matériau est solidifié pour former une structure avec des propriétés graduées (71).

3.4.2.3. Le frittage par étincelage plasma

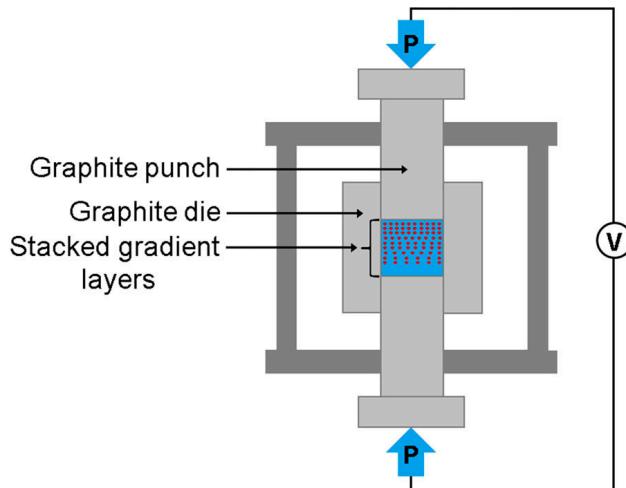


Figure 43. : Illustration schématique du procédé de fabrication de FGM par frittage par étincelage plasma “Spark Plasma Sintering” (71).

Des mélanges de concentration volumique variable de composants sont préparés puis déposés en couches successives dans un creuset cylindrique (Figure 43).

Chaque couche est nivelée puis pressée à chaud sous courant électrique pulsé, avant de déposer la suivante (71,73).

3.5. Autres champs d'application

L'utilisation des biomatériaux à gradients fonctionnels peut s'étendre à d'autres domaines d'application.

Récemment, certains auteurs ont conçu des tenons à gradient fonctionnel, en utilisant des poudres d'oxyde de zirconium (ZrO_2), d'alumine (Al_2O_3), d'hydroxyapatite (HA) et de titane (Ti). Ces auteurs ont étudié la distribution des contraintes du tenon à gradient fonctionnel, et l'ont comparée à des tenons fabriqués à partir de matériaux homogènes tels que des inlay-cores en titane ou en zircone. Ils ont rapporté que la conception graduelle présentait plusieurs avantages en termes de distribution des contraintes et des déformations à l'interface tenon-dentine par rapport à ceux fabriqués à partir de matériaux homogènes (74). Les implants dentaires à gradients fonctionnels ont été étudiés pour améliorer les propriétés mécaniques, en particulier le module d'Young, car la rigidité élevée des alliages de titane n'est généralement pas bien adaptée à l'os, ce qui peut conduire à un mécanisme de protection contre les contraintes par une atrophie osseuse préjudiciable de l'os résiduel (Figure 44) (75). Les implants FGM sont principalement composés d'alliage de titane poreux, souvent recouvert d'un revêtement de surface d'hydroxyapatite. La porosité et l'architecture des implants FGM peuvent être contrôlées pour répondre au biotype osseux du patient et assurer un meilleur environnement biomécanique pour l'os environnant tandis que le revêtement améliore l'ostéo-intégration (76,77).

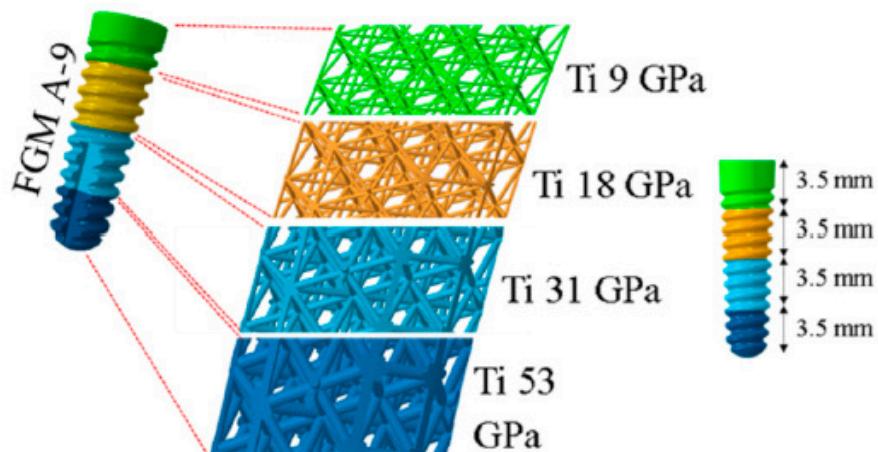


Figure 44. : Design d'implant à gradient fonctionnel axial (75).

