

UNIVERSITE DE STRASBOURG

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2018

N°13

THESE

Présentée pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Le 27 Février 2018

Par

PIGNON Laura

Née le 17 Janvier 1991 à Schiltigheim

**APPROCHE BIOMIMETIQUE DE LA REHABILITATION DE LA DENT DEPULPEE :
CHOIX DU MATERIAU DE SUBSTITUTION DENTINAIRE
PAR LA METHODE DES ELEMENTS FINIS**

Président : Professeur MEYER Florent
Assesseurs : Professeur TADDEI-GROSS Corinne
Docteur ETIENNE Olivier
Docteur HEICHELBECH Frédéric
Membre invité : Professeur PELLETIER Hervé

A notre président de thèse,

Monsieur le Professeur Florent MEYER

Docteur en Chirurgie Dentaire

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Département d'Odontologie Conservatrice – Endodontie

Vice-doyen chargé des enseignements et de la formation continue

Faculté de Chirurgie Dentaire de Strasbourg

Vous nous avez fait le grand honneur d'accepter la présidence de notre thèse.

Nous vous remercions de votre confiance et de l'intérêt que vous avez bien voulu porter à notre travail. Nous avons apprécié la qualité de votre enseignement ainsi que l'attention que vous portez aux étudiants.

Veillez trouver en ce travail l'expression de notre plus sincère reconnaissance et de notre profond respect.

A notre juge,

Madame le Professeur Corinne TADDEI-GROSS,

Docteur en Chirurgie-Dentaire

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Département de Prothèse

Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Strasbourg

Nous vous remercions infiniment de l'honneur que vous nous faites en acceptant de siéger dans notre jury de thèse et d'apporter vos connaissances à la critique de notre travail.

Veillez trouver ici l'expression de notre profond respect pour votre encadrement et la qualité de votre enseignement tout au long de nos années universitaires.

Que ce travail vous assure de nos sincères remerciements et de notre profonde considération.

A notre directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Olivier ETIENNE

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités
Praticien Hospitalier à temps partiel
Responsable de la sous-section Prothèse
Faculté de Chirurgie Dentaire de Strasbourg

Nous sommes très sensibles à l'honneur que vous nous avez fait en acceptant la direction cette thèse.

*Nous vous remercions sincèrement pour vos conseils, votre disponibilité et votre engagement au cours de l'élaboration de ce travail.
Soyez également remercié pour la grande qualité de votre enseignement clinique et théorique et votre rigueur.*

Veillez trouver, à travers cette étude, l'expression de notre plus grande admiration et de notre plus grand respect. Nous sommes fiers d'avoir travaillé avec vous et de soutenir cette thèse.

A notre directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Frédéric HEICHELBECH

Docteur en Chirurgie Dentaire
Assistant hospitalo-universitaire
Département de Prothèse
Faculté de Chirurgie Dentaire de Strasbourg

Nous vous sommes infiniment reconnaissants d'avoir accepté de diriger cette thèse.

*Nous vous remercions vivement de votre aide et de votre soutien. Vous avez toujours su être présent en prenant le temps de nous accorder votre attention.
Merci pour la très grande disponibilité et la patience dont vous avez fait preuve durant toute l'élaboration de ce travail.*

Soyez assuré de l'expression de notre profond respect.

A notre juge,

Monsieur le Professeur Hervé PELLETIER

Professeur des Universités

Directeur du Département Mécanique à l'INSA de Strasbourg

Votre présence parmi les membres du jury nous honore.

Nous vous remercions pour votre investissement, votre sympathie et votre disponibilité tout au long de ce travail. Nous vous sommes vivement reconnaissants de l'intérêt que vous avez porté à cette étude.

Soyez assuré de l'expression de notre plus grand respect et le témoignage de notre sincère reconnaissance.

A mes parents, qui ont toujours cru en moi et m'ont fait confiance au travers de mon parcours personnel et professionnel, même dans les moments où je doutais de moi. C'est grâce à votre soutien sans faille que j'en suis arrivée jusque-là. Je ne vous remercierais jamais assez de tout ce que vous avez fait pour moi et de tout ce que j'ai pu vivre grâce à vous.

A ma grande sœur, avec qui je suis si heureuse de pouvoir partager autant de choses maintenant que nous sommes enfin à nouveau réunies dans la même ville. Merci pour ton écoute et tes conseils.

A mon beau-frère, qui sait toujours me redonner le sourire.

A mon neveu Hugo et à ma nièce Léna, qui sont un bonheur au quotidien.

A ma tante, sur qui je peux toujours compter et qui sait m'accorder une oreille attentive.

A ma grand-mère, qui ne manque pas de m'encourager. Ton parcours personnel et professionnel est un bel exemple de force et de courage.

A mes grands-parents maternels, qui, de là-haut, doivent être très fiers de moi.

A tout le reste de ma famille, qui a pu être présente aujourd'hui pour me soutenir.

A tous mes amis, qui m'ont tous, à leur façon, aidée à grandir et m'épanouir, et sur qui je peux compter quoi qu'il arrive. J'ai tellement de chance de vous avoir !

A mes dentaires chéris, Alexandra, Claire, David, Léo, Maxime et Nico. Moi qui suis arrivée à la fac avec des amis que je pouvais compter sur les doigts d'une main, j'en suis partie avec plus du double ! Merci de m'avoir fait vivre ces si belles années, qui, j'en suis persuadée, ne font que commencer.

A Hélène, pour tous les souvenirs que nous avons vécu au Vietnam. Cette expérience qui nous a rapprochées restera à jamais gravée dans ma mémoire et je suis fière de l'avoir vécu avec toi !

A tous mes amis de promo, Hélène, Charly, Guy-Marcel et tous les autres pour tous ces moments de joie partagés.

A mon groupe « Saint Raph », Laura, Morgane, Loup, Kimi, Ugo et Flo, avec qui tous les moments partagés ne sont que joie et éclats de rire.

Mention particulière à **Laura**, ma meilleure et (désolée) plus vieille amie. Merci pour ta présence et tes précieux conseils malgré la distance.

A Pauline et Justine, mes copines de lycée, de qui je suis de plus en plus proches. Merci d'être toujours là pour moi.

A Perrine, avec qui j'entretiens une relation si particulière depuis que nous sommes toutes petites. Même si nous nous voyons peu, rien ne change depuis maintenant 20 ans !

A Simine, qui m'a fait découvrir ce métier sous son plus beau jour et qui m'a donné l'envie d'en faire le mien. Merci pour ta confiance et tes conseils lors de notre collaboration dont je garde un souvenir chaleureux.

A mes collègues, Pascale, Marie-Catherine, Estelle, Jessica et Marilyn. Vous m'avez permis de trouver de l'assurance et de la confiance en moi. Merci pour votre bonne humeur et vos conseils, qui me permettent d'appréhender ma profession avec sérénité.

UNIVERSITE DE STRASBOURG

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2018

N°13

THESE

Présentée pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Le 27 Février 2018

Par

PIGNON Laura

Née le 17 Janvier 1991 à Schiltigheim

**APPROCHE BIOMIMETIQUE DE LA REHABILITATION DE LA DENT DEPULPEE :
CHOIX DU MATERIAU DE SUBSTITUTION DENTINAIRE
PAR LA METHODE DES ELEMENTS FINIS**

Président : Professeur MEYER Florent
Assesseurs : Professeur TADDEI-GROSS Corinne
Docteur ETIENNE Olivier
Docteur HEICHELBECH Frédéric
Membre invité : Professeur PELLETIER Hervé

TABLE DES MATIERES

TABLE DES FIGURES	5
TABLE DES ILLUSTRATIONS.....	7
INTRODUCTION.....	9
PROBLEMATIQUE.....	11
PARTIE I : RESTAURATION DE LA DENT DEPULPEE : APPROCHE BIOMIMETIQUE ..	13
I. LES MODIFICATIONS DE LA DENT DEPULPEE : ENTRE IDEES REÇUES ET REALITES CLINIQUES	14
A. Modification des tissus durs	14
B. Modifications neuro-sensorielles	15
C. La perte de substance dentaire : la véritable cause de fragilisation de la dent dépulpée.....	15
1. La perte de substance dentaire liée à la carie et au traitement endodontique	16
2. La perte de substance dentaire liée à la préparation d'un logement canalaire	17
II. RESTAURATION BIOMIMETIQUE DE LA DENT DEPULPEE	19
A. L'approche biomimétique : généralités.....	19
B. Les restaurations partielles collées	20
1. Définitions.....	20
2. Indications des restaurations partielles collées	24
3. Contre-indications des restaurations partielles collées	26
4. Choix du type de restauration	28
5. Avantages et inconvénients des restaurations partielles collées	29
6. Taux de survie clinique	30
C. Les matériaux de substitution dentinaire	31
1. Définition.....	31
2. Objectifs.....	32
3. Classification des matériaux de substitution dentinaire	32
3.1. Les résines composites.....	33
3.1.1. Définition.....	33
3.1.2. Classification des composites	34
a) Les composites fluides.....	34
b) Les composites de restauration	34
c) Les composites Bulk Fill.....	34
d) Les composites de restauration corono-radulaire	35
3.2. Les ciments verres ionomères.....	35
3.3. Les ciments à base de silicate tricalcique.....	35
4. Avantages et inconvénients des différents substituts dentinaires	36
5. Stratégies de mise en place.....	38
5.1. Utilisation d'un composite fluide	38
5.2. Utilisation d'un composite de restauration	38
5.3. Utilisation d'un composite fluide et d'un composite de restauration	39
5.4. Utilisation d'un composite Bulk Fill ou d'un composite de restauration corono-radulaire de type Dual.....	39

PARTIE II : NANOINDENTATION	40
I. LES MATERIAUX DE SUBSTITUTION SELECTIONNES	41
A. Présentations des différents matériaux sélectionnés.....	41
1. Des composites fluides	41
2. Des composites de restauration.....	43
3. Des composites de reconstitution corono-radicaire	44
4. Un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine.....	45
B. Propriétés physiques des échantillons	47
II. MATERIELS ET METHODES	48
A. Réalisation des échantillons.....	48
B. Le test d'indentation : principe de mesure.....	50
III. RESULTATS ET DISCUSSION.....	55
A. Résultats.....	55
B. Comparaison avec les données de la littérature.....	60
C. Discussion	61
D. Conclusion.....	62
PARTIE III : LA METHODE DES ELEMENTS FINIS	63
I. GENERALITES	64
II. LE CBCT (CONE BEAM COMPUTERIZED TOMOGRAPHY)	64
A. Définition.....	64
B. Principe.....	65
III. LA METHODE DES ELEMENTS FINIS.....	65
A. Le maillage	65
1. Élément à 1 dimension.....	66
2. Éléments à 2 dimensions	66
3. Éléments à 3 dimensions	67
4. Propriétés des éléments	68
4.1. Coefficient de Poisson	68
4.2. Module de Young.....	69
B. Contraintes normales et contraintes de cisaillement	70
1. Définitions.....	71
2. Contraintes	72
C. Contraintes équivalentes de Von Mises	73
D. Imposition des conditions aux limites	73
E. Calcul.....	73
1. Pré-traitement	74
2. Calcul.....	74
3. Post-traitement	74
IV. MATERIELS ET METHODES.....	74
A. Modèle étudié	74
B. Numérisation de la molaire	75
C. Préparation de la cavité d'accès	76
D. Isolation de l'émail et de la dentine	77
E. Modélisation en éléments finis	78
1. Du fichier .STL au fichier .IGES	78
2. Du fichier .IGES au fichier .BDF.....	79
2.1. Modélisations des différents solides.....	79
2.1.1. Création du solide « overlay »	80
2.1.2. Création du solide « substitut dentinaire ».....	80
2.1.3. Création du solide « colle »	81
2.1.4. Création des solides « émail » et « dentine »	81

2.2.	Modélisation en éléments finis	82
2.2.1.	Maillage des solides	82
2.2.2.	Caractéristiques mécaniques des solides.....	83
3.	Le solveur	84
3.1.	Préparation des calculs : applications des conditions limites.....	85
3.1.2.	Fixation du modèle	85
3.1.3.	La force occlusale	86
3.2.	Lancement des calculs.....	86
V.	RESULTATS ET DISCUSSION.....	87
A.	Résultats.....	87
1.	Introduction	87
2.	Les paramètres étudiés.....	87
2.1.	Les substituts dentinaires.....	87
2.2.	L'overlay	87
2.3.	La colle	88
2.4.	L'émail et dentine	88
3.	Echelle.....	88
4.	Résultats.....	89
4.1.	Etude d'une coupe longitudinale du modèle selon les contraintes de Von Mises 90	
4.2.	Etude de la colle en vue occlusale selon les contraintes de Von Mises.....	96
4.3.	Etude de la colle en vue occlusale selon les contraintes de traction selon Z...	100
4.4.	Conclusions	103
B.	Discussion	105
C.	Données de la littérature.....	106
	CONCLUSIONS.....	107
	ANNEXES.....	110
	REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	117

TABLE DES FIGURES

Figure I – 1 : Perte de résistance.....	16
Figure I – 2 : Perforations liées à l'alésage canalaire.....	18
Figure I – 3 : Déviation de l'axe de forage.....	18
Figure I – 4 : Inlay et onlay.....	21
Figure I – 5 : Overlay.....	21
Figure I – 6 : Inlay, onlay et overlay.....	22
Figure I – 7 : Endocouronne.....	23
Figure I – 8 : Facette.....	23
Figure I – 9 : Veneerlay.....	23
Figure I – 10 : Exemples de mise en place de substitut dentinaire.....	38
Figure II – 1 : Echantillon de dent pulpée.....	48
Figure II – 2 : Echantillons avant mise en place dans le nanoindenteur.....	49
Figure II – 3 : Nanoindenteur Nanoindenter® XP (Agilent – MTS XP).....	50
Figure II – 4 : Schéma du nanoindenteur XP.....	50
Figure II – 5 : Nanoindenteur XP.....	51
Figure II – 6 : Représentation schématique d'une empreinte d'indentation.....	51
Figure II – 7 : Courbe de charge - décharge en fonction du temps.....	51
Figure II – 8 : Courbe charge – déplacement d'un matériau quelconque.....	52
Figure II – 9 : Courbe de charge - déplacement de la silice fondue (SiO ₂).....	52
Figure II – 10 : Exemple de courbe représentant les résultats pour l'échantillon numéro 6 (SDR® de Densply).....	54
Figure II – 11 : Résultats graphiques des tests de nanoindentation.....	56
Annexe II – 1 : Courbes représentant les résultats de nanoindentation pour les différents échantillons.....	110
Figure III – 1 : Les différents constituants d'un maillage.....	66
Figure III – 2 : Éléments finis à 1 dimension.....	66
Figure III – 3 : Éléments finis à 2 dimensions.....	66
Figure III – 4 : Éléments finis à 3 dimensions.....	67

Figure III – 5 : Exemples d'éléments finis.....	67
Figure III – 6 : Coefficient de Poisson.....	69
Figure III – 7 : Diagramme contrainte – déformation.....	70
Figure III – 8 : Déformation des matériaux selon une contrainte.....	71
Figure III – 9 : Élément fini à 3 dimensions.....	72
Figure III – 10 : Modèle étudié.....	74
Figure III – 11 : Cone beam.....	75
Figure III – 12 : Lecture des acquisitions.....	76
Figure III – 13 : Cavité d'accès.....	76
Figure III – 14 : Méthode de seuillage.....	77
Figure III – 15 : Lecture des acquisitions après réalisation de la cavité d'accès.....	77
Figure III – 16 : Fichiers .STL.....	78
Figure III – 17 : Fichiers « email » et « dentine » au format .IGES.....	79
Figure III – 18 : Modèle « dent entière » au format .IGES.....	79
Figure III – 19 : Solide « overlay ».....	80
Figure III – 20 : Solide « substitut dentinaire »	80
Figure III – 21 : Solide « colle ».....	81
Figure III – 22 : Solides « email » et « dentine ».....	81
Figure III – 23 : Élément fini tétraédrique de catégorie « Tet4 ».....	82
Figure III – 24 : Le modèle au format .BDS.....	84
Figure III – 25 : Fixation du modèle.....	85
Figure III – 26 : Contact tripodique.....	86

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Tableau I – 1 : Classification SiSta.....	25
Tableau I – 2 : Choix du type de restauration.....	28
Tableau I – 3 : Substituts dentinaires.....	33
Tableau I – 4 : Avantages et inconvénients des différents substituts dentinaires.....	37
Tableau II – 1 : Propriétés physiques des matériaux de substitution dentinaire étudiés.....	47
Tableau II – 2 : Numérotation des échantillons testés.....	49
Tableau II – 3 : Exemple de résultats de nanoindentation pour l'échantillon numéro 6 (SDR® de Densply).....	54
Tableau II – 4 : Résultats numériques des tests de nanoindentation.....	55
Tableau II – 5 : Test d'homogénéité des variances.....	57
Tableau II – 6 : Test de Kruskal-Wallis.....	57
Tableau II – 7 : Test de Kruskal-Wallis.....	58
Tableau II – 8 : Données de la littérature.....	60
Tableau III – 1 : Nombre d'éléments finis par solide.....	82
Tableau III – 2 : Caractéristiques mécaniques des solides.....	84
Tableau III – 3 : Contraintes de Von Mises à 162 N.....	90
Tableau III – 4 : Contraintes de Von Mises à 800 N.....	91
Tableau III – 5 : Valeurs maximales des contraintes de Von Mises dans l'overlay (en MPa).....	92
Tableau III – 6 : Comparaison des contraintes de Von Mises dans l'overlay.....	92
Tableau III – 7 : Valeurs maximales des contraintes de Von Mises dans le substitut dentinaire (en MPa).....	93
Tableau III – 8 : Comparaison des contraintes de Von Mises dans le substitut dentinaire.....	93
Tableau III – 9 : Valeurs maximales des contraintes de Von Mises dans les tissus dentaires (émail et dentine) (en MPa).....	94
Tableau III – 10 : Comparaison des contraintes de Von Mises dans les tissus dentaires (émail et dentine).....	94

Tableau III – 11 : Contraintes de Von Mises à 162 N.....	96
Tableau III – 12 : Contraintes de Von Mises à 800 N.....	97
Tableau III – 13 : Valeurs maximales des contraintes de Von mises dans la colle (en MPa).....	98
Tableau III – 14 : Comparaison des contraintes de Von Mises dans la colle.....	99
Tableau III – 15 : Contraintes de traction à 162 N.....	100
Tableau III – 16 : Contraintes de traction à 800 N.....	101
Tableau III – 17 : Valeurs maximales de la force de traction dans la colle (en MPa..	102
Tableau III – 18 : Comparaison des contraintes de traction dans la colle.....	103
Annexe III – 1 : Coupe longitudinale du modèle : contraintes de Von Mises à 162 N.....	111
Annexe III – 2 : Coupe longitudinale du modèle : contraintes de Von Mises à 800 N.....	112
Annexe III – 3 : Vue occlusale de la colle : contraintes de Von Mises à 162 N.....	113
Annexe III – 4 : Vue occlusale de la colle : contraintes de Von Mises à 800 N.....	114
Annexe III – 5 : Vue occlusale de la colle : contraintes de traction selon Z à 162 N..	115
Annexe III – 6 : Vue occlusale de la colle : contraintes de traction selon Z à 800 N..	116

INTRODUCTION

L'un des 4 principes fondamentaux d'Hippocrate était : « Primum non nocere » (« D'abord ne pas nuire »). Cette devise s'applique en odontologie restauratrice car, après une destruction carieuse importante, les tissus dentaires n'ont pas de capacités de régénération.

La restauration de la dent dépulpée est un acte auquel l'omnipraticien est quotidiennement confronté et qui semble parfaitement maîtrisé.

Cependant, l'évolution des connaissances sur les caractéristiques physiologiques, histologiques et biomécaniques de la dent dépulpée ainsi que l'amélioration des biomatériaux et des techniques adhésives ont entraîné un changement de paradigme en ce qui concerne l'approche thérapeutique, en préservant au maximum les tissus dentaires résiduels [1-3].

Tandis que les techniques avec ancrages radiculaires et couronnes périphériques scellées impliquent des principes essentiellement biomécaniques en entraînant trop souvent la perte de tissus dentaires encore sains, les techniques adhésives s'appuient sur une approche biomimétique, bien plus respectueuse du principe d'économie tissulaire [2, 4].

Il n'est plus nécessaire de mutiler des dents afin d'adapter les tissus à une technique de restauration. Au contraire, cette dernière devrait plutôt s'adapter aux tissus résiduels.

Ces méthodes contemporaines semblent aujourd'hui être en mesure de couvrir la majeure partie des indications classiques, à savoir la restitution de la forme et de la fonction de dents fortement délabrées, pulpées comme dépulpées, et d'en assurer leur pérennité, tout en tentant de conserver un maximum de tissus dentaires [2, 4, 5].

Ces techniques adhésives basées sur le principe de dentisterie *a minima* sont, entre autres, représentées par les restaurations partielles collées, parmi lesquelles sont retrouvés, en fonction de la perte de substance : les inlays/onlays, les overlays et les endocouronnes [6].

La réalisation de telles restaurations sur dents dépulpées doit être précédée de la mise en place d'un matériau de substitution dentinaire servant notamment à amortir les

contraintes, à protéger l'obturation endodontique, et à simplifier les contours de la préparation en comblant les contre-dépouilles.

Il existe de nombreux matériaux de substitution dentinaire, notamment les résines composites et les ciments verres ionomères. Chacun d'entre eux présente des comportements biomécaniques qui leur sont propres.

Face à cette variété de matériaux, il est difficile pour le praticien de déterminer celui qui présente la meilleure indication.

Le comportement mécanique des substituts dentinaires étant complexe à évaluer cliniquement, il est possible de faire appel à des techniques informatiques. Celles-ci permettent la simulation mathématique, par ordinateur, des forces de mastication afin d'analyser ces différents matériaux et, ainsi, de pouvoir les comparer.

Ce travail, réalisé en partenariat avec l'Institut National des Sciences Appliquées (INSA) et l'Institut Charles Sadron (ICS) de Strasbourg, a pour objectif de calculer, grâce à une première étude par nanoindentation, le module de Young de différents matériaux sélectionnés pour leur représentativité dans les indications cliniques de substitution dentinaire.

La méthode des éléments finis permet ensuite d'analyser les déformations, les contraintes et les mouvements que subissent ces matériaux et les autres composants de la dent restaurée, lors de la mastication.

Cette approche mathématique est largement utilisée dans de nombreux domaines tels que l'aéronautique, l'ingénierie et le domaine médical. Elle permet de calculer numériquement le comportement mécanique d'objets complexes.

L'objectif de cette seconde étude est de distinguer le ou les matériaux de substitution dentinaire susceptibles de présenter le meilleur comportement biomécanique, dans le cadre de la restauration d'une dent dépulpée par un overlay.

PROBLEMATIQUE

De nombreux praticiens ont encore l'idée reçue que la dent dépulpée est fragilisée par le traitement endodontique et que le seul moyen de la renforcer est de la préparer afin de réaliser un ancrage corono-radiculaire et une couronne périphérique.

Toutefois, devant les progrès considérables de l'adhésion et des biomatériaux, les indications pour la couronne périphérique devraient actuellement se limiter au remplacement d'anciennes couronnes déficientes et aux dents dont la quantité tissulaire résiduelle est insuffisante pour un collage fiable [2].

Les dents dépulpées peuvent notamment être restaurées par une restauration de type overlay. En effet, l'émail et la dentine ont un comportement très différent, notamment en ce qui concerne leur module de Young (environ 80 GPa pour l'émail et 18 GPa pour la dentine). C'est cette différence d'élasticité que l'overlay tente de mimer, avec un substitut dentinaire qui restitue le noyau dentinaire et un matériau céramique ou polymère qui reconstruit la coque amélaire.

Au-delà des impératifs cliniques liés à la mise en œuvre des matériaux de substitution dentinaire, aucun consensus clair, notamment sur leurs impacts mécaniques, ne semble se dégager concernant leur choix pour cette application particulière.

De plus, certains articles penchent plutôt en faveur des composites usinés dans le cas de la restauration partielle sur dent dépulpée postérieure [7, 8].

De ce fait, certaines interrogations demeurent :

- comment les matériaux de substitution dentinaire se comportent-ils face aux contraintes occlusales dans le cadre d'une reconstitution partielle collée ?
- lesquels de ces matériaux, de par leurs propriétés mécaniques, semblent les mieux adaptés ?
- comment se répartissent les contraintes dans le cas d'un overlay en composite par rapport à un overlay en céramique ?
- quel est le comportement de la colle, face à ces différents matériaux ?

Cette étude porte sur une préparation de type overlay, dans le cadre d'une molaire dépulpée dont la chambre pulpaire est reconstruite selon une technique de « sandwich fermé ». Les différents composants de la dent sont recréés : à savoir : les différents matériaux de substitution dentinaire étudiés, l'overlay, la colle, l'émail et la dentine.

Afin de comparer les contraintes entre une restauration par overlay en céramique et en composite, deux matériaux sont sélectionnés :

- une céramique IPS e.max® (Ivoclar Vivadent),
- un composite renforcé usiné, le CERAMSART™ (GC).

L'étude s'intéresse au comportement mécanique de ces différents éléments et confronte entre eux les résultats obtenus.

**PARTIE I : RESTAURATION DE LA DENT DEPULPEE :
APPROCHE BIOMIMETIQUE**



I. LES MODIFICATIONS DE LA DENT DEPULPEE : ENTRE IDEES REÇUES ET REALITES CLINIQUES

Le traitement de la dent dépulpée est un acte auquel l'omnipraticien doit faire face au quotidien. Les transformations induites par la dépulpation sont d'ordre moléculaire, cellulaire, tissulaire et structurel [9]. Elles vont avoir des conséquences sur la résistance mécanique de la dent et ses capacités de défense. Elles peuvent également être à l'origine de dyschromies, ou encore générer un comportement différent de celui de la dent pulpée face aux matériaux et aux techniques de restauration.

La compréhension des modifications de la dent dépulpée permet de guider le praticien dans le choix du type de restauration le plus adapté afin d'en assurer sa pérennité.

La dent dépulpée est vue par de nombreux praticiens comme une dent affaiblie [10]. Cette idée reçue encourage encore trop souvent sa restauration par une couronne périphérique associée à un ancrage radiculaire.

Cette option thérapeutique, basée sur des concepts essentiellement mécanistes, ne tient pas compte des tissus sains restants et est donc souvent à l'origine d'une perte tissulaire excessive.

Pourtant, il est aujourd'hui admis que la dent dépulpée n'est, en soi, pas plus fragile que la dent pulpée [11].

A. Modification des tissus durs

Deux facteurs seraient, entre autres, à l'origine de l'idée reçue de la fragilisation de la dent dépulpée :

- la déshydratation de la dentine liée à la mise en forme canalaire,
- les altérations de structure dues au caractère agressif de certains produits endodontiques.

La déshydratation de la dentine liée à la mise en forme canalaire.

Il s'avère en fait que la perte d'eau n'excède pas 9% dans le tissu calcifié [12]. La différence d'hydratation entre une dent pulpée et une dent dépulpée est donc insignifiante et n'influe pas sur la résistance de la dentine.

Il n'a pas été démontré de diminution significative de la résistance à la traction et à la compression de la dentine [13], ni de modification de son module d'élasticité et de sa dureté [14].

Les altérations de structure dues au caractère agressif des produits endodontiques.

Des études *in vitro* ont effectivement montré qu'une exposition prolongée de la dentine à une concentration élevée d'hypochlorite de sodium réduirait ses propriétés mécaniques. De plus, l'utilisation répétée de l'hydroxyde de calcium diminuerait significativement la résistance mécanique de la dentine.

Toutefois, la déshydratation de la dent dépulpée tout comme les effets néfastes des produits endodontiques ne sont pas assez significatifs pour expliquer à eux seuls une fragilisation de la dent dépulpée [15-18].

Ainsi, la dentine d'une dent dépulpée n'est pas plus fragile que celle d'une dent pulpée.

B. Modifications neuro-sensorielles

La dent, une fois dépulpée, perd son contrôle neuro-sensoriel de protection, ce qui entraîne la diminution de sa sensibilité proprioceptive [19]. Elle subirait ainsi de plus fortes charges occlusales que les dents pulpées, mais, il s'avère en fait que les conséquences cliniques restent négligeables [20].

C. La perte de substance dentaire : la véritable cause de fragilisation de la dent dépulpée

La différence de résistance entre une dent pulpée et une dent dépulpée réside dans la perte de substance.

La perte de tissus dentaires de la dent dépulpée est tout d'abord due à l'origine de sa dépulpe, qui peut être carieuse ou traumatique.

Elle est également liée à son traitement endodontique, comportant la réalisation d'une cavité d'accès, nécessaire à la mise en forme canalaire.

De plus, cette perte tissulaire va s'accroître avec la restauration de la dent dépulpée, notamment si elle est restaurée par une couronne périphérique et un ancrage

radiculaire. En effet, ce type de restauration doit obéir à des principes mécaniques, entraînant une perte de substance supplémentaire.

1. La perte de substance dentaire liée à la carie et au traitement endodontique

La fragilisation d'une dent est directement liée à la perte de substance. Cette baisse de résistance dépend autant de la quantité de tissus dentaires perdus que de la localisation de cette perte.

Selon l'étude de Reeh et collaborateurs (Figure I – 1), les pertes de substances dues aux lésions carieuses, traumatiques et, dans une moindre mesure, les manœuvres endodontiques, diminuent la résistance de la dent aux contraintes mécaniques :

- une ouverture canalaire (ou cavité d'accès) entraîne une perte de résistance de 5%,
- une cavité occlusale : - 20%,
- une cavité occlusale et la perte d'une crête marginale : - 46%,
- une cavité occlusale et la perte de 2 crêtes marginales : - 63% [21].

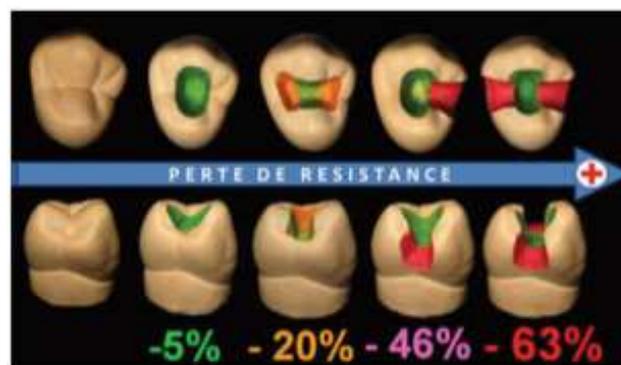


FIGURE I - 1 : PERTE DE RÉSISTANCE.

Réduction de la résistance de la dent résultant des cavités endodontiques et restauratrices [21].

Il peut être conclu que la réalisation d'une cavité d'accès et la dépulpe ne sont que très peu liés à la fragilisation de la dent.

En revanche, les crêtes marginales jouent un rôle fondamental dans la résistance des tissus résiduels.

La perte d'une ou deux crêtes marginales entraîne la perte de l'effet de cerclage maintenant la cohésion entre les deux pans dentaires restants. Sous la contrainte occlusale, les parois vestibulaire et linguale vont fléchir et peuvent, à terme, fracturer. L'objectif de nos thérapeutiques est donc de préserver ou de rétablir cet effet de cerclage.

Cette baisse de résistance de la dent dépulpée est proportionnelle à la quantité de tissus dentaires perdus. En effet, plus la perte de substance dentaire est importante, plus les tissus résiduels sont affaiblis et plus le risque de fracture augmente.

Par extension, une préparation périphérique pour couronne entraîne une perte de résistance encore plus importante, sachant que la réduction tissulaire nécessaire à une préparation de dépouille et à la mise en place des matériaux entraîne une perte de substance coronaire pouvant aller jusqu'à 75% [22].

2. La perte de substance dentaire liée à la préparation d'un logement canalair

La restauration d'une dent dépulpée par couronne périphérique est le plus souvent accompagnée de la réalisation d'un ancrage corono-radicaire assurant la rétention.

La préparation d'un logement canalair induit une perte de substance de la dentine radicaire et par conséquent un affaiblissement de la racine.

Hormis cet inévitable affaiblissement, deux risques iatrogènes sont liés à la préparation d'un ancrage radicaire :

- les risques immédiats : les perforations radiculaires,
- les risques à moyen ou long terme.

Les risques immédiats : les perforations radiculaires.

Il s'agit d'un accident se produisant lors de l'alésage canalair (Figure I – 2). Ces perforations, dues à une erreur de préparation de logement du tenon, concernent le plus souvent le tiers radicaire médian et intéressent davantage les dents pluriradiculées.

Il s'agit surtout de perforations latérales par stripping, généralement interradiculaires, provoquées par l'abrasion de la paroi radicaire lors du forage canalair [23].

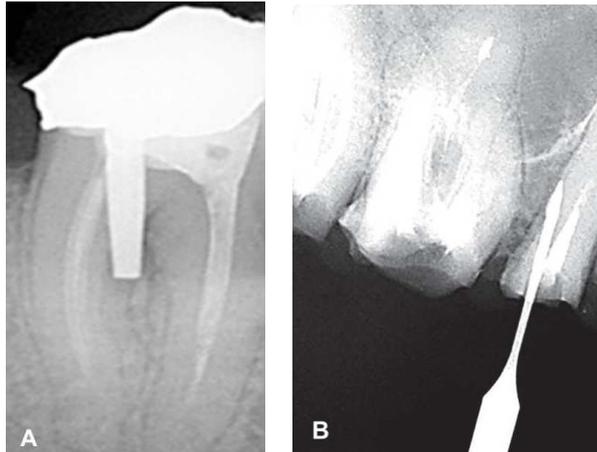


FIGURE I - 2 : PERFORATIONS LIÉES À L'ALÉSAGE CANALAIRE.

A : Perforation du plancher interradiculaire d'une molaire mandibulaire.

B : Perforation radiculaire proximale sur une prémolaire maxillaire lors de l'alésage canalaire nécessaire à la mise en place du tenon radiculaire [15].

Les risques à moyen ou long terme.

Ces risques peuvent provoquer des échecs après la mise en fonction de la dent.

En entraînant un amincissement des parois dentino-cémentaires, la réalisation du logement canalaire aboutit à la formation de points de fragilité à l'intérieur de la racine, pouvant donner lieu à des fissures ou fractures radiculaires [23].

Ce phénomène d'amincissement des parois est aggravé si l'axe de forage (et donc du tenon) est dévié, ne correspondant plus à l'axe du canal radiculaire (Figure I – 3).

Ceci va provoquer, sous la contrainte occlusale, un effet de coin, occasionnant une forte susceptibilité à la fracture radiculaire, ce qui compromettrait l'intégrité de la racine.



FIGURE I - 3 : DEVIATION DE L'AXE DE FORAGE.

Déviaton de l'axe du tenon radiculaire sur une incisive latérale [15].

La dentine d'une dent dépulpée n'est pas plus fragile que celle d'une dent pulpée.

Dès lors, l'affaiblissement n'est pas dû à la dépulpeation mais à l'état de délabrement de la dent, à savoir la perte de substance coronaire, notamment par la perte de l'une ou des crêtes marginales, et radicaire par l'alésage canalaire.

Le recours à un ancrage radicaire est loin d'être anodin. En effet, à défaut de renforcer la racine, il représente un réel facteur de fragilisation et devrait être évité dès lors que la situation clinique le permet [23-25].

Afin d'éviter les échecs liés à des fractures radiculaires, le principe d'économie tissulaire doit être appliqué aussi souvent que possible car il permet le maintien à long terme de la dent sur l'arcade [11].

La quantité de perte de substance de la dent dépulpeée doit nous guider dans le choix du type de restauration [9].

II. RESTAURATION BIOMIMETIQUE DE LA DENT DEPULPEE

A. L'approche biomimétique : généralités

Dans le domaine scientifique, la biomimétique consiste en « la reproduction ou la copie d'un modèle ou d'une référence ». Il s'agit de « reproduire artificiellement les procédés de la nature dans les organismes vivants. »

Au terme biomimétique, peut s'associer le terme de bioémulation qui correspond à « la reproduction de la nature par imitation biomimétique » [26].

Dans le cadre de l'odontologie, cette notion de biomimétisme [27, 28] trouve son origine dans l'étude histo-anatomique des tissus naturels de la dent. Cette étude permet d'obtenir des matériaux dits « biomimétiques ».

Ces matériaux miment au plus proche le comportement physiologique de la dent de façon à obtenir une intégration naturelle de ces derniers, c'est à dire une intégration biologique, biomécanique, fonctionnelle et esthétique.

L'approche biomimétique permet ainsi de privilégier et d'associer deux paramètres fondamentaux de l'odontologie contemporaine : la préservation tissulaire et l'adhésion [26].

En effet, grâce à la sophistication des techniques adhésives et le développement des biomatériaux (composites, céramiques et substituts dentinaires), il est aujourd'hui possible d'obtenir une correspondance biomimétique entre de tels biomatériaux et la

dent naturelle, tout en limitant la destruction tissulaire. Ainsi, une esthétique et une biomécanique très satisfaisante sont obtenues.

La compréhension et l'application clinique de ces principes biomimétiques doivent permettre la diminution des dommages pulpaire et des dépulpaions excessives. Par ailleurs, les couronnes périphériques associées à un ancrage corono-radicaire devraient « se limiter au remplacement d'anciennes couronnes déficientes ainsi qu'aux dents dévitalisées dont les tissus résiduels sont insuffisants pour un collage fiable » [2]. Le gradient thérapeutique énoncé par Gil Tirlet et Jean-Pierre Attal obéit à ce principe [29].

« La couronne a donc encore sa place, bien évidemment, dans notre arsenal thérapeutique, mais son indication en première intention s'est limitée considérablement au profit des restaurations partielles. C'est ce que Pascal Magne appelle la *No Post, No Crown dentistry* » [30, 31].

La dentisterie biomimétique est aujourd'hui représentée d'une part par les restaurations par stratification de composites, et d'autre part par les restaurations partielles collées en composite ou en céramique.

Les préparations peu mutilantes qu'offrent les restaurations partielles collées permettent des solutions prothétiques moins invasives. Les éventuelles réinterventions se feront sans risque supplémentaire pour la dent (comme par exemple le risque de fracture radicaire lors de la dépose d'un ancrage radicaire).

Une conservation plus longue de la dent restaurée sur l'arcade peut être espérée.

B. Les restaurations partielles collées

1. Définitions

Les restaurations partielles collées regroupent « l'ensemble des restaurations adhésives n'impliquant pas de recouvrement corono-périphérique complet de la dent » [15]. Elles peuvent être réalisées soit en céramique soit en composite.

Les restaurations en céramique sont confectionnées soit par stratification manuelle, puis cuites dans un four, soit par CFAO (Conception et Fabrication Assitées par Ordinateur). Celles en composite sont uniquement usinées par CFAO.

Ces restaurations, une fois réalisées, sont ensuite collées aux tissus dentaires à l'aide d'un système adhésif et d'une colle.

Il en existe différentes morphologies en fonction de la perte tissulaire et de la situation clinique.

- **L'inlay**

L'inlay (Figure I – 4) est un bloc s'incrétant dans une cavité dentaire préalablement nettoyée et taillée, afin de reconstituer la forme anatomique de la dent.

Dans le cadre d'une restauration par un inlay, les pointes cuspidiennes ne sont pas concernées par la préparation.

- **L'onlay**

L'onlay (Figure I – 4), au contraire de l'inlay, restitue une ou plusieurs pointes cuspidiennes.



FIGURE I - 4 : INLAY ET ONLAY.

Un inlay sur une deuxième prémolaire maxillaire et onlay sur une première molaire maxillaire.
(Figure provenant d'Internet).

- **L'overlay**



FIGURE I - 5 : OVERLAY.

Un overlay pour une première molaire mandibulaire.
(Figure provenant d'Internet).

Dans le cas de l'overlay, le recouvrement cuspidien est total. Ses limites sont supra-gingivales (Figures I – 5 et I – 6).



FIGURE I – 6 : INLAY, ONLAY ET OVERLAY.

Différence de forme de préparation entre l'inlay, l'onlay et l'overlay.
(Figure provenant d'Internet).

Il existe 4 types d'overlays : les overlays de type I, de type II, de type III et de type IV.

L'overlay de type I dit overlay *a minima* ou *table-top*

Il a une épaisseur de 0,5 à 1,5 mm et est uniquement collé sur l'émail. Il est notamment destiné au traitement de l'usure modérée par érosion. Le bruxisme est une contre-indication à la réalisation de ce type d'overlay.

L'overlay de type II ou overlay conventionnel

Il est collé sur l'émail et la dentine et possède une épaisseur comprise entre 1,5 et 4 mm, tout comme les overlays de type III et IV. Ses indications sont les délabrements et les usures modérées (dont celles causées par le bruxisme).