Pour résumer :

Les restaurations à gradients fonctionnels bio-inspirées permettent l'intégration de matériaux à propriétés mécaniques différentes sans formation d'interface de concentration de contraintes sévère. Elles combinent diverses propriétés en un seul système de matériaux permettant de reproduire la chaîne d'amortissement naturel de la dent, majoritairement représentée par la jonction amélo-dentinaire. Les biomatériaux à gradients fonctionnels ont l'ambition d'améliorer les performances des restaurations par biomimétisme des propriétés du complexe amélo-dentinaire. Leur utilisation ne semble pas se restreindre aux simples restaurations partielles collées, mais doivent être une voie d'évolution dans d'autres domaines, qu'ils soient en dentisterie ou non.

Conclusion

La quête de solutions dentaires durables et biocompatibles a été un défi majeur pour les praticiens depuis les premiers jours de la dentisterie. L'apport de l'adhésion a permis d'évoluer vers une pratique plus conservatrice limitant les indications des couronnes au profit de restaurations partielles collées. Les céramiques présentent des caractéristiques esthétiques, biomécaniques et biologiques appréciées, mais leur fragilité et leur susceptibilité à la fracture limitent leur durabilité à long terme. Malgré les progrès dans le domaine, le taux d'échec des restaurations céramiques demeure non négligeable. L'évolution vers des restaurations biomimétiques exige une compréhension approfondie des spécificités mécaniques et histologiques de l'organe dentaire. Dans cette perspective, les biomatériaux à gradients fonctionnels émergent comme une solution prometteuse, inspirée par la complexité et l'efficacité des structures naturelles.

L'exploration des restaurations dentaires à gradients fonctionnels, bio-inspirées, ouvre de nouvelles voies dans la conception de prothèses dentaires. Ces structures biomimétiques offrent un potentiel considérable pour améliorer les performances cliniques à long terme des restaurations. En combinant des propriétés mécaniques et biologiques variées au sein d'une seule structure, ces matériaux offrent la possibilité de créer des restaurations dentaires plus résistantes et plus adaptées à l'environnement oral.

Cependant, malgré les avancées significatives, des défis subsistent. La recherche doit continuer à explorer les interactions complexes entre les biomatériaux et les tissus environnants, ainsi que les procédés de fabrication optimaux. Il est nécessaire de déterminer les graduations optimales pour obtenir les propriétés biomécaniques et biologiques souhaitées pour une adaptation optimale à l'environnement oral.

En conclusion, les biomatériaux à gradients fonctionnels représentent une avancée nécessaire dans le domaine des restaurations dentaires. En surmontant les limitations des matériaux traditionnels et en offrant des solutions plus adaptées aux besoins cliniques des patients, ces biomatériaux ont le potentiel de révolutionner les pratiques de restauration dentaire et d'améliorer les résultats cliniques à long terme.

BIBLIOGRAPHIE

1. Tilotta F, Lévy G, Lautrou A. Anatomie dentaire. Elsevier Health Sciences; 2018. 319 p.
2. Triller M. Histologie dentaire. Masson; 1987. 238 p.
3. Mjör IA, Fejerskov O. Human oral embryology and histology. 1st ed. Copenhagen: Munksgaard; 1986. 336 p.
4. Goldberg M. Manuel d'histologie et de biologie buccale: la dent et ses tissus de soutien. Masson; 1989. 160 p.
5. Attal JP, Vennat E, Le Goff S, Fron Chabouis H. Importance de l'approche biomécanique des tissus dentaires lors de la réalisation des préparations pour inlays/onlays/overlays. 3 juin 2020;
6. Mjör IA. Histology of the Human Tooth. Munksgaard; 1979. 184 p.
7. He LH, Swain MV. Enamel—A functionally graded natural coating. J Dent. 1 août 2009;37(8):596-603.
8. Lynch CD, O'Sullivan VR, Dockery P, McGillyuddy CT, Sloan AJ. Hunter-Schreger Band patterns in human tooth enamel. J Anat. août 2010;217(2):106-15.
9. Yang D, Bharatiya M, Grine FE. Hunter-Schreger Band configuration in human molars reveals more decussation in the lateral enamel of 'functional' cusps than 'guiding' cusps. Arch Oral Biol. 1 oct 2022;142:105524.
10. Schmidseder J, Munz T. Pocket Dentistry. 2015. Bonding.
11. Bazos P, Magne P. Bio-emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis. Eur J Esthet Dent Off J Eur Acad Esthet Dent. 2011;6(1):8-19.
12. Marshall Jr. GW, Balooch M, Gallagher RR, Gansky SA, Marshall SJ. Mechanical properties of the dentinoenamel junction: AFM studies of nanohardness, elastic modulus, and fracture. J Biomed Mater Res. 2001;54(1):87-95.
13. Wang Z, Wang K, Xu W, Gong X, Zhang F. Mapping the mechanical gradient of human dentin-enamel-junction at different intratooth locations. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. mars 2018;34(3):376-88.
14. Kruzic JJ, Nalla RK, Kinney JH, Ritchie RO. Crack blunting, crack bridging and resistance-curve fracture mechanics in dentin: effect of hydration. Biomaterials. 1 déc 2003;24(28):5209-21.
15. He LH, Yin ZH, Jansen van Vuuren L, Carter EA, Liang XW. A natural functionally graded biocomposite coating – Human enamel. Acta Biomater. 1 mai 2013;9(5):6330-7.
16. Bechtle S, Habelitz S, Klocke A, Fett T, Schneider GA. The fracture behaviour of dental enamel. Biomaterials. 1 janv 2010;31(2):375-84.
17. Shimizu D, Macho GA. Functional significance of the microstructural detail of the primate dentino-enamel junction: A possible example of exaptation. J Hum Evol. 1 janv 2007;52(1):103-11.
18. Xu HHK, Smith DT, Jahanmir S, Romberg E, Kelly JR, Thompson VP, et al. Indentation Damage and Mechanical Properties of Human Enamel and Dentin. J Dent Res. 1 mars 1998;77(3):472-80.
19. Zhang YR, Du W, Zhou XD, Yu HY. Review of research on the mechanical properties of the human tooth. Int J Oral Sci. juin 2014;6(2):61-9.
20. Tesch W, Eidelman N, Roschger P, Goldenberg F, Klaushofer K, Fratzl P. Graded Microstructure and Mechanical Properties of Human Crown Dentin. Calcif Tissue Int. 1 sept 2001;69(3):147-57.
21. Imbeni V, Kruzic J, Marshall G, Ritchie R. The Dentin–Enamel Junction and the Fracture of Human Teeth. Nat Mater. 1 avr 2005;4:229-32.
22. Black GV. A Work on Operative Dentistry ... Medico-Dental Publishing Company; 1908. 766 p.
23. Masson E. EM-Consulte. Classifications des lésions carieuses. De Black au concept actuel par sites et stades.

24. Ericson D. The concept of minimally invasive dentistry. Dent Update. 2007;34(1):9-10, 12-4, 17-8.
25. Mount GJ. A new paradigm for operative dentistry. J Conserv Dent JCD. 2008;11(1):3-10.
26. Opdam N, Frankenberger R, Magne P. From 'Direct Versus Indirect' Toward an Integrated Restorative Concept in the Posterior Dentition | Operative Dentistry. 2016.
27. Ghulman MA. Effect of Cavity Configuration (C Factor) on the Marginal Adaptation of Low-Shrinking Composite: A Comparative Ex Vivo Study. Int J Dent. 2011;2011:159749.
28. Toledano C. Principes de préparation des restaurations postérieures partielles collées. 2017.
29. March PD. L'Information Dentaire. 2021. Dentisterie adhésive : rétrospective et perspectives.
30. Alex G. Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry? Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ 1995. janv 2015;36(1):15-26; quiz 28, 40.
31. Rosa WL de O da, Piva E, Silva AF da. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. J Dent. 1 juill 2015;43(7):765-76.
32. Cuevas-Suárez CE, da Rosa WL de O, Lund RG, da Silva AF, Piva E. Bonding Performance of Universal Adhesives: An Updated Systematic Review and Meta-Analysis. J Adhes Dent. 2019;21(1):7-26.
33. France U. Préparation des tissus dentaires pour les procédures adhésives. 2021.
34. Bazos P, Magne P. Bio-Emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histoanatomic approach; visual synthesis. Int J Esthet Dent. 2014;9(3):330-52.
35. Magne P, Belser U. Dentisterie restauratrice biomimétique. 2 volumes : Volume 1, Principes fondamentaux et procédures cliniques de base ; Volume 2, Procédures cliniques avancées et maintenance. 2022.
36. Tirlet G, Attal JP. Le gradient thérapeutique un concept médical pour les traitements esthétiques. Info Dent. 1 janv 2009;41:2561-8.
37. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. J Endod. nov 1989;15(11):512-6.
38. Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. juill 2013;29(7):742-51.
39. Tirlet G. L'Information Dentaire. 2019. Préparations contemporaines pour overlays.
40. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. juill 2004;20(6):579-85.
41. Milicich G. The compression dome concept: the restorative implications. Gen Dent. 2017;65(5):55-60.
42. Mount GJ, Hume WR. Préservation et restauration de la structure dentaire. De Boeck Supérieur; 2002. 280 p.
43. Carvalho R, Santiago S, Fernandes CA, Suh B, Pashley D. Effect of prism orientation on tensile strength of enamel. J Adhes Dent. 1 janv 2000;2:251-7.
44. Madfa A, Yue XG. Dental prostheses mimic the natural enamel behavior under functional loading: A review article. Jpn Dent Sci Rev. 1 sept 2015;52:2-13.
45. Rahbar N, Soboyejo WO. Design of functionally graded dental multilayers. Fatigue Fract Eng Mater Struct. 1 nov 2011;34(11):887-97.
46. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. J Prosthet Dent. janv 1999;81(1):23-32.
47. Remadi A. Les nouveaux matériaux de restauration relargant du fluor : caractérisation de leurs propriétés mécaniques et de leur potentialité clinique. 30 juin 2020;77.
48. Barakat W. Les restaurations postérieures partielles indirectes collées : choix du matériau. 10 mars 2020;51.