L'overlay de type III

Il s'agit également d'un overlay conventionnel, mais à la différence qu'une reconstruction de la dentine par un substitut dentinaire est réalisée au préalable. Il est indiqué dans les cas de délabrements et d'usures sévères.

L'overlay de type IV

Il est quant à lui destiné à la restauration de dents dépulpées et comporte lui aussi une restauration du noyau dentinaire [32].

- **L'endocouronne**

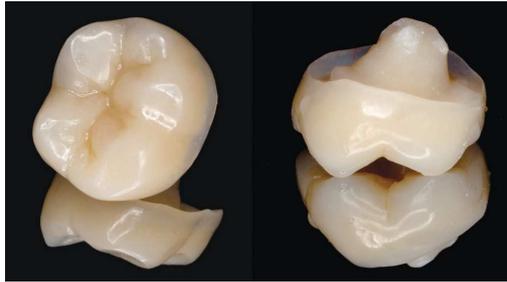


FIGURE I - 7 : ENDOCOURONNE.
Une endocouronne pour molaire mandibulaire.
(Figure provenant d'Internet).

Il s'agit d'une coiffe prothétique à ancrage caméral, destinée aux molaires dépulpées et fortement délabrées (Figure I – 7).

- **La facette**



FIGURE I - 8 : FACETTE.
Une facette pour incisive centrale.
(Figure provenant d'Internet).

La facette (Figure I – 8) est une fine pellicule recouvrant les dents antérieures et servant à corriger la forme, la teinte et les dimensions des dents afin d'améliorer l'apparence du sourire.

- **Le veneerlay**



FIGURE I - 9 : VENEERLAY.
Un veneerlay sur une deuxième prémolaire mandibulaire.
(Figure provenant d'Internet).

Le veneerlay revêt, tout comme la facette, une dimension esthétique. Il s'agit d'une restauration utilisée pour les dents postérieures ayant, en plus d'une perte de substance, un défaut de teinte. Il s'agit donc d'un onlay qui se poursuit par une facette sur la face vestibulaire de la dent (Figure I – 9).

2. Indications des restaurations partielles collées

- Demande esthétique

Les restaurations partielles collées permettent de mimer les propriétés optiques naturelles de la dent.

- Patient jeune

Chez un patient jeune, les tubuli dentinaires sont larges et la dent est plus apte à synthétiser une dentine réactionnelle en cas d'agression.

En revanche, chez le sujet âgé, la dentine perd peu à peu ses capacités de synthèse et la présence de dentine sclérotique augmente en raison des sollicitations mécaniques et/ou chimiques qu'elle a subi. Les canalicules dentinaires deviennent plus étroits. L'efficacité de collage sera moindre chez les patients séniors [33].

- Dépulpation récente

Comme il a été dit précédemment, la dépulpation en elle-même n'a pas de conséquences significatives sur les propriétés biologiques et mécaniques de la dent dépulpée.

Cependant, l'ancienneté de la dépulpation entraîne une dégradation de la trame collagénique de la dent et les techniques adhésives deviennent moins performantes [33].

- Perte de substance faible à modérée

Lorsque la perte de substance dentaire se fait au détriment de deux crêtes marginales et/ou d'une cuspidé (stades 1/4, 2/3 ou 2/4 de la classification SiSta (Tableau I – 1)), la reconstitution partielle collée est alors indiquée [34, 35].

	SITE		
STADE	1 : Occlusal	2 : Proximal	3 : Cervical
0	Lésion initiale superficielle active, sans cavitation.		
1	Lésion active débutante : opacité, coloration de l'émail, microcavitation Atteinte dentinaire 1/3 externe		
2	Lésion active étendue modérée, cavitaire Atteinte dentinaire 1/3 médian Perte du point de contact	Lésion cavitaire limitée à une face	
3	Lésion active étendue, cavitaire Atteinte dentinaire 1/3 interne Perte du point de contact Fragilisation des cuspidés / angle incisif	Lésion cavitaire étendue aux faces proximales.	
4	Lésion cavitaire extensive et para-pulpaire avec destruction des cuspidés / angle incisif	Lésion cavitaire entourant le collet	

TABLEAU I - 1 : CLASSIFICATION SISTA.
Classification des lésions carieuses selon le stade et le site [34, 36].

- Limites cervicales supra ou juxta-gingivales

Cela permet la mise en place du champ opératoire (indispensable aux techniques de collage). Mais il est toutefois possible de faire une remontée de marche avec du composite ou un ciment verre ionomère en cas de limite sous-gingivale.

- Limites de préparation situées au niveau amélaire

La préservation d'un bandeau amélaire à la périphérie de la préparation permet d'optimiser la qualité du collage et l'étanchéité marginale, ce qui garantit ainsi la pérennité du traitement. Cela est dû au fait que l'émail est composé d'une partie minérale plus importante que la dentine.

- Contexte occlusal favorable

- OIM (Occlusion en Intercuspitation Maximale) stable,
- fonction canine,
- absence de parafonction,
- faible hauteur cuspidienne

S'il existe une parafonction, les reconstitutions partielles collées en composite sont à privilégier.

- Risque carieux individuel faible

Si le risque carieux du patient est élevé, il vaut mieux préférer une couronne périphérique.

- Possibilités financières du patient

Les reconstitutions partielles collées ont un coût élevé et contrairement aux couronnes périphériques et aux restaurations directes, elles sont très peu remboursées par la sécurité sociale [15, 36, 37].

3. Contre-indications des restaurations partielles collées

- Perte de substance importante

- délabrement coronaire important : perte de plus de la moitié des tissus dentaires résiduels.
- dents dépulpées présentant, après traitement endodontique, l'absence des deux crêtes marginales (cavité mésio-distale) dans un contexte occlusal défavorable.

Dans ces deux cas, les reconstitutions partielles collées sont contre-indiquées et une restauration par couronne périphérique sera préférée.

- Limites cervicales sous-gingivales

Une situation très sous-gingivale est une contre-indication à la réalisation d'un collage.

- Contexte occlusal défavorable

- OIM instable
- fonction de groupe
- présence d'une parafonction
- grande hauteur cuspidienne

- Dépulpation ancienne

L'ancienneté de la dépulpation entraîne une dégradation de la trame collagénique de la dent et les techniques adhésives deviennent moins performantes [33].

- Patient âgé

Chez le sujet âgé, la dentine perd peu à peu ses capacités de synthèse et la présence de dentine sclérotique augmente en raison des sollicitations mécaniques et/ou chimiques qu'elle a subi. Les canalicules dentinaires deviennent plus étroits. L'efficacité de collage sera moindre chez les patients séniors [33].

- Risque carieux élevé

Si le risque carieux du patient est élevé, il vaut mieux préférer une couronne périphérique [37].

4. Choix du type de restauration

Le tableau I – 2 permet de résumer le choix du type de restauration en fonction, notamment, de la perte de substance.

	Restaurations partielles collées		
	SiSta 1.1 / 1.2 / 1.3 Classe I	SiSta 2.1 / 2.2 Classe II MO/DO	SiSta 2.3 / 2.4 Classe II MOD
Conditions favorables : - faible hauteur cuspidienne - OIM stable - protection canine - absence de parafonction - dépulpage récente	Reconstitution en composite	Inlay / Onlay	Overlay / Endocouronne
Conditions défavorables : - grande hauteur cuspidienne - OIM instable - fonction de groupe - présence d'une parafonction - dépulpage ancienne	Onlay / overlay	Onlay / overlay	Couronne
	Couronnes		
	>ou= ½ tissus résiduels		<ou= ½ tissus résiduels
Conditions favorables	Endocouronne → Indiquée pour les molaires avec chambre pulpaire large [38] → A éviter sur les prémolaires		Tenon fibré collé + couronne
Conditions défavorables	Inlay core + couronne		Inlay core + couronne

TABLEAU I - 2 : CHOIX DU TYPE DE RESTAURATION.

Résumé de la prise de décision concernant la reconstitution de la dent dépulpage [36].

Hormis les indications énoncées précédemment, les deux principaux critères de décision dont nous devons tenir compte en ce qui concerne le choix du type de restauration sont :

- le contexte occlusal,
 - la perte de substance.
-
- Le contexte occlusal
 - faible hauteur cuspidienne
 - OIM stable
 - protection de la canine
 - absence de parafonction

- La perte de substance dentaire

Dans le cas de cavités larges mais préservant une crête (cavité occluso-mésiale ou occluso-distale), un inlay/onlay sera envisageable.

Un recouvrement cuspidien total par overlay ou endocouronne sera par contre préféré pour des cavités évoluées avec perte des deux crêtes (cavités mésio-distales), afin de limiter le phénomène de déflexion.

De façon générale, les onlays et overlays sont à privilégier pour les dents dépulpées postérieures [39-42].

Par ailleurs, la présence d'un bandeau amélaire garantit un collage pérenne.

5. Avantages et inconvénients des restaurations partielles collées

- **Avantages :**
 - respect du principe d'économie tissulaire : grâce aux principes d'adhésion, la réalisation d'une reconstitution partielle collée ne nécessite ni une préparation à outrance de la dent, ni d'ancrage radiculaire. Elle représente ainsi une thérapeutique non mutilante,
 - respect du gradient thérapeutique,
 - esthétique : la céramique, notamment, possède des propriétés optiques très proches de l'émail et de la dentine,

- renforcement des structures résiduelles de la dent : en effet, la flexibilité de l'ensemble dent - restauration diminue grâce au collage [39, 43],
 - étanchéité : l'étanchéité est garantie à long terme par l'excellente adaptation marginale et le joint de collage [44],
 - adaptation marginale et occlusale,
 - biocompatibilité parodontale de la céramique [45],
 - stabilité dans le temps de la teinte, des contacts proximaux et occlusaux pour la céramique. Les restaurations partielles collées en composite ont, quant à elles, un vieillissement plus avancé dans le temps,
 - assurance de l'étanchéité du traitement endodontique et protection du système canalaire contre une éventuelle recontamination bactérienne,
 - réintervention plus facile que pour une couronne périphérique,
 - faible contraction de prise : contrairement aux composites directs, la contraction de prise concerne uniquement la fine épaisseur de composite de collage, ce qui permet ainsi une meilleure gestion du point de contact [37].
- **Inconvénients :**
 - respect d'un protocole strict de collage,
 - nécessité de la mise en place d'un champ opératoire,
 - non réparable dans le cas de la céramique : les reconstitutions partielles collées en céramique ne peuvent pas être réparées en cas de fracture et doivent ainsi être entièrement reprises, contrairement à celles en composite,
 - coût élevé : les restaurations indirectes sont très peu remboursées par la sécurité sociale contrairement aux couronnes périphériques et aux restaurations directes [37].

6. Taux de survie clinique

Le désavantage des restaurations partielles collées sur dents dépulpées est son faible recul clinique. En effet, peu d'études existent concernant leur pronostic [34].

Cependant, en ce qui concerne les dents pulpées, leur pronostic est connu et est très favorable puisque les études montrent un taux de survie de plus de 95% à 6 et 10 ans [46, 47]. Cet excellent taux de survie est dû au fait que les restaurations partielles

collées renforcent les structures résiduelles de la dent en diminuant le phénomène de flexion de l'ensemble. Les dents restaurées présentent une rigidité égale voire supérieure à celle des dents naturelles indemnes [39, 43].

De plus, le joint de collage, ainsi que l'excellente adaptation marginale des céramiques garantissent une bonne étanchéité à long terme [44].

Dans l'étude de Jiang et collaborateurs [48] visant à étudier les contraintes subies par les inlays/onlays lors des mouvements de mastication naturelle, les contraintes transmises à la dent reconstituée par inlay/onlay sont plus importantes sur les dents dépulpées que pulpées.

De plus, la répartition de ces contraintes est plus favorable lorsqu'il y a un recouvrement cuspidien (onlay et overlay) que dans le cas des inlays [39].

Cependant, dans cette étude, aucune fracture des modèles n'a été observée.

Le traitement restaurateur des dents dépulpées par reconstitution partielle collée doit être une option prioritaire lorsque la situation clinique le permet, le critère décisionnel principal étant une perte de substance faible à modérée.

Les autres critères conditionnant le succès de ces restaurations sont :

- un contexte occlusal favorable : OIM stable, absence de parafonction,
- une dépulpe récente,
- un patient jeune,
- des limites cervicales supra ou juxta-gingivales,
- des limites de préparation situées au niveau amélaire.

Leur succès à long terme est indissociable d'un suivi régulier, à la fois clinique et radiographique mais aussi d'un contrôle de l'hygiène.

C. Les matériaux de substitution dentinaire

1. Définition

Les matériaux de substitution dentinaire constituent « une couche intermédiaire visant à remplacer le volume dentinaire perdu ».

Ils sont placés entre le fond de la cavité et la restauration coronaire, et permettent ainsi d'assurer la sustentation de cette dernière.

Leur mise en place pour les préparations de reconstitutions partielles collées a été suggérée par de nombreux auteurs [49].

Il semble nécessaire de bien faire la différence entre substitut dentinaire et fond de cavité :

- un **fond de cavité** va servir dans la restauration de la dent pulpée, notamment les restaurations directes. Il va protéger le complexe pulpo-dentinaire en préservant les tissus et en évitant toute sensibilité pendant la temporisation et après l'assemblage. Il doit être utilisé en fine couche ;
- les **substituts dentinaires** sont largement préférés pour les restaurations indirectes telles que les inlays/onlays et overlays sur dents pulpées comme dépulpées.

Contrairement au fond de cavité, le substitut dentinaire doit être déposé en couche épaisse afin de combler les parties profondes des préparations coronaires [50].

2. Objectifs

Le recouvrement de la dentine par un substitut dentinaire permet :

- de simplifier les contours de la préparation,
- de combler les contre-dépouilles afin de préserver au mieux les tissus, plutôt que de réduire les tissus dentaires ou d'abattre les cuspidés pour obtenir une cavité de dépouille,
- de protéger l'obturation endodontique et d'ainsi empêcher la recontamination bactérienne,
- de servir d'assise à la restauration en amortissant les contraintes,
- de renforcer les structures résiduelles de la dent à restaurer,
- de remonter la limite cervicale en situation supra-gingivale pour la pose du champ opératoire et la lecture des empreintes,
- de masquer les colorations dentinaires [49, 51].

1. Classification des matériaux de substitution dentinaire

Il existe une importante panoplie de substituts dentinaires.

Les plus connus sont (Tableau I – 3) :

- les résines composites,
- les ciments verres ionomères (CVI), et plus particulièrement les ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine (CVIMAR),
- les ciments à base silicate tricalcique, tels que la Biodentine®.

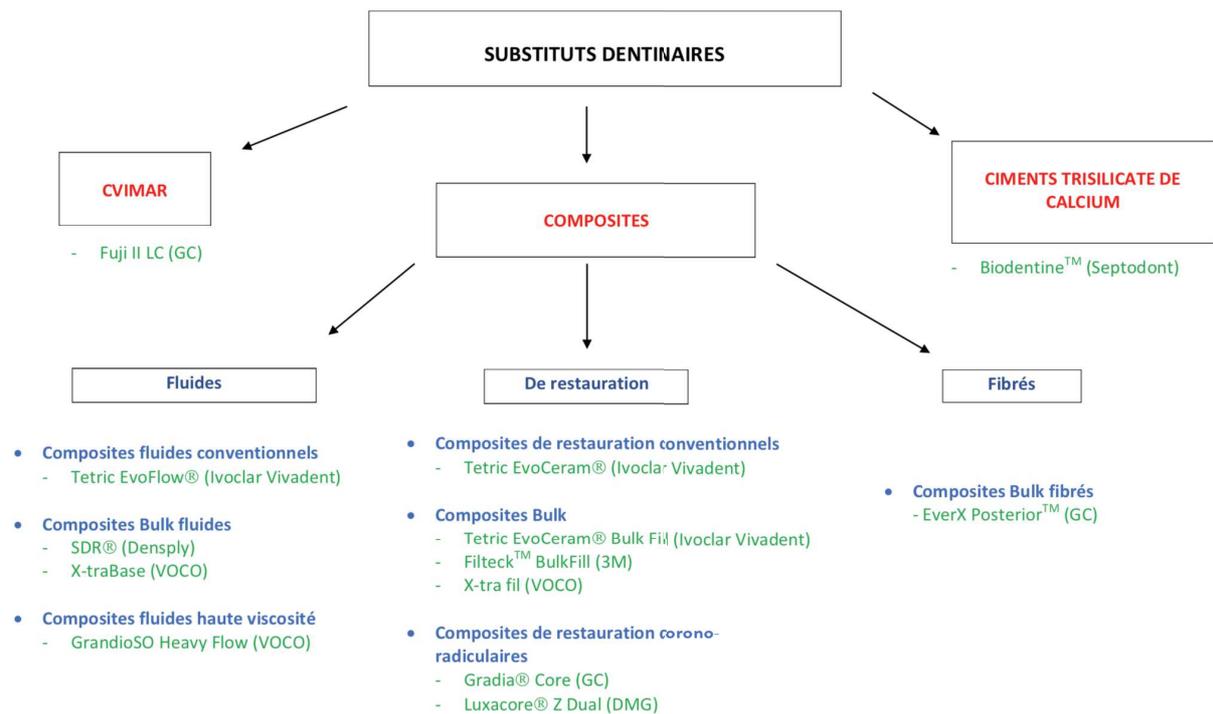


TABLEAU I - 3 : SUBSTITUTS DENTINAIRES.

Classification des différents substituts dentinaires : Composites, CVIMAR et Biodentine™.

3.1. Les résines composites

3.1.1. Définition

Il s'agit d'un matériau constitué d'une matrice organique résineuse et d'un renfort de charges minérales, la cohésion de ces deux matériaux étant assurée par un agent de couplage, le silane.

Les composites n'adhèrent pas spontanément aux tissus dentaires, et nécessitent par conséquent un système adhésif [52].

3.1.2. Classification des composites

a) Les composites fluides

- **Composites fluides peu chargés**

La plupart des composites fluides sont peu chargés, rendant leur viscosité plus faible. Parmi eux, le SDR® de chez Densply et l'X-tra Base de chez VOCO peuvent être cités. Ils sont précisément vendus en tant que substituts dentinaires.

- **Composites fluides chargés**

Il existe des composites fluides ayant une haute teneur en charge, ce qui leur confère une meilleure résistance mécanique. Le GrandioSO Heavy Flow de chez VOCO en est un exemple.

b) Les composites de restauration

Les composites de restauration (ou conventionnels), comme par exemple le Tetric EvoCeram® de chez Ivoclar Vivadent, sont des composites de viscosité moyenne. Ils sont utilisés pour la restauration des dents antérieures comme postérieures.

c) Les composites Bulk Fill

Les composites Bulk Fill sont des composites relativement récents. Ils ont la particularité et l'avantage d'avoir une faible contraction de prise. Ainsi, ils sont photopolymérisables sous des couches épaisses pouvant aller jusqu'à 4 mm, ce qui rend leur mise en œuvre rapide [49].

Il existe des composites Bulk Fill fluides (SDR®, X-tra base), des composites Bulk Fill de restauration (Tetric EvoCeram® Bulk Fill), et des composites Bulk Fill fibrés (EverX Posterior™).

d) Les composites de restauration corono-radulaire

Ce sont des composites destinés initialement aux reconstitutions corono-radulaires. Ils ont une haute teneur en charge, ce qui leur confère de très bonnes propriétés mécaniques. De plus, leur comportement thixotrope optimal leur permet d'être injectés et de s'étaler sur les parois de la cavité.

Ils ont le plus souvent une polymérisation duale qui permet également la mise en place de couches de 4 à 5 mm en un seul temps.

Le LuxaCore® Z Dual de chez DMG et le Gradia® Core de chez GC en sont des exemples.

3.2. Les ciments verres ionomères

Les ciments verre-ionomères (CVI) résultent d'une réaction acido-basique entre une solution aqueuse d'acide polyacrylique et une poudre de verre de fluoro-alumino-silicate [37].

Trois types de CVI peuvent être distingués : les CVI conventionnels, les CVI condensables et les CVI modifiés par adjonction de résine (CVIMAR). Ces derniers sont privilégiés de par l'amélioration de leurs propriétés mécaniques.

Grâce à leur tolérance à l'humidité, la digue n'est pas nécessaire et ils peuvent donc être utilisés en technique « sandwich ouvert » afin de déplacer coronairement une marge sous-gingivale [37]. L'un des plus répandus est le Fuji II LC de chez GC.

3.3. Les ciments à base de silicate tricalcique

Apparu récemment sur le marché, il s'agit d'un ciment de la famille des silicates de calcium qui se présente sous la forme :

- d'une poudre de trisilicate de calcium, carbonate de calcium et oxyde de zirconium,
- et d'un liquide composé de chlorure de calcium, d'eau et d'un superplastifiant [37].

Son indication de base est son utilisation en tant que substitut dentinaire, notamment sur dents pulpées (coiffages pulpaire, thérapeutiques d'apexogénèse et

d'apexification...). Le chef de fil est la Biodentine™, commercialisée par Septodont et Zizine.

Du fait de son aspect inesthétique (dominante de teinte grise), il est préférable de les utiliser en sandwich fermé [49].

4. Avantages et inconvénients des différents substituts dentinaires

Ces différents substituts dentinaires ont chacun leurs avantages et leurs inconvénients (Tableau I – 4).

	AVANTAGES	INCONVENIENTS
Composites fluides	<ul style="list-style-type: none"> - bonne adaptation due à leur haute mouillabilité des surfaces dentaires - haute flexibilité due à un module d'élasticité plus faible, ce qui leur permet d'absorber les contraintes. 	<ul style="list-style-type: none"> - rétraction de prise plus importante - diminution des propriétés mécaniques du fait de leur faible taux de charges : résistance à l'usure et dureté faibles - digue nécessaire
Composites de restauration	<ul style="list-style-type: none"> - mise en œuvre aisée - plus faible rétraction de prise que celle des composites fluides 	<ul style="list-style-type: none"> - résistance mécanique encore perfectible, mais supérieure aux cvi et aux composites fluides - un taux de rétraction de prise et une absorption d'eau certes relativement contrôlés mais encore existants - digue nécessaire
Composites de RCR	<ul style="list-style-type: none"> - mise en œuvre rapide - bonnes propriétés mécaniques - faible contraction de prise - photopolymérisable sous des couches épaisses 	<ul style="list-style-type: none"> - digue nécessaire
Composites Bulk Fill	<ul style="list-style-type: none"> - mise en œuvre rapide - faible contraction de prise - photopolymérisable sous des couches épaisses 	<ul style="list-style-type: none"> - faible recul clinique - digue nécessaire
CVIMAR	<ul style="list-style-type: none"> - mise en œuvre aisée et rapide - bonne tolérance à l'humidité : digue non nécessaire 	<ul style="list-style-type: none"> - propriétés mécaniques plus faibles que celles des composites - adhésion (3 à 4 fois moindre que pour les techniques adhésives M&R)
Biodentine™	<ul style="list-style-type: none"> - propriétés mécaniques (dureté, résistance à la compression, à la flexion, élasticité) comparables à celles de la dentine - biocompatible - propriétés antibactériennes - adhésion spontanée à l'émail, à la dentine et aux systèmes adhésifs - pas de rétraction de prise donc herméticité - radio-opacité (grâce à l'oxyde de zirconium) - mise en œuvre relativement aisée 	<ul style="list-style-type: none"> - faible recul clinique - temps de prise long : 9 à 12 minutes - inesthétique

TABEAU I - 4 : AVANTAGES ET INCONVENIENTS DES DIFFERENTS SUBSTITUTS DENTINAIRES.

Avantages et inconvénients des composites fluides, des composites de restauration conventionnels, des composites de restauration corono-radulaire, des composites Bulk Fill, des CVIMAR et de la Biodentine™ [37, 49].

5. Stratégies de mise en place

Plusieurs mises en place du substitut dentinaire sont possibles (Figure I – 10).



FIGURE I - 10 : EXEMPLES DE MISE EN PLACE DU SUBSTITUT DENTINAIRE.

De gauche à droite : Utilisation d'un composite fluide ; utilisation d'un composite de restauration conventionnel ; utilisation d'un composite fluide et d'un composite de restauration conventionnel ; utilisation d'un composite Bulk ou d'un composite de restauration corono-radulaire.

(Courtoisie du Docteur O. Etienne)

5.1. Utilisation d'un composite fluide

Du fait de la forte contraction de prise des composites fluides, il faut respecter la notion de stratification, c'est à dire la mise en place couche par couche, afin de la limiter. Cette technique, bien que valable peut sembler très chronophage, au risque de vouloir, à long terme, accélérer la mise en place, au détriment de la qualité de collage.

5.2. Utilisation d'un composite de restauration

Cette technique nécessite également la mise en place de plusieurs couches de composite.

L'inconvénient est le risque d'apparition de zones de vide, dû à sa moins bonne adaptation que le composite fluide.

Il existe aussi des solutions plus actuelles, telles que :

- l'utilisation d'un composite fluide et d'un composite de restauration,
- l'utilisation d'un composite Bulk Fill ou d'un composite de restauration corono-radulaire de type Dual.

5.3. Utilisation d'un composite fluide et d'un composite de restauration

Cette méthode consiste à profiter de la faible viscosité du composite fluide, qui est alors utilisé uniquement en tant que fond de cavité. En le déposant en très fine couche sur toutes les parois de la cavité, il va s'étaler et permettre une parfaite adaptation aux éventuelles irrégularités de la préparation.

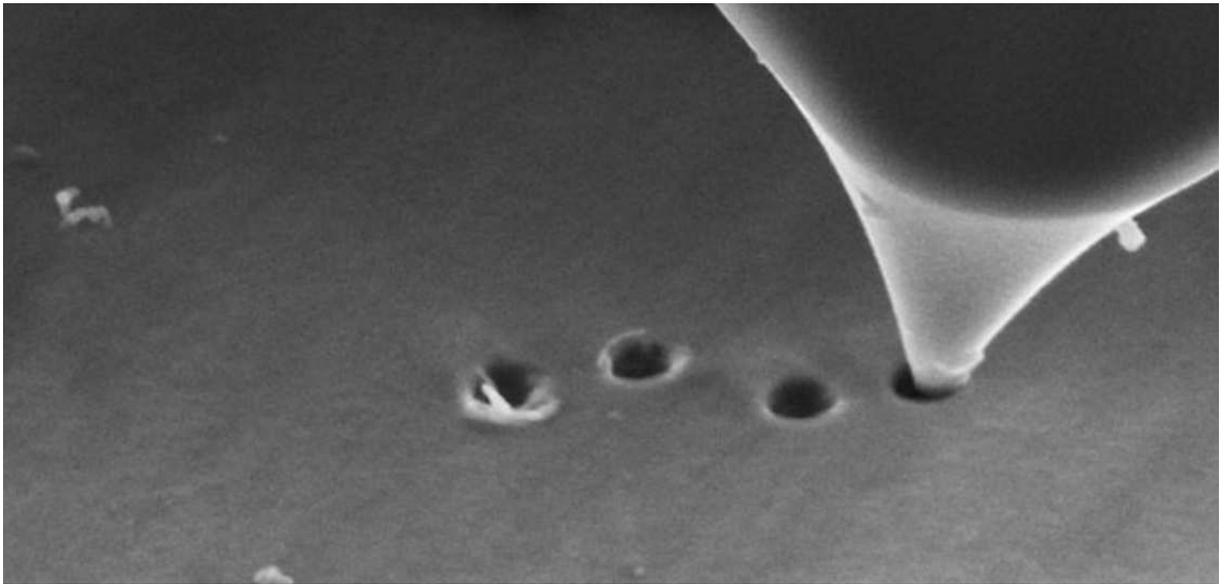
Ainsi, la mise en place d'un composite fluide n'aura qu'une faible conséquence sur la contraction de prise.

Après polymérisation, le reste de la cavité est rempli à l'aide d'un composite de restauration.

5.4. Utilisation d'un composite Bulk Fill ou d'un composite de restauration corono-radicaire de type Dual

Ces matériaux sont intéressants dans le cadre de la restauration de dents dépulpées par reconstitution partielle collée car elle nécessite le remplissage d'une cavité volumineuse. En effet, ils assurent une mise en place en quantité suffisante en une seule fois, avec un phénomène de contraction de prise très faible [40].

PARTIE II : NANOINDENTATION



I. LES MATERIAUX DE SUBSTITUTION SELECTIONNES

De nouveaux matériaux, récemment mis sur le marché, ont été choisis pour être étudiés en tant que substituts dentinaires.

Les matériaux sélectionnés ont subi des tests de nanoindentation, réalisés à l'Institut Charles Sadron de Strasbourg. Ces mesures ont permis de déterminer le module d'élasticité (ou module de Young) de ces différents produits.

De plus, ces tests ont également été réalisés sur des échantillons de dentine de dents extraites.

A. Présentations des différents matériaux sélectionnés

Les matériaux de substitution dentinaire choisis sont essentiellement des résines composites, ainsi qu'un ciment verre ionomère.

1. Des composites fluides

- GrandioSO Heavy Flow, VOCO



Il s'agit d'un composite nanohybride fluide, qui se distingue par son taux de charges et sa dureté élevés. Il a une viscosité élevée, ce qui lui confère une résistance mécanique élevée comparée à d'autres matériaux flow conventionnels. Il a aussi une excellente aptitude au mouillage.

Il est totalement indiqué pour le comblement des contre-dépouilles ainsi qu'en tant que fond de cavité.

Il peut être utilisé en tant que fond de cavité en fine couche, mais le reste de la cavité sera comblé avec un matériau moins fluide, tel qu'un composite de restauration microchargé.

- SDR®, Densply



Le SDR® fait partie des résines composites fluides Bulk Fill.

Il présente les caractéristiques de manipulation et les avantages d'un matériau fluide, tels qu'une adaptation parfaite aux parois de la cavité à restaurer, du fait de sa facilité d'étalement. Par contre, contrairement aux autres composites fluides, il peut être mis en place en incrément de 4 mm grâce à un stress de polymérisation minimale.

Compte tenu de ses faibles propriétés mécaniques (module d'élasticité d'environ 6 GPa) et malgré sa faible contraction de prise, il est indiqué comme base et fond de cavité pour les restaurations directes et indirectes des cavités de classes I et II, et sera ensuite recouvert d'un matériau composite traditionnel.

Il peut être utilisé comme restauration directe de petit volume de classe I (sans contact occlusal), ainsi que pour le scellement de puits et fissures et la reconstitution de moignon.

- X-tra base, VOCO



XtraBase® est un composite Bulk Fill fluide et auto-étalant.

Il possède des propriétés physiques avantageuses, comme par exemple une très bonne résistance à la compression et une teneur en charges particulièrement élevée. Ceci permet une nette diminution du stress de rétraction de prise pour une excellente adhésion.

Ainsi, il permet de polymériser des incréments d'une épaisseur de 4 mm en une seule étape avec une parfaite adaptation grâce à son très bon fluage.

Il peut être utilisé comme fond de cavité dans les restaurations de classes I et II, et peut être également indiqué pour l'obturation des classes III et V, le comblement de contre-dépouilles, et les petites obturations de classe I non soumises aux contraintes occlusales.

2. Des composites de restauration

- EverX Posterior™, GC



C'est un composite fibro-renforcé appartenant à la famille des Bulk Fill.

Il est initialement conçu pour remplacer la dentine en combinaison avec un composite universel destiné au remplacement amélaire.

Il a des propriétés mécaniques très intéressantes, proches de celles de la dentine, notamment en ce qui concerne son module d'élasticité et sa résistance à la fracture.

En effet, la présence de fibres courtes (environ 1 mm) maximise la résistance (résistance à la fracture de 5,1 Méga pascals), empêche la progression d'éventuelles fissures/fractures et favorisent l'adhésion [53].

Du fait que ce soit un matériau Bulk Fill, des couches de 4 à 5 mm peuvent être photopolymérisées, ce qui représente un gain de temps considérable.

Il est tout à fait indiqué dans le remplacement d'anciens amalgames (après fractures par exemple), et l'obturation de cavités postérieures volumineuses avec ou sans cuspidés manquantes.

D'autres part, il représente une excellente base dentinaire dans le cas de restaurations indirectes.

Par contre, du fait de sa très haute viscosité, il doit être condensé, ce qui peut induire des zones de vide.

- Tetric EvoCeram®, Ivoclar Vivadent



Le composite nanohybride Tetric EvoCeram est un composite micro-chargé de restauration antéro-postérieur universel.

Il a l'avantage d'avoir un temps de travail rallongé (grâce à son retardateur de prise), et une faible contraction de prise (de par la présence d'un réducteur de stress de polymérisation), améliorant ainsi l'adaptation marginale. Son mimétisme naturel et sa translucidité garantissent un excellent résultat esthétique.

3. Des composites de reconstitution corono-radicaire

- Gradia® Core, GC



Gradia® Core est un matériau de reconstitution corono-radicaire, composé d'une résine composite.

Il possède un système de collage dual, automordançant avec polymérisation de contact, lui conférant une force d'adhésion élevée.

Il a également un module d'élasticité proche de la dentine, une résistance à la flexion et à la compression élevée, ainsi qu'un comportement thixotrope optimal qui lui permet de s'étaler parfaitement dans la cavité.

- LuxaCore® Z Dual, DMG



Luxacore® Z Dual, tout comme Gradia® Core, est un matériau composite de reconstitution corono-radulaire à prise duale, qui a des propriétés mécaniques très proches de la dentine naturelle.

Il bénéficie de la nanotechnologie, à base de dioxyde de zirconium, qui lui confère une résistance à la compression élevée et une excellente aptitude au fraisage. De plus, sa fluidité garantit une adaptation optimale aux parois de la cavité.

4. Un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine

- Fuji II LC CAPSULE, GC



Il s'agit d'un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine. En plus des avantages des CVI conventionnels, il offre une polymérisation duale et une esthétique remarquable.

Bien qu'il soit initialement conçu comme matériau de restauration, il peut être utilisé comme base ou liner dans les techniques « sandwich ». Il a l'avantage de prévenir le hiatus marginal, d'éliminer les sensibilités dentinaires et de libérer davantage de fluor que les autres CVI disponibles sur le marché.

B. Propriétés physiques des échantillons

N°	Nom	Fabriquant	Type	Composition	Taux de charges	Taille des charges	Module d'élasticité (données fabriquant)	Retrait de polymérisation	Force de flexion	Force de compression
1	GANDISO●HEAVY FLOW	Voco GmbH, Cuxhaven, Allemagne	Composite fluide nanohybride à viscosité élevée	Matrice résineuse: Bis-GMA, HEDMA, TEGDMA Charges: céramique, nano-particules de silice [53, 54]	83% du poids 66% du volume [54]	20-40 nm	13,2 GPa	2,96%	159 MPa	
2	EVERX POSTERIOR™	GC Corp, Tokyo, Japon	Composite bulk-fill fibré (fibres courtes et discontinues)	Matrice résineuse: Bis-GMA, PMMA, TEGDMA Charges: fibres de verre courtes, verre de banum [53, 55]	74,2% du poids 53,6% du volume [55]	Fibres de 1 mm de longueur	16-17 GPa	2,92%	120 MPa [53]	
3	GRADIA●CORE	GC Corporation, Tokyo, Japon	Composite de reconstitution corono-radculaire, Dual	Matrice résineuse: ester d'acide méthacrylique (20-30%) Charges: verre de fluoro-alumino-silicate (70-75%), dioxyde de silicose (1-5%) [56]	70-75% en poids	Charges denses	10,8 GPa		154,1 MPa	273 MPa
4	TETRIC EVOCERAM●	Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Composite nanohybride	Matrice résineuse: diméthacrylates Charges: charges de verre de baryum, trifluorure d'yttrium, oxyde mixte, prépolymères (copolymères), additifs, stabilisateurs et catalyseurs, pigments [57]	82% du poids	0,4-0,7 µm	10 GPa	1,76%	120 MPa	250 MPa
5	FUJII LC CAPSULE	GC Europe, Leuven, Belgique	C/VMAR de restauration	Matrice résineuse: Copolymère d'acide acrylique et maléique, HEMA Charges: Fluoro-alumino-silicates [58]			7,9 GPa [58]		65 MPa	175 MPa
7	SDR●	Densply De-Trey GmbH, Konstanz, Allemagne	Composite bulk-fill fluide	Matrice résineuse UDMA modifiée, EBPADMA, TEGDMA Charges: verre d'alumino-fluoro-silicate de barium et de strontium, système de photoinitiation, pigments [54]	66% du poids 44% du volume	4,2 µm	5,7 GPa	2,54%	115 MPa	240 MPa
8	LUXACORE● Z DUAL AUTOMIX	DMG, Hamburg Allemagne	Composite fibre, de reconstitution corono-radculaire, Dual	Matrice résineuse: Bis-GMA, TEGMA, UDMA Charges: verre de barium silanisé, silice [56]	72% en poids 49% du volume [60]	0,02 à 2,4 µm	9,3 GPa		150 MPa	380 MPa
9	X-TRA BASE●	Voco, Cuxhaven Allemagne	Composite bulk-fill fluide [53]	Matrice résineuse: Bis-EMA, MMA [53, 55]	75% du poids 58% du volume [53, 55]		9 GPa	2,54%	141 MPa	357 MPa

BisGMA = bisphénol A diméthacrylate ; TEGDMA = triéthylène diméthacrylate ; HEMA = hydroxy-éthyl-méthacrylate ; UDMA = unéthane diméthacrylate ; BisEMA = bisphénol A éthoxyate diméthacrylate ; MMA = méthylméthacrylate ; EBPADMA = bisphénol A diméthacrylate éthoxylé ; PAA = acide polyacrylique ; PMMA = polyméthylméthacrylate

TABLEAU II - 1 : PROPRIETES PHYSIQUES DES MATERIAUX DE SUBSTITUTION DENTAIRE ETUDIÉS

II. MATERIELS ET METHODES

A. Réalisation des échantillons

Des échantillons de chaque substitut dentinaire sont réalisés à l'aide d'une plaque métallique perforée [54].

Chaque produit est injecté dans les alésages de cette plaque métallique et polymérisé entre deux plaques de verre afin de garantir un bel état de surface.

Après polymérisation, chaque matériau est décollé de la plaque, et des échantillons cylindriques de 5 mm de diamètre et 1,5 mm de hauteur (soit un volume d'environ 29,44 mm³) sont ainsi obtenus. Les tests sont réalisés après 48 heures.

Deux échantillons de dentine sont également réalisés. Pour cela, deux molaires ont été sélectionnées :

- une molaire extraite 48 heures avant le test d'indentation et conservée dans de l'eau distillée. Elle représente un échantillon de dentine de dent pulpée (Figure II-1),
- une molaire extraite il y a plusieurs semaines et conservée à l'air libre qui représente un échantillon de dentine de dent dépulpée.

Les deux molaires ont été taillées coronairement et apicalement à l'aide d'un taille-plâtre de sorte à obtenir des échantillons d'environ 1 cm de hauteur laissant apparaître un bandeau amélaire et un noyau dentinaire.



FIGURE II - 1 : ECHANTILLON DE DENT PULPEE.

Vue occlusale de l'échantillon de dentine dent pulpée préalablement taillé apicalement et coronairement au taille-plâtre.

Les 10 échantillons sont ensuite numérotés comme indiqué ci-dessous :

Echantillon	Nom du produit	Fabriquant
1	GrandioSO Heavy Flow	VOCO
2	EverX Posterior™	GC
3	Gradia® Core	GC
4	Tetric EvoCeram®	Ivoclar Vivadent
5	GC Fuji II LC CAPSULE	GC
6	SDR®	Densply
7	LuxaCore® Z Dual	DMG
8	X-tra Base	VOCO
9	Dentine de dent pulpée	
10	Dentine de dent dépulée	

TABLEAU II - 2 : NUMEROTATION DES ECHANTILLONS TESTÉS.
 Numéro, nom et fabriquant de chaque matériau testé.

Chaque échantillon est collé à plat sur des cylindres métalliques à l'aide d'une colle de la famille des cyanocrylates d'éthyle (Figure II – 2).

Les cylindres sont ensuite placés dans le nanoindenteur Nano Indenter® XP (Agilent – MTS XP) (Figures II – 3 et II – 4).



FIGURE II - 2 : ECHANTILLONS AVANT MISE EN PLACE DANS LE NANOINDENTEUR.
 Deux échantillons collés sur des cylindres métalliques.