49. Huang M, Wang R, Thompson V, Rekow D, Soboyejo WO. Bioinspired design of dental multilayers. *J Mater Sci Mater Med.* janv 2007;18(1):57-64.
50. Ighodaro OL, Okoli OI. Fracture Toughness Enhancement for Alumina Systems: A Review. *Int J Appl Ceram Technol.* 2008;5(3):313-23.
51. Zhang Y. Overview: Damage resistance of graded ceramic restorative materials. *J Eur Ceram Soc.* 1 août 2012;32(11):2623-32.
52. Mainjot A. Recent advances in composite CAD/CAM blocks. *Int J Esthet Dent.* 2016;11(2):275-80.
53. Facenda JC, Borba M, Corazza PH. A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* juill 2018;30(4):281-6.
54. Qasim SSB, Zafar MS, Niazi FH, Alshahwan M, Omar H, Daood U. Functionally graded biomimetic biomaterials in dentistry: an evidence-based update. *J Biomater Sci Polym Ed.* juin 2020;31(9):1144-62.
55. Suresh S. Graded materials for resistance to contact deformation and damage. *Science.* 29 juin 2001;292(5526):2447-51.
56. Al-Maqtari AA, Razak AAA, Hamdi M. 3D Finite element analysis of functionally graded multilayered dental ceramic cores. *Dent Mater J.* 2014;33(4):458-65.
57. Ren L, Zhang Y. Sliding contact fracture of dental ceramics: Principles and validation. *Acta Biomater.* juill 2014;10(7):3243-53.
58. Mahmoudi M, Saidi AR, Hashemipour MA, Amini P. The use of functionally graded dental crowns to improve biocompatibility: a finite element analysis. *Comput Methods Biomed Engin.* 25 janv 2018;21(2):161-8.
59. Mahmoudi M, Saidi AR, Amini P, Hashemipour MA. Influence of inhomogeneous dental posts on stress distribution in tooth root and interfaces: Three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* déc 2017;118(6):742-51.
60. Niu X, Rahbar N, Farias S, Soboyejo W. Bio-inspired design of dental multilayers: experiments and model. *J Mech Behav Biomed Mater.* déc 2009;2(6):596-602.
61. Eldafrwy M, Nguyen JF, Mainjot A, Sadoun M. A Functionally Graded PICN Material for Biomimetic CAD-CAM Blocks. *J Dent Res.* 5 juill 2018;97:002203451878536.
62. Chai H, Mieleszko AJ, Chu SJ, Zhang Y. Using glass-graded zirconia to increase delamination growth resistance in porcelain/zirconia dental structures. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* janv 2018;34(1):e8-14.
63. Zhang Y, Kim JW. Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 1 juin 2009;25(6):781-90.
64. Zhang Y, Kim JW. Graded Zirconia Glass for Resistance to Veneer Fracture. *J Dent Res.* 1 oct 2010;89(10):1057-62.
65. Romario YS, Bhat C, Ramezani M, Pasang T, Chen Z, Jiang CP. Fabrication of Translucent Graded Dental Crown Using Zirconia-Yttrium Multi-Slurry Tape Casting 3d Printer. Rochester, NY; 2024.
66. Abdulsamee N. Future Opportunities in Zirconia Applications in Dentistry:Functionally Graded Concept. Review. 1 janv 2020;
67. Bakar W, Basri S, Jamaludin S, Sajjad A. Functionally Graded Materials: An Overview of Dental Applications. *World J Dent.* 1 mars 2018;9:137-44.
68. Ramesh M, Karthik A, James DJD, Pandiyan GK. Functionally graded materials: review on manufacturing by Liquid and gas based techniques. *Mater Res Express.* août 2023;10(8):085305.
69. Chen YH, Ma J, Li T. A functional gradient ceramic monomorph actuator fabricated using electrophoretic deposition. *Ceram Int.* 1 janv 2004;30(5):683-7.
70. Impression 3D par Stéréolithographie [Internet]. [cité 27 févr 2024]. Disponible sur: <https://www.3dprint.fr/prototypage/impression-3d-par-stereolithographie-sla/>
71. Sai Charan M, Naik AK, Kota N, Laha T, Roy S. Review on developments of bulk functionally graded composite materials. *Int Mater Rev.* 17 nov 2022;67(8):797-863.
72. Saleh B, Jiang J, Fathi R, Al-hababi T, Xu Q, Wang L, et al. 30 Years of functionally graded materials: An overview of manufacturing methods, Applications and Future