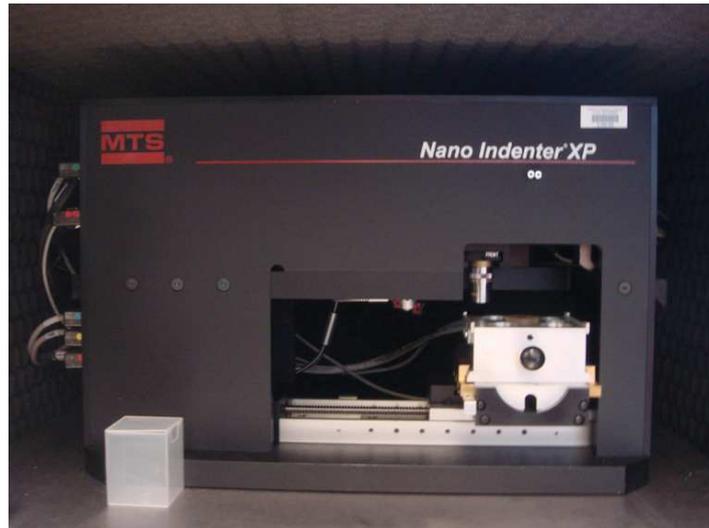


FIGURE II - 3 : NANOINDENTEUR NANOINDENTER® XP (AGILENT – MTS XP).
Le modèle de nanoindenteur de l'institut Charles Sadron de Strasbourg.

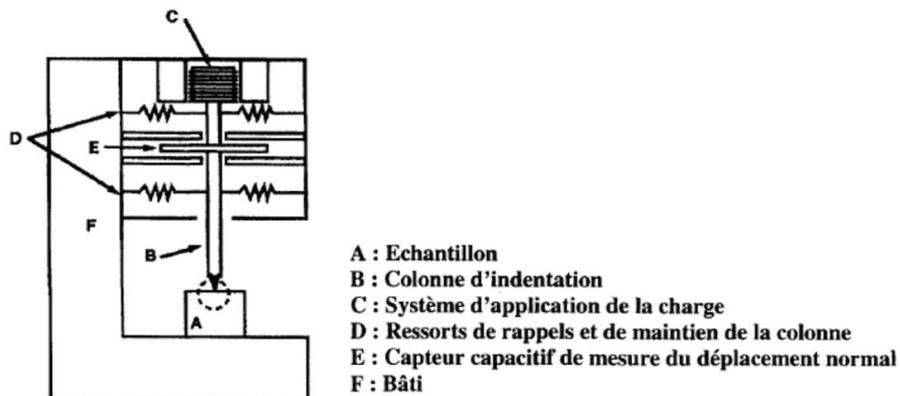


FIGURE II - 4 : SCHEMA DU NANOINDENTEUR XP [56].
Représentation schématique du Nanoindenter® XP (Agilent – MTS XP).

B. Le test d'indentation : principe de mesure

La nanoindentation est une technique permettant de déterminer les propriétés mécaniques des matériaux tels que le module de Young et la dureté.

Ce test consiste à mesurer la profondeur d'enfoncement d'un indenteur de géométrie connue (ici, une pointe de Berkovich de forme pyramidale à base triangulaire) sur un matériau [55].

Une force P (exprimée en Newtons) est appliquée de façon linéaire sur l'indenteur qui se trouve en contact avec le matériau analysé (Figure II – 5).

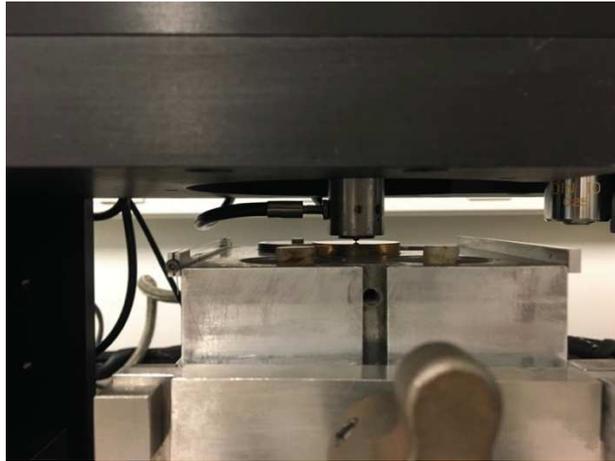


FIGURE II - 5 : NANOINDENTEUR XP.

La pointe de l'indenteur en contact avec un des échantillons testés.

L'application d'une force P permet à l'indenteur de pénétrer progressivement dans le matériau jusqu'à atteindre une profondeur totale $h_t = h_f + h_c$. Lors de la décharge, le retour élastique fait remonter cette matière d'une distance h_c (Figures II – 6 et II – 7).

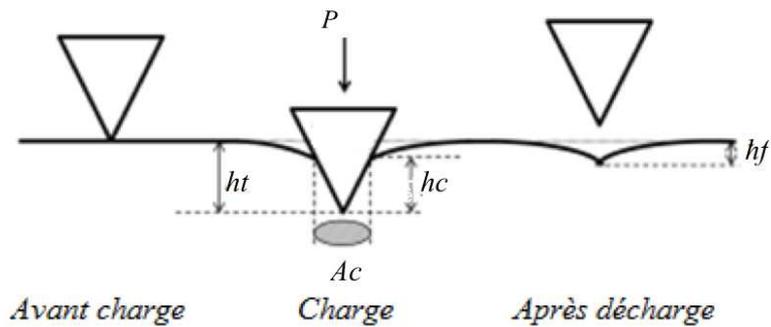


FIGURE II - 6 : REPRESENTATION SCHEMATIQUE D'UNE EMPREINTE D'INDENTATION.

P : charge ou force ; h_t : profondeur totale ; h_c : pénétration de la pointe ; h_f : retour élastique ;

A_c : aire de contact projetée [57].

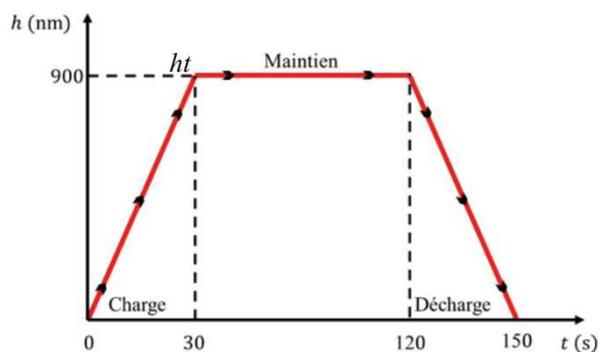


FIGURE II - 7 : COURBE DE CHARGE-DECHARGE EN FONCTION DU TEMPS.

La charge augmente pendant 30 secondes jusqu'à atteindre une profondeur totale h_t qui est maintenue pendant 90 secondes puis il se produit une décharge [58].

Ce retour élastique est ensuite mesuré et permet ainsi de retrouver le module de Young grâce au modèle d'Oliver & Pharr [55, 59].

Un système d'acquisition enregistre pendant toute la durée du test d'indentation la force appliquée en fonction de la profondeur de pénétration de la pointe. Une courbe charge-déplacement est alors obtenue (Figures II – 8 et II – 9).

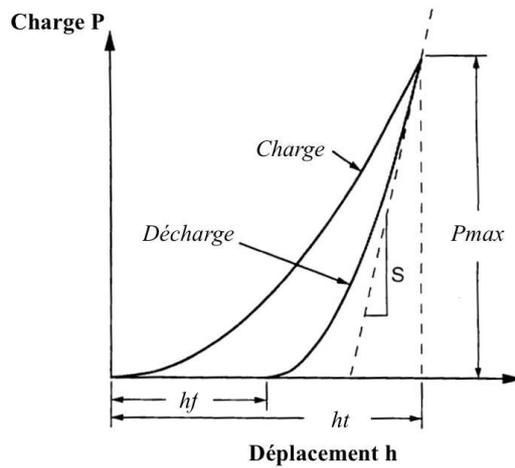


FIGURE II - 8 : COURBE CHARGE – DEPLACEMENT D'UN MATÉRIAU QUELCONQUE.
La charge et la décharge en fonction de la profondeur h [57].

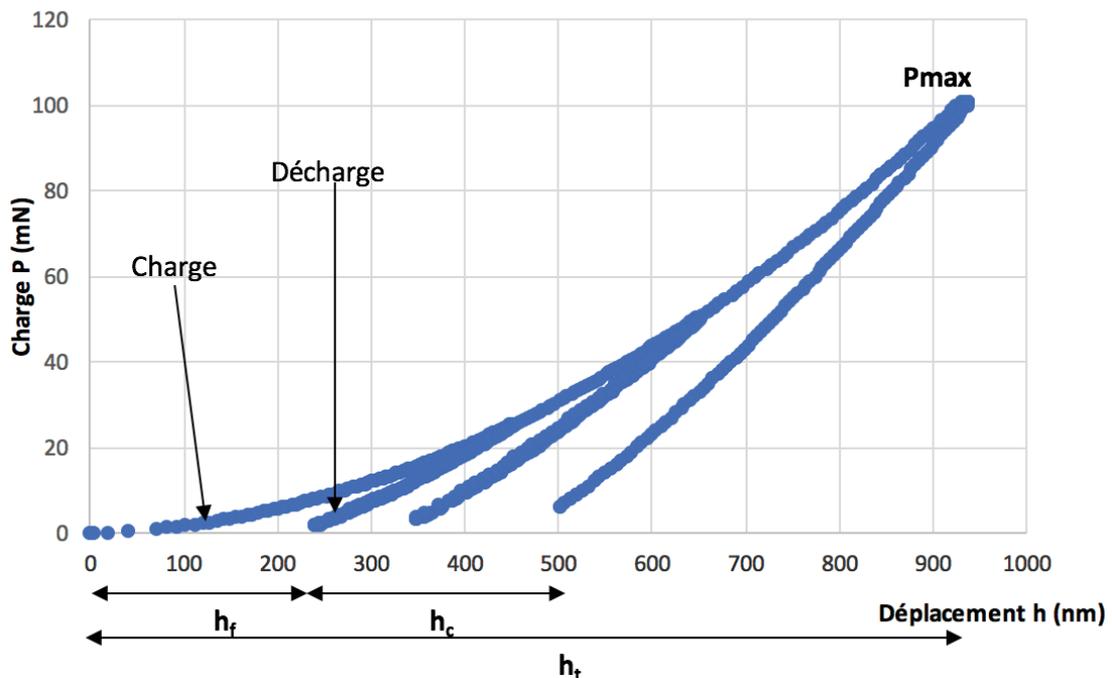


FIGURE II - 9 : COURBE DE CHARGE-DEPLACEMENT DE LA SILICE FONDUE (SiO_2).
Échantillon servant à calibrer le nanoindenteur.

Le modèle d'Oliver & Pharr est basé sur des hypothèses de base telles que :

- le comportement de la matière est purement élastique durant la phase de déchargement.
- la complaisance du système (indenteur - échantillon) est assimilée à deux ressorts en série.

$$\frac{1}{E_{eff}} = \frac{1 - \nu_i^2}{E_i} + \frac{1 - \nu_e^2}{E_e}$$

- le contact est modélisé analytiquement par un contact entre un indenteur rigide de géométrie définie et un matériau élastique, isotrope et homogène.

$$S = \frac{2\sqrt{A}}{\sqrt{\pi}} E_{eff} \quad \text{Avec } S, \text{ la raideur et } A_c \text{ l'aire de contact projetée.}$$

Les équations suivantes sont ainsi obtenues :

- $P = \alpha (h - h_t)^m$
- $h_c = h_t - \varepsilon \frac{P_{max}}{S}$
- $A_c = f(h_c) \sim 24.5 \times h_c + f(C)$

Avec $m \approx 2$ et $\varepsilon = 0.75$ pour un indenteur Berkovich et $f(C)$ dépendant aussi de la pointe.

La dureté est obtenue avec : $H = \frac{P_{max}}{A_c}$

Et le module d'élasticité grâce à :

$$E_e = \left(\frac{1}{E_{eff}} - \frac{(1 - \nu_i^2)}{E_i} \right)^{-1} \cdot (1 - \nu_e^2) \quad \text{avec} \quad E_{eff} = \frac{S\sqrt{\pi}}{2\beta\sqrt{A_c}}$$

Dans le cadre de cette étude, une dizaine d'indentations sont réalisées pour chaque échantillon, selon différentes forces : 12 mN, 25 mN, 50 mN, et selon deux nanotips. Chaque indentation donne une certaine valeur du module de Young. Celui-ci sera alors déterminé en calculant la moyenne des différents résultats obtenus (Tableau II – 3 et Figure II – 10).

Numéro de l'indentation	Nanotip 1		Nanotip 2	
	Force (mN)	Module E (GPa)	Force (mN)	Module E (GPa)
1	11,72	7,60	11,72	7,52
1	24,27	7,00	24,27	6,94
1	49,39	7,73	49,39	7,67
2	11,34	5,93	11,34	5,86
2	23,77	5,39	23,77	5,35
2	48,69	5,06	48,69	5,03
3	12,13	7,43	12,13	7,33
3	24,61	6,69	24,61	6,62
3	49,63	7,20	49,63	7,14
4	12,37	3,84	12,37	3,80
4	25,17	3,96	25,17	3,93
4	49,92	4,80	49,92	4,78
5	12,31	4,81	12,31	4,76
5	24,44	4,48	24,44	4,45
5	49,74	5,29	49,74	5,26
6	11,18	5,52	11,18	5,46
6	23,73	5,11	23,73	5,07
6	48,52	5,99	48,52	5,95
7	11,85	6,14	11,85	6,07
7	24,54	6,84	24,54	6,78
7	49,66	7,91	49,66	7,85
8	12,47	3,51	12,47	3,48
8	24,93	3,56	24,93	3,54
8	50,42	3,63	50,42	3,61
9	12,40	12,34	12,40	12,14
9	25,03	9,51	25,03	9,40
9	49,68	9,34	49,68	9,26

TABLEAU II - 3 : EXEMPLE DE RESULTATS DE NANOINDENTATION
POUR L'ECHANTILLON NUMERO 6 (SDR® DE DENSPLY).
A chaque force appliquée correspond un module de Young.

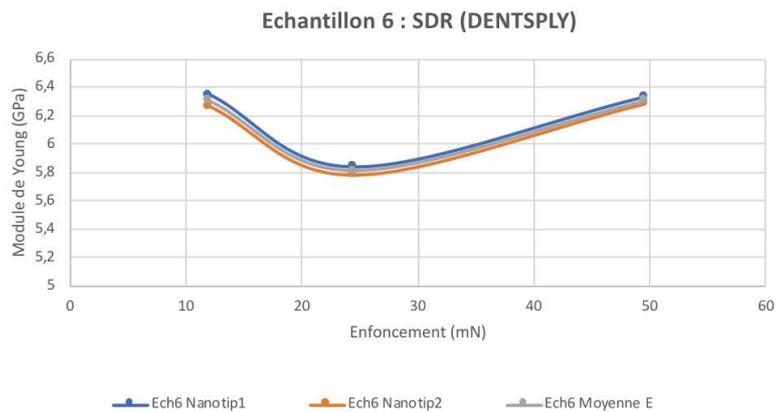


FIGURE II - 10 : EXEMPLE DE COURBE REPRESENTANT LES RESULTATS
POUR L'ECHANTILLON NUMERO 6 (SDR® DE DENSPLY).
La courbe bleue représente le Nanotip 1, la courbe orange le Nanotip 2
et la courbe grise est la moyenne des deux nanotips.

III. RESULTATS ET DISCUSSION

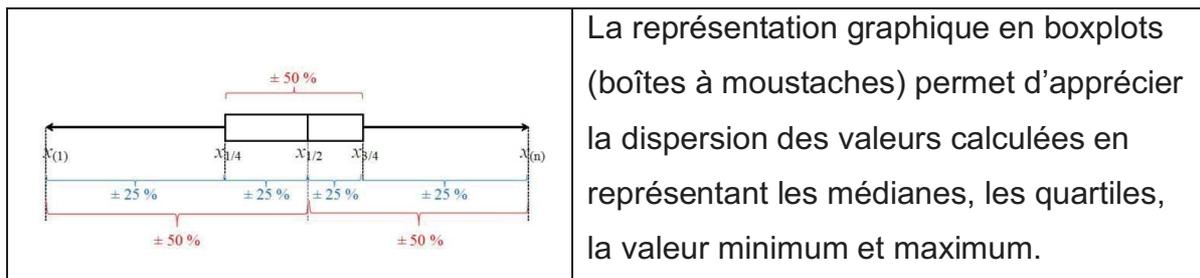
A. Résultats

La moyenne des modules de Young déterminée par les tests de nanoindentation donne les résultats suivants, par ordre croissant (Tableau II – 4) :

Numéro de l'échantillon	Nom de l'échantillon	Module de Young moyen (GPa)	Ecart-type (GPa)
6	SDR®	6,14	0,04
4	Tetric EvoCeram®	6,53	0,66
8	X-tra Base	9,60	0,14
7	LuxaCore® Z Dual	10,72	0,19
1	GrandioSO Heavy Flow	13,37	0,60
3	Gradia® Core	15,38	1,47
2	EverX Posterior™	16,66	0,64
9	Dentine de dent pulpée	16,69	2,65
5	Fuji II LC CAPSULE	21,66	2,71
10	Dentine de dent dépulpée	20,83	5,09

TABLEAU II - 4 : RÉSULTATS NUMÉRIQUES DES TESTS DE NANOINDENTATION.
Tableau présentant le module de Young moyen calculé pour les différents échantillons.

Les valeurs calculées ont aussi été compilées dans un logiciel de statistiques (IBM® SPSS® Statistics v20) afin de représenter graphiquement les résultats et de procéder aux tests statistiques. Les boîtes à moustaches (boxplots) permettent de visualiser les concepts de centralité et de dispersion des résultats.



Le logiciel de statistiques IBM® SPSS® Statistics v20 permet d'obtenir les résultats suivants (Figure II – 11).

Les matériaux de substitution dentinaire sont représentés par ordre croissant de leur module de Young, et peuvent être comparés à ceux de la dentine de dent pulpée et dépulpée.

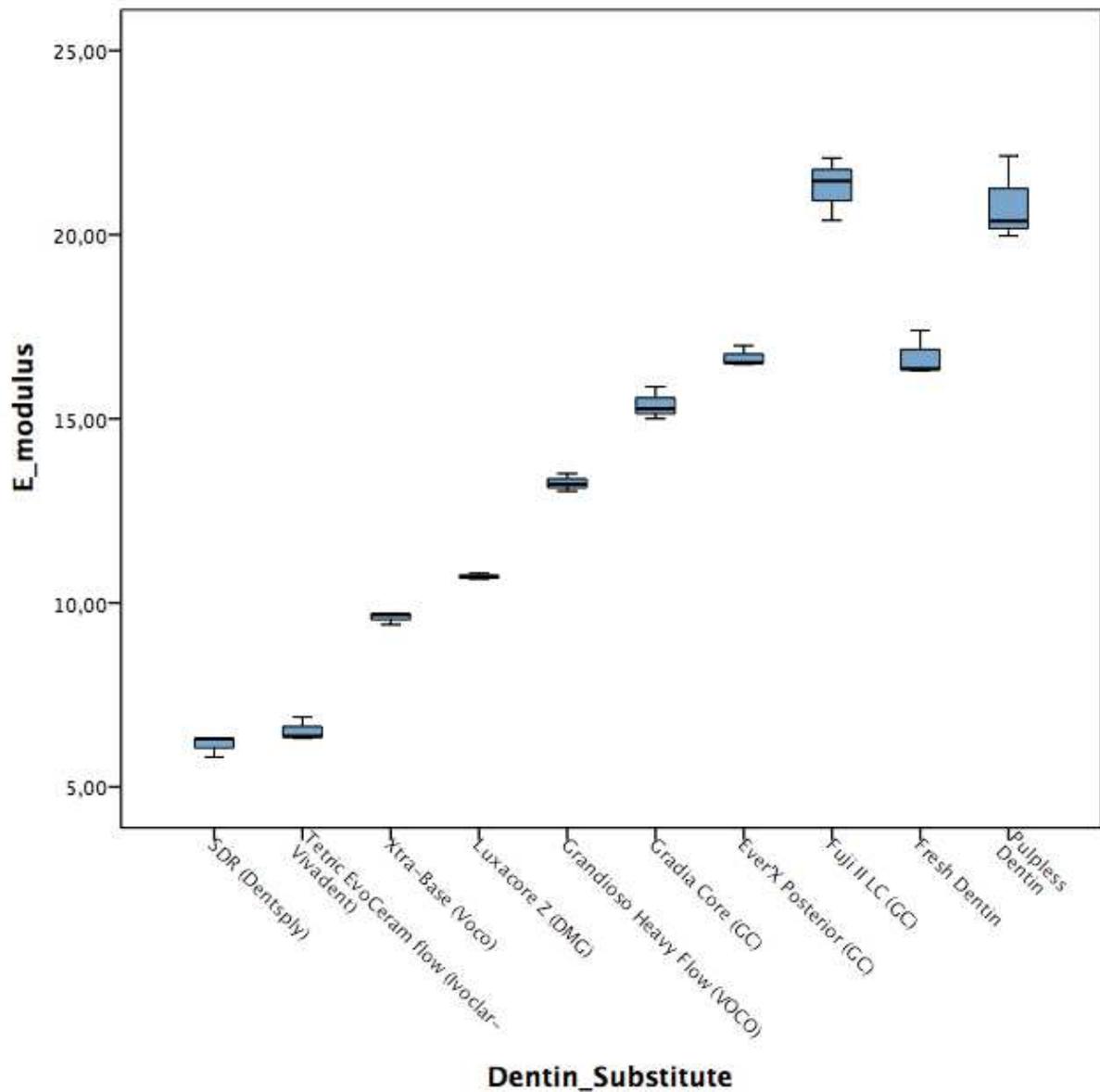


FIGURE II - 11 : RESULTATS GRAPHIQUES DES TESTS DE NANOINDENTATION.
Résultats graphiques sous forme de diagramme en boîtes à moustaches (ou boxplots).
(Courtoisie du Docteur O. Etienne).