- Challenges. Compos Part B Eng. 15 nov 2020;201:108376.
- 73. Tsukada G, Sueyoshi H, Kamibayashi H, Tokuda M, Torii M. Bending strength of zirconia/porcelain functionally graded materials prepared using spark plasma sintering. J Dent. 1 déc 2014;42(12):1569-76.
 - 74. Abu Kasim NH, Madfa AA, Hamdi M, Rahbari GR. 3D-FE analysis of functionally graded structured dental posts. Dent Mater J. 2011;30(6):869-80.
 - 75. Mehrali M, Shirazi FS, Mehrali M, Metselaar HSC, Kadri NAB, Osman NAA. Dental implants from functionally graded materials. J Biomed Mater Res A. oct 2013;101(10):3046-57.
 - 76. Ouldyerou A, Mehboob H, Merdji A, Aminallah L, Mehboob A, Mukdadi OM. Biomechanical analysis of printable functionally graded material (FGM) dental implants for different bone densities. Comput Biol Med. 1 nov 2022;150:106111.
 - 77. Fouquet V, Larsen N, Stchepinsky AC, Vennat E, Benoit A, Tapie L. A parametrical finite element analysis for functionally graded material overlay restoration. J Mech Behav Biomed Mater. 1 avr 2024;152:106409.

N°2024 LYO1D 024

Zoppardo Timothée - L'apport des biomatériaux à gradient fonctionnel dans l'approche biomimétique des restaurations partielles collées

Résumé : L'intérêt pour la conservation et l'imitation de l'organe dentaire s'est considérablement accru avec l'avènement des techniques adhésives et des composites. De par des connaissances histologiques plus approfondies ainsi que des technologies qui n'ont cessé de s'améliorer, ont émergé les fondements de l'approche biomimétique en dentisterie.

Le biomimétisme vise à reproduire le vivant. Appliqué en dentisterie, il correspond à l'utilisation de techniques et matériaux qui imitent les caractéristiques biologiques, esthétiques et fonctionnelles de l'email, de la dentine et des tissus environnants.

Au cœur de cette approche biomimétique se développent des biomatériaux à gradient fonctionnel, dont les propriétés varient de manière graduée à travers leur épaisseur ou leur composition. Leur utilisation dans les restaurations partielles collées représenterait une avancée significative permettant une adaptation plus étroite aux conditions anatomiques et fonctionnelles de la dent naturelle, tout en favorisant sa préservation maximale.

Nous débuterons par la description de l'histologie dentaire permettant la compréhension des propriétés biomécaniques, essentielle à la conception de restaurations dentaires durables et fonctionnelles. Avant d'explorer les restaurations à gradient fonctionnel et leur potentiel novateur, nous reviendrons sur l'évolution des paradigmes en dentisterie vers les principes biomimétiques.

Mots clés : Biomatériaux, gradient fonctionnel, FGM, biomimétisme, restaurations partielles collées, préservation tissulaire

Jury:

Présidente
Assesseurs

Pr GROSGOGEAT Brigitte
Pr VILLAT Cyril
Pr JEANNIN Christophe
Dr BARBIER Pauline
Dr GUILLET Marie

Adresse de l'auteur : Timothée ZOPPARDO
173 Impasse Freydane
38190, Bernin