Le test d'homogénéité des variances (ou test de Levene) (Tableau II – 5) est utilisé pour comparer deux variances ou plus, afin de valider leur homogénéité. Ce test doit être validé avant de choisir un test statistique paramétrique ou non paramétrique.

Test of Homogeneity of Variances

Young Modulus

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
5,401	9	50	,000

TABLEAU II - 5 : TEST D'HOMEGENEITE DES VARIANCES.

Nécessité de validation de ce test avant de choisir un test paramétrique ou non paramétrique.

(Courtoisie du Docteur O. Etienne).

Dans notre cas, le test de Levene étant significatif ($p < 0,005$ pour un $\alpha = 0,05$), il nous faut rejeter l'hypothèse que les variances sont également distribuées.

Un test non paramétrique est dès lors nécessaire (Tableau II – 6).

Hypothesis Test Summary

	Null Hypothesis	Test	Sig.	Decision
1	The distribution of Young_Modulus is the same across categories of Dentin_Substituts.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	,000	Reject the null hypothesis.

Asymptotic significances are displayed. The significance level is ,05.

TABLEAU II - 6 : TEST DE KRUSKAL-WALLIS.

Rejet de l'hypothèse nulle.

(Courtoisie du Docteur O. Etienne).

Le test non paramétrique de Kruskal-Wallis, adapté à la comparaison d'échantillons indépendants, a été retenu pour notre analyse. Ses résultats indiquent que la distribution des variances est significativement différente entre les substituts testés. Afin de mieux identifier les différences et les groupes statistiquement identiques, nous avons calculé les sous-groupes homogènes (Tableau II – 7).

		Subset							
		1	2	3	4	5	6	7	8
Sample ₁	SDR (Dentsply)	4,250							
	Tetric EvoCeram flow (Ivoclar-Vivadent)		8,750						
	Xtra-Base (Voco)			15,500					
	Luxacore Z (DMG)				21,500				
	Grandioso Heavy Flow (VOCO)					27,500			
	Gradia Core (GC)						33,500		
	Fresh Dentin							42,000	
	Ever'X Posterior (GC)							43,000	
	Pulpless Dentin								53,167
	Fuji II LC (GC)								55,833
Test Statistic		· ²	,231	1,641					
Sig. (2-sided test)		,631	,200
Adjusted Sig. (2-sided test)		,993	,673

Homogeneous subsets are based on asymptotic significances. The significance level is ,05.

¹ Each cell shows the sample average rank of Young_Modulus.

² Unable to compute because the subset contains only one sample.

TABLEAU II - 7 : TEST DE KRUSKAL-WALLIS.

Résultats des sous-groupes.

(Courtoisie du Docteur O. Etienne).

D'après ce test, 8 groupes de substituts dentinaires se distinguent statistiquement. Pour les tests en éléments finis, et afin de restreindre les calculs, nous avons limité les évaluations à quelques substituts représentatifs, formant ainsi 5 « groupes » :

- le SDR® (Dentsply) et le Tetric EvoCeram® (Ivoclar Vivadent) qui possèdent un module de Young très faible,
- l'Xtra Base (VOCO) et LuxaCore® Z Dual (DMG), qui, quant à eux, ont un module de Young moyen,
- le Grandioso Heavy Flow (VOCO), dont le module de Young est élevé pour un composite flow,

- le Gradia® Core (GC) et l'EverX Posterior™ (GC) qui possèdent un module de Young élevé, proche de celui de la dentine de dent pulpée,
- le Fuji II LC (GC), dont le module de Young très élevé s'apparente à celui de la dentine d'une dent dépulpée.

Les résultats graphiques de chaque échantillon se trouvent dans l'annexe II – 1.

B. Comparaison avec les données de la littérature

Echantillons :	Valeur de E obtenue par nanoindentation (GPa) :	Données fabricant et valeurs trouvées dans la littérature :
GrandioSO Heavy Flow (VOCO)	13,37 (+/-0,60)	- Données fabricant : 13,2 GPa - Jager : entre 9,15 et 12,68 GPa (en fonction de la température, storage modulus) (à 20°C : 12,02 GPa) [60]
EverX Posterior™ (GC)	16,66 (+/-0,64)	- Données fabricant : 16-17 GPa - Papagogiannis : 18,71 GPa (en flexion) [61] - Bijelic-Donova : 12,6 GPa (en flexion) [62] - Lassila : 12,5 GPa (module de flexion) [63] - Abouelleil : 14,6 GPa (+/-1,6) (module de flexion) [64]
Gradia® Core (GC)	15,38 (+/-1,47)	- Données fabricant : 10,8 GPa
Tetric EvoCeram® (Ivoclar Vivadent)	6,53 (+/-0,66)	- Données fabricant : 6 GPa - Randoplh : 7,4 GPa (en flexion) [65]
GC Fuji II LC CAPSULE (GC)	21,66 (+/-2,71)	- Données fabricant : Kwon : 7,9 GPa [66] - Cattani Lorente : 13,8 GPa (Fuji II LC) 9,6 GPa (Fuji II LC Cap) (module de flexion) [67] - Irie : 3,6 GPa (immédiatement après polymérisation) – 8,8 (après une semaine dans l'eau) [68]
SDR® (Dentsply)	6,14 (+/-0,04)	- Données fabricant : 5,7 GPa - Garoushi : 6 GPa (en flexion) [69] - Ilie : 9,2-9,3 GPa (indentation) [70] - Papadogiannis : 9,81 GPa (en flexion) [61]
LuxaCore® Z Dual Automix (DMG)	10,72 (+/-0,19)	- Données fabricant : 9,3 GPa (en flexion) - Panitiwat : 6,67 GPa (+/-0,54) (en flexion) [71]
X-tra Base (VOCO)	9,60 (+/-0,14)	- Données fabricant : 9 GPa - Garoushi : 8,3 GPa (en flexion) [69] - Abouelleil : 10,07 (+/-1,3) (2mm) (en flexion) [64] - Papadogiannis : 12,38 GPa (en flexion) [61]
Dentine de dent pulpée	16,69 (+/-2,65)	- Miyazaki : 18,5 – 21,8 GPa [72] - Wang : 26,7 GPa pour la dentine péri-tubulaire et 16,2 GPa pour la dentine intertubulaire [73]
Dentine de dent dépulpée	20,83 (+/-5,09)	

TABLEAU II - 8 : DONNEES DE LA LITTRATURE.

Comparaison des résultats de l'étude de nanoindentation avec les données de la littérature.

La comparaison des données de la littérature avec les valeurs obtenues par nanoindentation donne les résultats suivants (Tableau II – 8) :

- pour le Grandioso® Heavy Flow (VOCO) : entre 9,15 et 13,2 GPa dans la littérature contre 13,37 (+/-0,60) GPa pour notre étude.
- pour le EverX Posterior™ (GC) : entre 12,5 et 18,71 GPa dans la littérature contre 16,66 (+/-0,64) GPa pour notre étude.
- pour le Gradia® Core (GC) : 10,8 GPa pour les données fabricant, contre 15,38 (+/-1,47) GPa pour notre étude.
- pour le Tetric EvoCeram® (Ivoclar Vivadent) : entre 6 et 7,4 GPa dans la littérature, contre 6,53 (+/-0,66) GPa pour notre étude.
- pour le FUJI II LC (GC) : entre 3,6 et 9,6 GPa dans la littérature, contre 21,66 (+/-2,71) GPa pour notre étude.
- pour le SDR® (Dentsply) : entre 5,7 et 9,81 GPa dans la littérature, contre 6,14 (+/-0,04) GPa pour notre étude.
- pour le Luxacore® Z Dual Automix (DMG) : entre 6,67 et 9,3 GPa dans la littérature, contre 10,72 (+/-0,19) GPa pour notre étude.
- pour l'Xtra-Base® (VOCO) : entre 8,3 et 10,07 GPa dans la littérature, contre 9,60 (+/-0,14) GPa pour notre étude.
- pour la dentine : entre 16,2 et 26,7 GPa dans la littérature, contre 16,69 (+/-2,65) (pour la dentine de dent pulpée) et 20,83 (+/-5,09) GPa (pour la dentine de dent dépulée) pour notre étude.

Tel que le représente les résultats ci-dessus, les valeurs obtenues par les tests de nanoindentation sont relativement proches des données fabricant de chaque échantillon et des résultats trouvés dans la littérature.

Seul l'échantillon Fuji II LC (GC) obtient des valeurs beaucoup plus élevées que celles mentionnées dans les différents articles.

C. Discussion

Toutes les mesures concernant des polymères se sont révélées proches des valeurs publiées dans la littérature, bien qu'issues d'autres méthodes de mesure.

En revanche, le seul ciment verre ionomère (le Fuji II LC (GC)) qui a été testé a, lui, présenté des résultats extrêmement différents (21,66 GPa contre 9,8 GPa maximum). Etant donné la différence de valeurs pour cet échantillon, les mesures ont été répétées à trois reprises sur des échantillons qui ont, à chaque fois, été renouvelés. Les tests ont toujours donné les mêmes valeurs (entre 20 et 21 GPa).

Qui plus est, il a aussi été décidé de réaliser nos mesures après immersion de l'échantillon 48 heures dans l'eau, afin de comparer les valeurs obtenues. Bien que les résultats aient donné une valeur plus faible (18,72 (+/-3,71) GPa), elle reste tout aussi éloignée des données de la littérature.

Il a été fait le choix de ne pas procéder à l'immersion de nos autres échantillons puisque notre seconde étude est réalisée sur un modèle de restauration par overlay selon une technique de « sandwich fermé ». Le substitut dentinaire n'est pas exposé au milieu salivaire.

Ces divergences de résultats concernant le Fuji II LC (GC) pourraient s'expliquer par la structure même du matériau.

Cette différence de valeur peut également s'expliquer par le fait que ces données sont issues d'autres méthodes de mesure (la majorité sont des essais en flexion) et ont le plus souvent été obtenues grâce à des tests réalisés sur des échantillons préalablement immergés dans l'eau.

Les valeurs communiquées par les fabricants ne sont pas non plus toutes issues des mêmes tests.

D. Conclusion

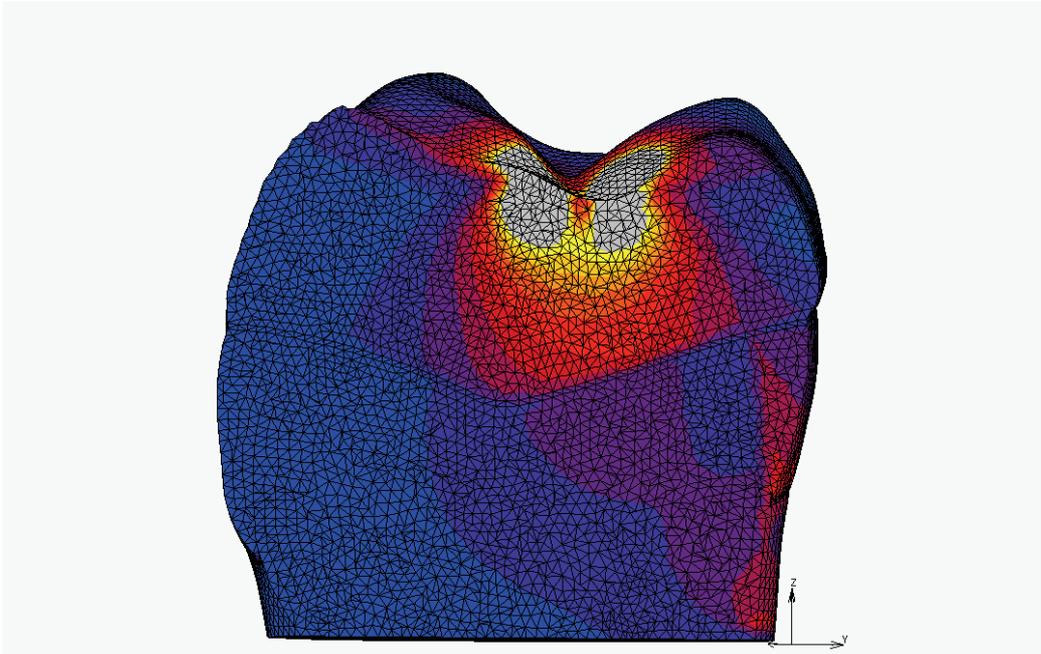
Cette étude de nanoindentation permet ainsi de comparer, à l'aide des mêmes conditions expérimentales, la différence d'élasticité entre les matériaux sélectionnés.

Elle permet de conclure que plusieurs groupes de matériaux se distinguent.

En effet, ils ont des comportements mécaniques différents et donc, potentiellement, différentes implications cliniques.

Ce travail donne ainsi les valeurs indispensables au modèle mathématique de notre seconde étude.

PARTIE III : LA METHODE DES ELEMENTS FINIS



I. GENERALITES

La méthode des éléments finis est largement utilisée pour la simulation numérique de problèmes physiques formulés en termes d'équations aux dérivées partielles.

Cette méthode consiste à découper un domaine spatial en petits éléments, et à rechercher une formulation simplifiée du problème sur chaque élément. Il s'agit en quelque sorte de remplacer un problème complexe par un problème plus simple qui peut être résolu.

Dans la plupart des cas, la méthode est mise en œuvre via des codes de calculs informatiques.

Cet outil de mathématiques appliquées est couramment utilisé dans le domaine de l'industrie à des fins d'analyse des problèmes d'ingénierie.

Par ailleurs, dans le domaine médical, de plus en plus d'études font appel à des analyses par éléments finis et c'est notamment le cas en odontologie. En effet, Pascal Magne a publié de nombreux articles portant sur l'étude des comportements d'éléments prothétiques (facettes, inlay, onlay, overlay...) par la méthode des éléments finis [74, 75].

A l'Université de Strasbourg, les docteurs Frédéric Heichelbech et Grégoire Flauss ont également effectué des travaux de thèse portant sur l'étude du comportement des facettes en céramique par cette même méthode [76, 77].

II. LE CBCT (CONE BEAM COMPUTERIZED TOMOGRAPHY)

Avant que le solide ne puisse être « découpé » en de multiples éléments finis, il doit d'abord être scanné.

Dans cette étude, le solide est une dent qui a été numérisée à l'aide d'un cone beam.

A. Définition

Le CBCT (Cone Beam Computerized Tomography) ou tomographie volumique à faisceaux coniques constitue une nouvelle technique d'imagerie médicale, à mi-chemin entre le panoramique dentaire et le scanner.

Il est notamment utilisé en dentisterie pour l'examen des tissus minéralisés (dents, os, cartilages) et permet ainsi la planification implantaire, la localisation de dents incluses et le diagnostic de diverses pathologies (infectieuses, osseuses, tumorales, kystiques, ou encore sinusiennes).

Il offre une résolution équivalente voire supérieure au scanner pour une irradiation moindre.

B. Principe

Comme son nom l'indique, le cone beam utilise un faisceau d'irradiation de forme conique qui balaye en un seul passage l'ensemble du volume à radiographier.

A chaque déplacement angulaire, une acquisition numérique (une image en deux dimensions) du volume traversé par le faisceau est obtenue. L'ensemble de ces acquisitions numériques permet d'obtenir une reconstitution numérique en trois dimensions.

Contrairement au scanner, le cone beam offre la possibilité de sélectionner un champ d'examen restreint afin d'éviter l'irradiation inutile de tout le crâne.

Il a également ses limites et n'est pas indiqué pour étudier les tissus mous, ce qui est plutôt l'indication du scanner ou de l'IRM.

III. LA METHODE DES ELEMENTS FINIS

A. Le maillage

La méthode des éléments finis consiste en un découpage de l'espace selon un maillage (Figure III - 1).

Cet espace est subdivisé en plusieurs sous-parties, de forme géométrique simple, qui sont des éléments (Figure III – 5).

Chacun de ces éléments sont reliés entre eux par des points appelés nœuds, des courbes appelées arêtes et des surfaces appelées faces. Ils forment des frontières communes.

Le but d'un maillage est de simplifier un système par un modèle représentant ce système.

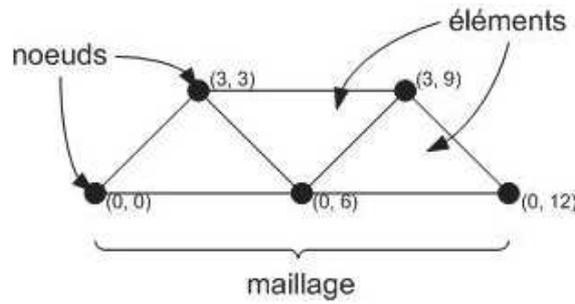


FIGURE III - 1 : LES DIFFERENTS CONSTITUANTS D'UN MAILLAGE.
Les éléments et les nœuds composant un maillage.

1. Élément à 1 dimension

Les éléments à une dimension (Figure III – 2) sont représentés par des droites ou des courbes et sont reliés entre eux par des nœuds qui forment la frontière commune entre deux éléments à une dimension.

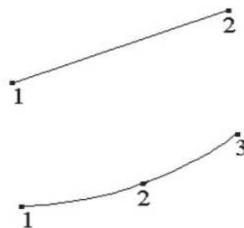


FIGURE III - 2 : ELEMENTS FINIS A 1 DIMENSION.
Une droite et une courbe.

2. Éléments à 2 dimensions

Les éléments à deux dimensions (Figure III – 3) peuvent être représentés par des triangles ou des rectangles ayant des nœuds et des arêtes en commun, et forment ainsi un maillage.

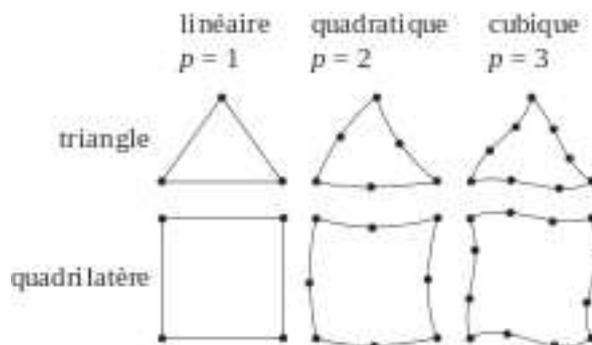


FIGURE III - 3 : ELEMENTS FINIS A 2 DIMENSIONS.
Triangle et de quadrilatère.

3. Éléments à 3 dimensions

Les éléments à trois dimensions (Figure III – 4) ont également plusieurs représentations géométriques possibles : des tétraèdres, des hexaèdres et des prismes. Tous trois ont des nœuds, des arêtes et des faces en commun.

Ces éléments complexes permettent de reproduire des solides aux formes géométriques irrégulières, observables dans la nature.

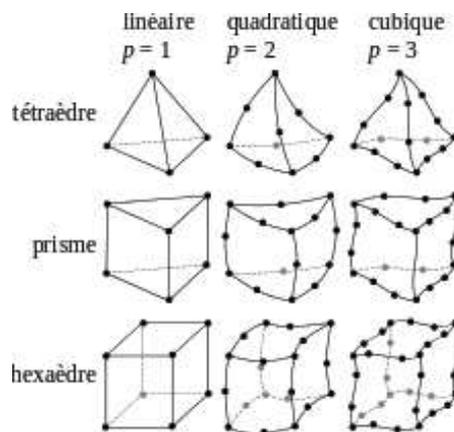


FIGURE III - 4 : ELEMENTS FINIS A 3 DIMENSIONS.

Tétraèdre, prisme et cube.

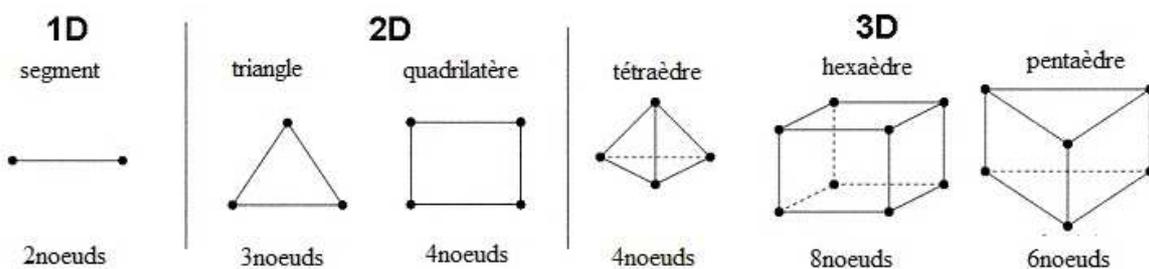


FIGURE III - 5 : EXEMPLES D'ELEMENTS FINIS.

Éléments finis à 1, 2 et 3 dimensions.

4. Propriétés des éléments

Dans le cadre de cette étude, les tissus dentaires (émail et dentine) ainsi que les matériaux nécessaires à la restauration de la dent (céramique, colle et substitut dentinaire) sont subdivisés en plusieurs milliers d'éléments à 3 dimensions.

Chacun de ces éléments, en fonction du tissu ou matériau qu'il représente, est caractérisé par des propriétés mécaniques qui lui sont propres :

- un coefficient de Poisson,
- un module de Young (ou module d'élasticité).

4.1. Coefficient de Poisson

Le coefficient de Poisson permet de caractériser la contraction de la matière perpendiculairement à la direction de l'effort appliqué (Figure III – 6).

Il est désigné par la lettre grecque ν et répond à la formule suivante :

$$\nu = \frac{\text{contraction transversale unitaire}}{\text{allongement axial unitaire}} = \frac{(l_0 - l)/l_0}{(L - L_0)/L_0}$$

Où :

- ν est le coefficient de Poisson (sans unité)
- l_0 et L_0 étant respectivement la largeur et la longueur initiales du matériau étudié (en unité de longueur)
- l est la contraction transversale (en unité de longueur)
- L est l'allongement transversal (en unité de longueur)

Le coefficient de Poisson est compris entre 0 et 0,5.

Pour un matériau quelconque, sa valeur est souvent voisine de 0,3.

S'il est égal à 0,5, cela signifie que le matériau étudié est parfaitement incompressible.

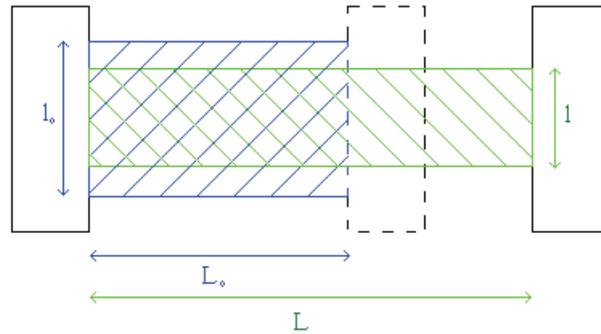


FIGURE III - 6 : COEFFICIENT DE POISSON.

Mesure du coefficient de poisson en comparant la contraction transversale l par rapport à l'allongement axial L .

4.2. Module de Young

Le module de Young ou module d'élasticité longitudinale ou encore module de traction est la constante qui relie la contrainte de traction (ou de compression) et le début de la déformation d'un matériau élastique isotrope (un matériau dont les propriétés mécaniques sont identiques dans toutes les directions).

Selon le physicien britannique Thomas Young (1773-1829), il existe un rapport de proportionnalité entre la contrainte de traction appliquée à un matériau et la déformation qui en résulte, tant que cette déformation reste faible et que la limite d'élasticité n'est pas atteinte.

Il en résulte la loi d'élasticité ou loi de Hooke.

Loi de Hooke :

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

Où :

- σ est la contrainte (exprimée en mégapascals (MPa))
- E est le module de Young (exprimé en mégapascals (MPa))
- ε est la déformation ou l'allongement relatif (exprimé en %)

Par conséquent, à contrainte égale, plus un matériau a un module de Young élevé moins il subira de déformation et inversement pour un matériau au module de Young faible.

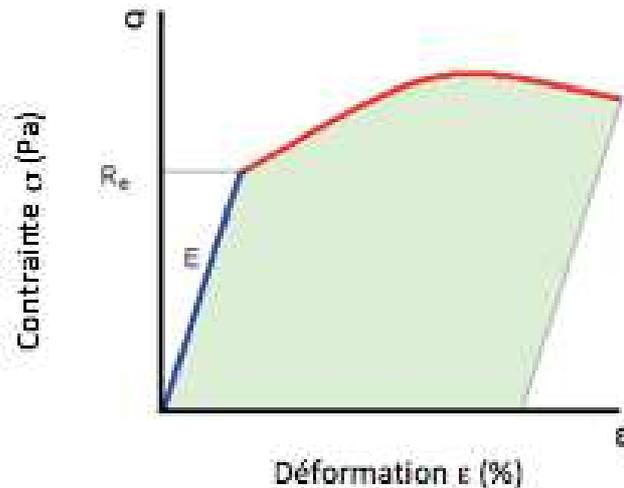


FIGURE III - 7 : DIAGRAMME CONTRAINTE – DEFORMATION.

- courbe bleue : déformation élastique,
- courbe rouge : déformation plastique,
- R_e : Limite élastique.

D'après le diagramme contrainte – déformation (Figure III – 7), la pente initiale (courbe bleue) du diagramme représente le module de Young et est relatif à la loi de Hooke : la déformation est **élastique**, c'est à dire que le matériau peut reprendre sa forme initiale après l'arrêt de l'application de la contrainte

R_e représente la limite élastique qui est la contrainte marquant la fin du domaine élastique.

Une fois la limite élastique R_e franchie, la déformation devient **plastique** (courbe rouge) ; le matériau commence à se déformer de manière irréversible.

B. Contraintes normales et contraintes de cisaillement

Une fois le maillage défini et les propriétés mécaniques (module de Young et coefficient de Poisson) attribuées à chacun des éléments, l'étude du comportement des matériaux peut commencer.

Pour ce faire, des forces (comparables à des charges occlusales) sont appliquées sur les nœuds du maillage, ce qui fait naître des contraintes.

1. Définitions

Une contrainte est la résistance à l'effort subie par un matériau.

Elle est définie par le rapport entre une force et la surface d'une section :

$$\sigma = \frac{F}{S}$$

Où :

- σ est la contrainte (exprimée en Pascals)
- F est la force (exprimée en Newtons)
- S est l'aire de la surface (exprimé en m²)

Il existe différents types de contraintes, parmi lesquelles :

- **Les contraintes normales** σ : contraintes appliquées de manière perpendiculaire à la face d'un matériau. Il peut s'agir d'une traction ou d'une compression.
- **Les contraintes tangentielles** τ (cisaillement) : contraintes appliquées de manière parallèle ou tangentielle à la face d'un matériau. Il s'agit de contraintes de cisaillement, qui représentent des contraintes d'un plan par rapport à un autre.

Une contrainte engendre une déformation du matériau (Figure III – 8).

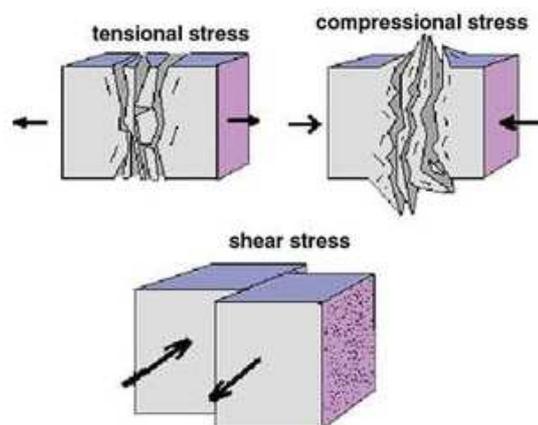


FIGURE III - 8 : DÉFORMATIONS DES MATÉRIAUX SELON UNE CONTRAINTE

- En haut à gauche : contrainte en traction : il se produit un étirement,
- En haut à droite : contrainte en compression,
- En bas : contrainte de cisaillement : il se produit un mouvement d'un plan par rapport à un autre.

2. Contraintes

Lorsqu'une force est appliquée sur des nœuds, des déformations vont se produire selon les 3 directions de l'espace (x, y et z).

Le solveur (logiciel servant à résoudre les équations de déplacement des nœuds) calcule alors les déformations de chacun des éléments selon leurs propriétés mécaniques (module de Young et coefficient de Poisson).

Prenons l'exemple d'un cube (élément à 3 dimensions) : suite à l'application des contraintes, les nœuds de ce cube peuvent se déplacer selon 6 directions.

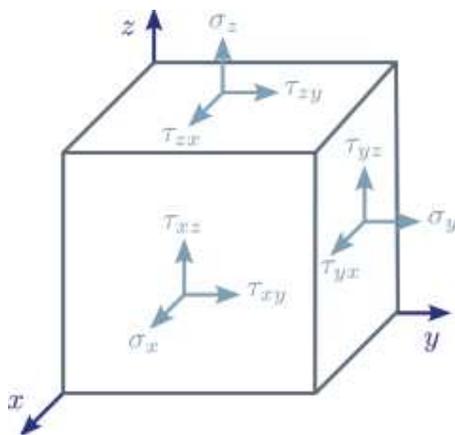


FIGURE III - 9 : ELEMENT À 3 DIMENSIONS : LE CUBE.

Contraintes normales σ et de cisaillement τ sur les faces d'un cube.

- 3 directions (x, y, z) pour les contraintes normales :
 - x \rightarrow x ou σ_x
 - y \rightarrow y ou σ_y
 - z \rightarrow z ou σ_z

$\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ sont les 3 contraintes normales.

- 3 directions (x, y, z) pour les contraintes de cisaillement :
 - x \rightarrow z et z \rightarrow x ou τ_{xz} ou τ_{zx}
 - y \rightarrow x et x \rightarrow y ou τ_{yx} ou τ_{xy}
 - y \rightarrow z et z \rightarrow y ou τ_{yz} ou τ_{zy}

$\tau_{xz} = \tau_{zx}, \tau_{yx} = \tau_{xy}, \tau_{yz} = \tau_{zy}$ donc τ_{xz}, τ_{xy} et τ_{yz} sont les 3 contraintes de cisaillement.

Ainsi, selon les déformations engendrées, le solveur peut déduire la nature des contraintes exercées (traction, compression ou cisaillement).

C. Contraintes équivalentes de Von Mises

Le critère de Von Mises a l'avantage de simplifier l'analyse des résultats.

Plutôt que de regarder les contraintes dans chacune des directions, les contraintes équivalentes de Von Mises permettent d'obtenir une sorte de « moyenne des contraintes », ce qui représente un gain de temps considérable.

En effet, ce critère tient compte des composantes de contraintes en traction, en compression et en cisaillement, afin de donner un niveau de contrainte isotrope (le même dans toutes les directions).

Par contre, elles ont l'inconvénient de faire perdre le signe de la contrainte. Dès lors, il est impossible de savoir si la zone est sollicitée en traction ou en compression.

D. Imposition des conditions aux limites

En mathématiques, une condition aux limites est une contrainte sur les valeurs que prennent les solutions des équations aux dérivées ordinaires et des équations aux dérivées partielles sur une frontière.

En pratique, pour un problème de résistance des matériaux, le déplacement est imposé à certaines parties du système (à certains nœuds) et pas à d'autres ; quand une zone d'appui sera immobile, d'autres zones subiront des forces et seront ainsi mobiles.

Ces conditions aux limites doivent être déterminées avant la phase de calcul.

E. Calcul

Le calcul par éléments finis s'effectue de manière automatique par un logiciel et comprend 3 étapes : le pré-traitement, le calcul, et le post-traitement.

1. Pré-traitement

Il s'agit des conditions préalables au calcul :

- **modélisation de l'objet** : réalisation du maillage.
- **définition des matériaux** : choix des modèles de comportements des matériaux (isotrope, anisotrope, orthotrope...) et attribution des caractéristiques aux différents éléments composant le maillage.
- **applications de forces sur les nœuds du maillage** : détermination des forces extérieures, des déplacements imposés et des conditions aux limites.

2. Calcul

Détermination numérique des déformations par le logiciel.

3. Post-traitement

Calcul des déformations et contraintes par le technicien ou ingénieur : reconstruction et mise en image des résultats obtenus.

IV. MATERIELS ET METHODES

A. Modèle étudié

Une première molaire mandibulaire (Figure III – 10) est sélectionnée comme modèle d'étude.



FIGURE III - 10 : MODÈLE ÉTUDIÉ.

Première molaire mandibulaire avant préparation de la cavité d'accès.

B. Numérisation de la molaire

En partenariat avec l'unité fonctionnelle de Radiologie du Pôle de Médecine et Chirurgie Bucco-Dentaires des Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, dirigé par le Professeur Anne-Marie Musset, le modèle étudié a été numérisé à l'aide d'un cone beam. Il s'agit du modèle ProMax® 3D Classic de la société Planmeca (Figure III - 11).



FIGURE III - 11 : CONE BEAM.
L'unit Planmeca Promax® 3d Classic.

Afin d'éviter les bruits, la dent est fixée à l'aide de cire orthodontique dans un gobelet rempli d'eau.

Les paramètres de numérisation sont les suivants :

- taille des Voxels : 75
- tension : 90 kV
- intensité : 14 mA
- temps d'exposition : 15 secondes

Cette numérisation est enregistrée sous forme d'acquisitions (Figure III – 12) au format .DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine).

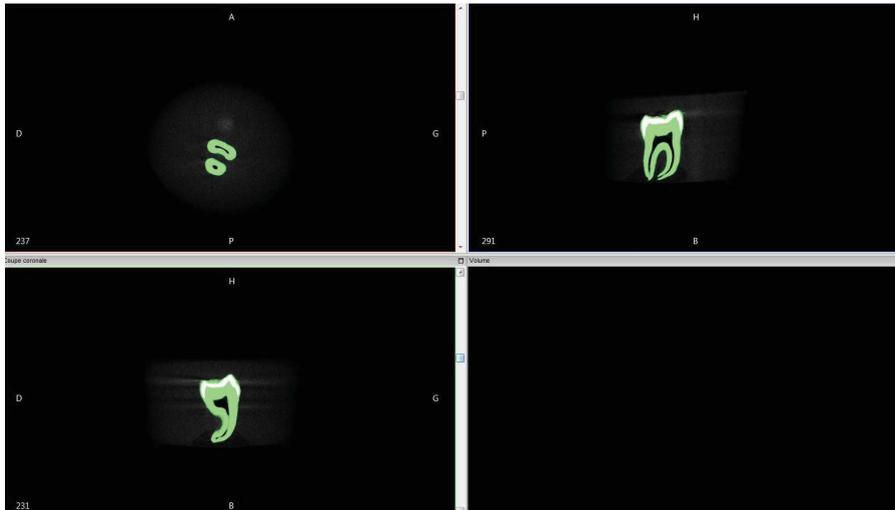


FIGURE III – 12 : LECTURE DES ACQUISITIONS.

Importation des acquisitions au format .DICOM grâce au logiciel invesalus 3.1.

C. Préparation de la cavité d'accès



FIGURE III - 13 : CAVITE D'ACCES.

Cavité d'accès réalisée sur le modèle étudié.

La molaire ayant ainsi été numérisée, une cavité d'accès (Figure III – 13) est ensuite réalisée, de telle sorte à obtenir l'espace nécessaire à la future modélisation du substitut dentinaire.

La dent préparée est alors numérisée une seconde fois avec les mêmes paramètres précisés ci-dessus et les acquisitions sont enregistrées au format .DICOM.

D. Isolation de l'émail et de la dentine

Les acquisitions (.DICOM) sont ensuite importées dans le logiciel InVesalius 3.1.1. grâce auquel, par une méthode de seuillage, les tissus amélaire et dentinaires peuvent être mis en évidence et isolés (Figure III – 14).

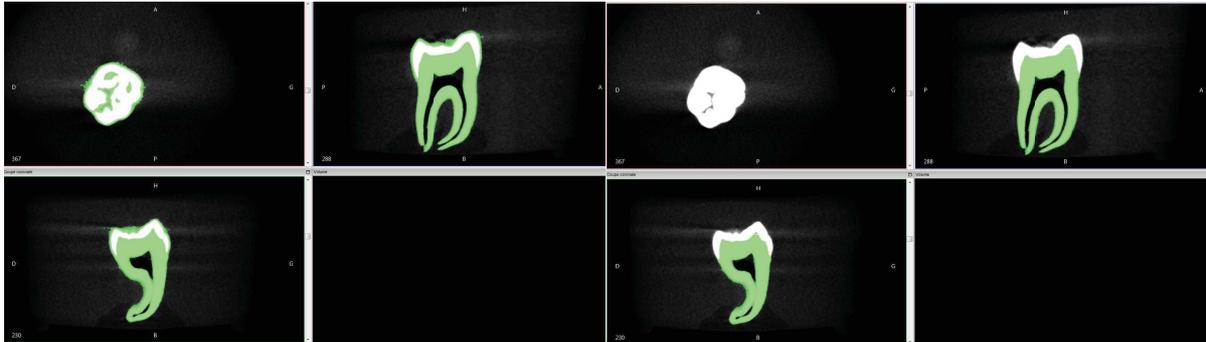


FIGURE III - 14 : MÉTHODE DE SEUILLAGE.

Isolation de la dentine à l'aide du logiciel Invesalius 3.1.

Ceci permet d'exporter la dent entière, l'émail, ainsi que la dentine au format .STL (Standard Triangle Language).

L'opération est répétée à deux reprises ; avec les acquisitions de la molaire non préparée et avec celles de la dent une fois la cavité d'accès réalisée (Figure III – 15).

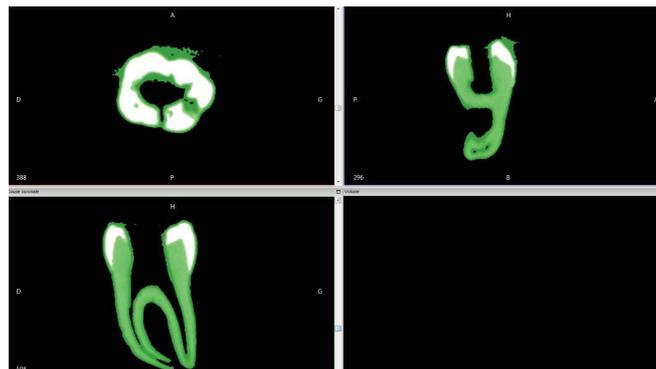


FIGURE III – 15 : LECTURE DES ACQUISITIONS APRÈS RÉALISATION DE LA CAVITÉ D'ACCÈS.

Importation des acquisitions au format .DICOM grâce au logiciel Invesalius 3.1.

4 modèles distincts sont ainsi obtenus :

- les modèles « dent entière », « émail » et « dentine »,
- le modèle « cavité d'accès ».

E. Modélisation en éléments finis

1. Du fichier .STL au fichier .IGES

Les fichiers .STL des modèles « dent entière », « émail » et « dentine » (Figure III-16) sont importés dans le logiciel Geomagic Studio 2014 (Geomagic GmbH, Germany).

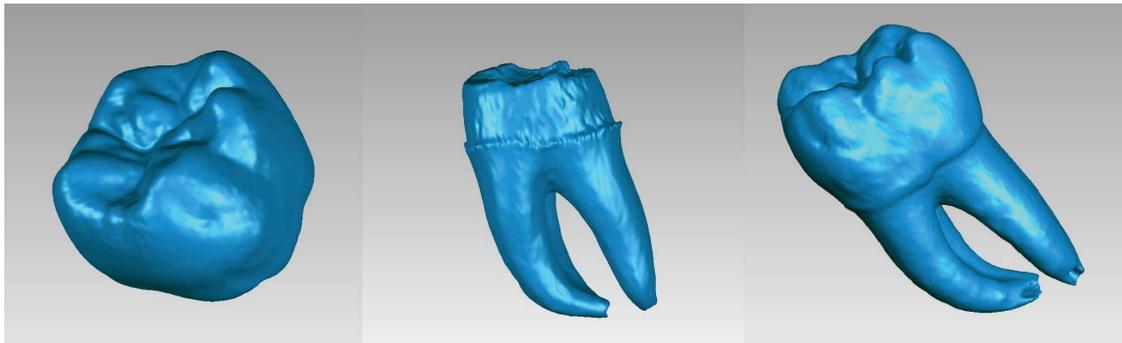


FIGURE III – 16 : FICHIERS .STL.

Les fichiers « émail », « dentine » et « dent entière » au format .STL sur le logiciel Geomagic Studio 2014.

Ce logiciel permet de passer d'un modèle composé de nuages de points à un solide numérique en trois dimensions.

En effet, en réunissant les points entre eux afin de créer des surfaces, nous obtenons un volume clos entouré de surfaces. Ce volume peut ensuite être transformé en solide. L'unité de mesure de ce logiciel est le millimètre.

Après avoir atténué les courbes de la dent, une transformation booléenne est effectuée afin de soustraire la dentine à la dent entière pour obtenir uniquement le tissu amélaire. Les fichiers « émail » et « dentine » (Figure III – 17) sont ensuite ouverts ensemble pour reconstituer le modèle « dent entière » (Figure III – 18) qui est enregistré au format .IGES (International Graphics Exchange Standard).

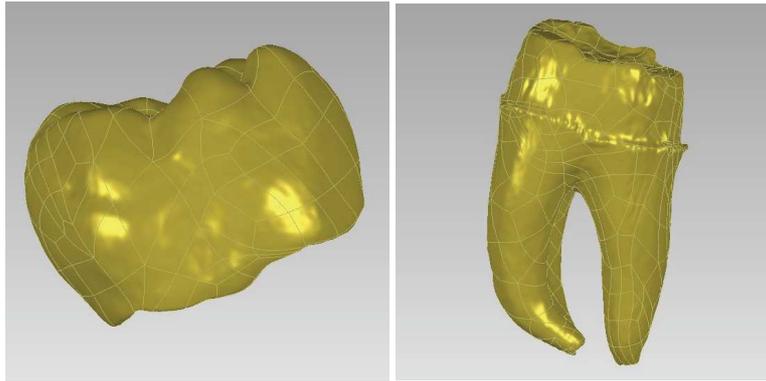


FIGURE III – 17 : FICHIERS « EMAIL » ET « DENTINE » AU FORMAT .IGES.

Les fichiers « émail » et « dentine » ouverts séparément au format .IGES sur le logiciel Geomagic Studio 2014.

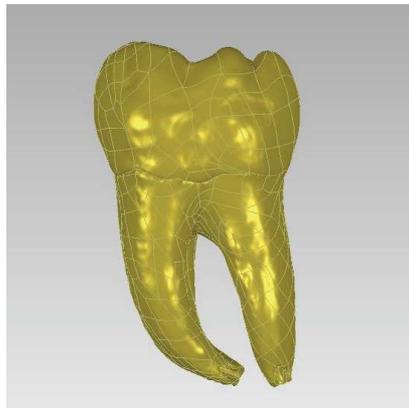


FIGURE III – 18 : MODÈLE « DENT ENTIÈRE » AU FORMAT .IGES.

Les fichiers « émail » et « dentine » ouverts ensemble au format .IGES sur le logiciel Geomagic Studio 2014.

2. Du fichier .IGES au fichier .BDF

2.1. Modélisations des différents solides

Le fichier .IGES est ensuite importé dans le logiciel Patran 2014 (MSC Software). Celui-ci permet de créer les solides « substitut dentinaire », « overlay », « colle », « émail » et « dentine », à partir des surfaces obtenues précédemment grâce au logiciel Geomagic Studio 2014.

Ces différents solides peuvent ensuite être transformés en éléments finis.

Ce travail est réalisé par le Docteur Frédéric Heichelbech.

2.1.1. Création du solide « overlay »

Le solide « overlay » (Figure III – 19) est réalisé à l'aide d'une dent ayant été préparée à recevoir un overlay en céramique. Cette préparation a été réalisée numériquement par le Docteur Olivier Etienne.

La face supérieure de la préparation nous a servi de plan de coupe pour notre modèle et nous avons obtenu le solide « overlay » en découpant la dent entière grâce à ce plan de coupe. L'overlay est en contact avec la colle.



FIGURE III – 19 : LE SOLIDE « OVERLAY ».
Le solide « overlay » en vues vestibulaire et occluso-vestibulaire.

2.1.2. Création du solide « substitut dentinaire »

La création du solide « substitut dentinaire » (Figure III – 20) est réalisée à l'aide du modèle « cavité d'accès ».

Celui-ci est parfaitement repositionné sur le modèle « dent entière » et la soustraction du volume « cavité d'accès » donne le solide « substitut dentinaire ».

Il est en contact avec la dentine, l'émail et la colle.



FIGURE III – 20 : SOLIDE « SUBSTITUT DENTINAIRE ».
Le solide « substitut dentinaire » en vues vestibulaire et occlusale.

2.1.3. Création du solide « colle »

D'après les données de la littérature, l'épaisseur optimale de colle devrait être comprise en 50 et 100 microns [78].

La création de ce solide (Figure III – 21) est obtenue par une translation du solide « overlay » de 100 microns.

La colle est en contact avec l'émail, la dentine, le substitut dentinaire et l'overlay.

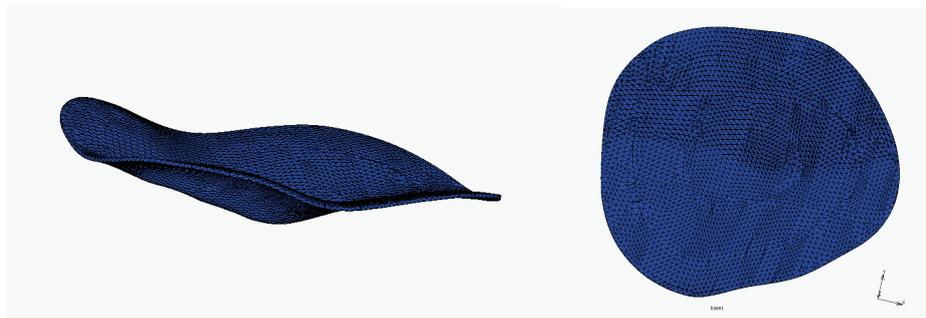


FIGURE III – 21 : SOLIDE « COLLE ».

Le solide « colle » en vues vestibulaire et occlusale.

2.1.4. Création des solides « émail » et « dentine »

Les solides « émail » et « dentine » (Figure III – 22) ont été précédemment créés par une transformation booléenne à partir du logiciel Geomagic Studio 2014.

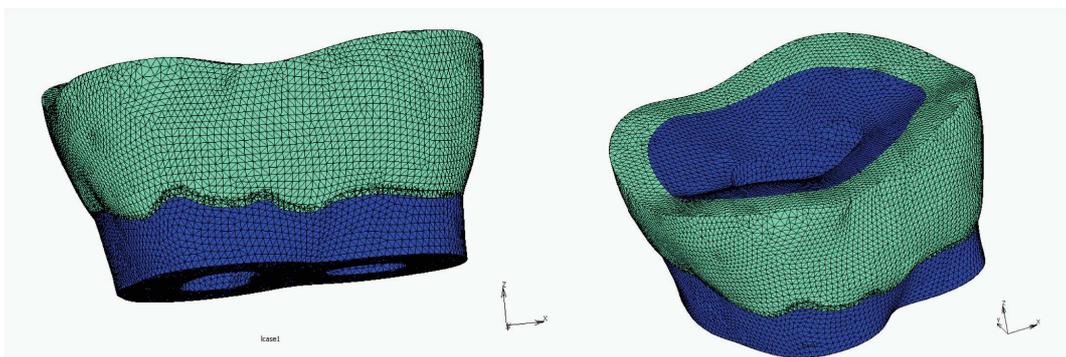


FIGURE III - 22 : SOLIDES « EMAIL » ET « DENTINE ».

Les solides « émail » et « dentine » en vues vestibulaire et occlusale.

2.2. Modélisation en éléments finis

2.2.1. Maillage des solides

Grâce au logiciel Patran 2014, chaque solide est subdivisé en plusieurs dizaines de milliers d'éléments finis en trois dimensions, de forme tétraédrique. Ces éléments finis sont de catégorie « Tet4 », qui correspond à une pyramide à 4 coins (Figure III – 23).

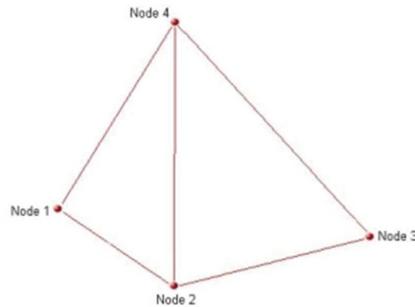


FIGURE III - 23 : ELEMENT FINI TETRAEDRIQUE DE CATEGORIE « TET4 ».
Catégorie d'éléments finis constituant le modèle.

Les surfaces des différents domaines sont tout d'abord maillées à l'aide d'éléments finis en deux dimensions, de type rectangulaire « Quad4hybrid ».

Un défaut de contact ou une interpénétration d'éléments finis faisant partie de solides distincts risqueraient de fausser les calculs et donc les résultats.

C'est pourquoi ce maillage initial en deux dimensions permet de guider le futur maillage en trois dimensions et d'ainsi obtenir un contact parfait entre les différents solides.

Ainsi, chaque solide est composé d'un nombre d'éléments finis qui lui est propre (Tableau III.1.).

Solide	Nombre d'éléments finis par solide
Overlay	372128
Colle	19891
Substitut dentinaire	83997
Email	107804
Dentine	309589

TABLEAU III - 1 : NOMBRE D'ELEMENTS FINIS PAR SOLIDE.
Chaque solide possède un nombre d'éléments finis qui lui est propre.

2.2.2. Caractéristiques mécaniques des solides

Chaque solide se voit attribuer un module de Young ainsi qu'un coefficient de Poisson. Les valeurs de l'émail et de la dentine sont des données issues de la littérature [75, 79].

En ce qui concerne le solide « overlay » le choix s'est porté sur une vitrocéramique IPS e.max® (Ivoclar Vivadent) et un composite renforcé usiné CERASMART™ (GC). Le CERASMART™ (GC) se distingue de l'IPS e.max® (Ivoclar Vivadent) par son module de Young nettement plus faible :

- 95 GPa pour l'IPS e.max® (Ivoclar Vivadent),
- 8 GPa pour le CERASMART™ (GC).

Cela fait de ce dernier un matériau proche de tous les autres blocs de composite usiné, dont le module de Young est le plus souvent inférieur à 10 GPa.

Les valeurs du module de Young et du coefficient de Poisson de l'IPS e.max® nous ont été communiquées par la société Ivoclar Vivadent.

Le module de Young du CERASMART™ nous a été communiqué par la société GC France. Un coefficient de Poisson de 0,35 lui est attribué.

Le solide « colle » est représenté par le Variolink®. Ses propriétés mécaniques nous ont également été communiquées par la société Ivoclar Vivadent.

Le module de Young des différents substituts dentinaires est déterminé par l'étude de nanoindentation réalisée en partenariat avec l'Institut Charles Sadron de Strasbourg. Un coefficient de Poisson moyen de 0,35 leur est attribué (Tableau III - 2).

<u>Solide</u>	<u>Matériau</u>	<u>Module de Young (MPa)</u>	<u>Coefficient de Poisson</u>
Overlay	IPS e.max®, Ivoclar Vivadent	95 000	0,24
	Cerasmart™, GC	8000	0,35
Colle	Variolink®, Ivoclar Vivadent	8 300	0,3
Email		84 100	0,33 [75, 79]
Dentine		20 830	0,32 [75]
Substitut	GrandioSo Heavy Flow, VOCO	13 370	0,35
	EverX Posterior™, GC	16 660	0,35
	Gradia®Core, GC	15 380	0,35
	Tetric Evoceram®, Ivoclar Vivadent	6 530	0,35
	Fuji II LC, GC	21 660	0,35
	SDR®, Densply	6 140	0,35
	Luxacore® Z Dual, DMG	10 720	0,35
	XtraBase, VOCO	9 600	0,35

TABLEAU III - 2 : CARATÉRISTIQUES MÉCANIQUES DES SOLIDES.
Modules de Young et coefficients de Poisson des différents matériaux et tissus dentaires.

Une extension du fichier est alors générée au format .BDS et pourra être importée dans le solveur.

3. Le solveur

Le fichier .BDS est alors importé dans le solveur Marc Mentat 2014 (MSC Software).

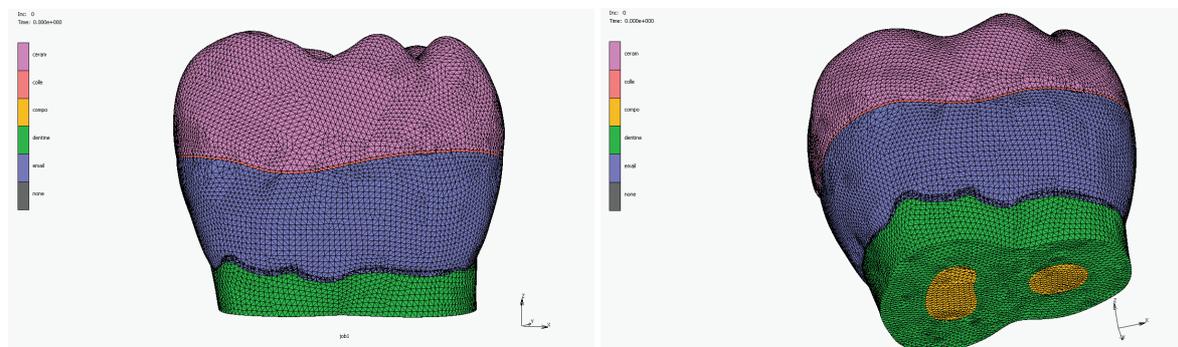


FIGURE III - 24 : LE MODELE AU FORMAT .BDS.
Le modèle importé dans le logiciel Marc Mentat 2014.

Ce logiciel permet :

- de résoudre les équations de déplacement des nœuds,
- de calculer les déformations de chacun des éléments selon leur module de Young et leur coefficient de Poisson,
- et d'analyser les contraintes internes apparaissant à l'intérieur d'un objet soumis à une force externe.

Une fois le fichier .BDS importé, il est possible d'appliquer des conditions limites au modèle (Figure III – 24).

3.1. Préparation des calculs : applications des conditions limites

3.1.1. Fixation du modèle

La fixation de l'émail et de la dentine à leur base (Figure III – 25) est la première condition limite.

Ainsi, le déplacement de la dent dans les trois plans de l'espace selon X, Y et Z est impossible.

Bien que les dents bénéficient d'une laxité ligamentaire en situation clinique réelle, cette condition est indispensable à l'étude.



FIGURE III - 25 : FIXATION DU MODELE.
Fixation de l'émail et de la dentine à leur base.

3.1.2. La force occlusale

La deuxième condition limite est l'application de la force occlusale (Figure III – 26).

En occlusion de classe I, les molaires ont un rapport cuspide-fosse.

D'après P-K Thomas, cette force s'applique sur la fosse centrale d'une molaire mandibulaire selon un contact tripodique (Figure III – 26) [80].

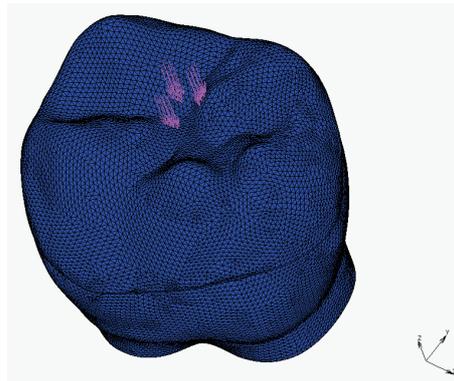


FIGURE III - 26 : CONTACT TRIPODIQUE.
Points de force exercés selon Z.

L'étude de de Las Casas a déterminé une résultante des forces occlusales exercée sur une molaire d'une valeur 162 Newtons [81].

Néanmoins, chez un bruxomane, la force occlusale est beaucoup plus élevée et peut atteindre jusqu'à 847 Newtons [82].

Il a donc été choisi de réaliser les tests à la fois pour une force de 162 Newtons et pour une force maximale de 800 Newtons.

3.2. Lancement des calculs

Le modèle est ainsi prêt pour les calculs.

Les 8 substituts dentinaires sont testés à la fois dans le cadre d'un overlay en céramique IPS e.max® (Ivoclar Vivadent), et d'un overlay en composite (CERASMART™ (GC), et cela, selon deux forces différentes (162 et 800 Newtons).

Il suffit alors de modifier les valeurs (module de Young et coefficient de Poisson) du substitut dentaire testé avant chaque lancement de calcul, ainsi que les valeurs de l'overlay et de la force.

Au total, 32 calculs sont ainsi lancés :

- 8 calculs pour un overlay céramique avec une force de 162 N,
- 8 calculs pour un overlay céramique avec une force de 800 N,
- 8 calculs pour un overlay composite avec une force de 162 N,
- 8 calculs pour un overlay composite avec une force de 800 N.

Pour chacun des calculs, nous obtenons un fichier de sortie pouvant être analysé.

V. RESULTATS ET DISCUSSION

A. Résultats

1. Introduction

Une fois le fichier de sortie de chaque calcul ouvert, les différents constituants de la dent, à savoir le substitut dentinaire, l'overlay, la colle, l'émail et la dentine peuvent être isolés afin d'être analysés séparément.

2. Les paramètres étudiés

2.1. Les substituts dentinaires

Chaque substitut dentinaire est analysé en attribuant les propriétés mécaniques correspondantes, et est étudié selon les contraintes équivalentes de Von Mises (exprimées en MPa). Elles permettent de mettre en évidence toutes les zones soumises à une contrainte (en traction et en compression).

Cependant, elles ont l'inconvénient de faire perdre le signe des contraintes, ce qui empêche de savoir s'il s'agit de forces de traction ou de compression.

2.2. L'overlay

L'IPS e.max® (Ivoclar Vivadent) et le CERASMART™ (GC) sont analysés. Ces matériaux sont également étudiés selon les contraintes de Von Mises.

2.3. La colle

La colle est étudiée selon les contraintes de Von Mises mais aussi selon la force de traction passant par l'axe de la dent. En effet, ces contraintes verticales permettent de mettre en évidence l'étirement de la colle.

2.4. L'émail et la dentine

Tout comme pour les substituts dentinaires, les contraintes étudiées sur l'émail et la dentine sont uniquement les contraintes équivalentes de Von Mises.

3. Echelle

Pour les contraintes de Von Mises, l'échelle, exprimée en MPa, est identique pour chacun des paramètres étudiés :

- les zones bleues sont les valeurs les plus faibles,
- les zones rouges correspondent aux valeurs moyennes,
- les zones jaunes représentent les valeurs les plus fortes,
- les zones blanches correspondent aux valeurs maximales, allant au-delà de l'échelle étudiée.

Les valeurs sont uniquement positives.

Pour les contraintes de traction, le dégradé de couleurs de l'échelle est le même que celui de l'échelle des contraintes de Von Mises, excepté que les valeurs sont négatives et positives.

Les zones grises sont les valeurs en compression et sont négatives. Celles-ci ne sont pas analysées. Les valeurs étudiées sont celles en traction et sont positives. Elles caractérisent l'étirement du polymère de collage :

- les zones bleues sont les valeurs les plus faibles,
- les zones rouges correspondent aux valeurs moyennes,
- les zones jaunes représentent les valeurs les plus fortes,
- les zones blanches correspondent aux valeurs maximales, allant au-delà de l'échelle étudiée.

4. Résultats

D'après les résultats de nanoindentation, 5 « groupes » de substituts dentinaires se distinguent.

Afin de simplifier la lecture et l'interprétation des résultats, 4 matériaux sont choisis en fonction de leur module de Young :

- SDR® (Dentsply), dont le module de Young est très faible,
- LuxaCore® Z Dual (DMG), qui a un module de Young moyen,
- EverX Posterior™ (GC), qui possède un module de Young relativement élevé, proche de celui de la dentine d'une dent pulpée.
- GC Fuji II LC CAPSULE (GC), qui lui a un module de Young élevé, proche de celui de la dentine d'une dent dépulée.

L'ensemble « overlay », « colle », « substitut dentinaire », et « émail et dentine » est étudié selon les contraintes de Von Mises par une coupe longitudinale de la dent passant par les points de force.

La colle est également étudiée séparément selon les contraintes de Von Mises mais aussi selon la force de traction.

Les résultats des tests réalisés avec les valeurs des 5 autres substituts dentinaires figurent en annexes.

4.1. Etude d'une coupe longitudinale du modèle selon les contraintes de Von Mises

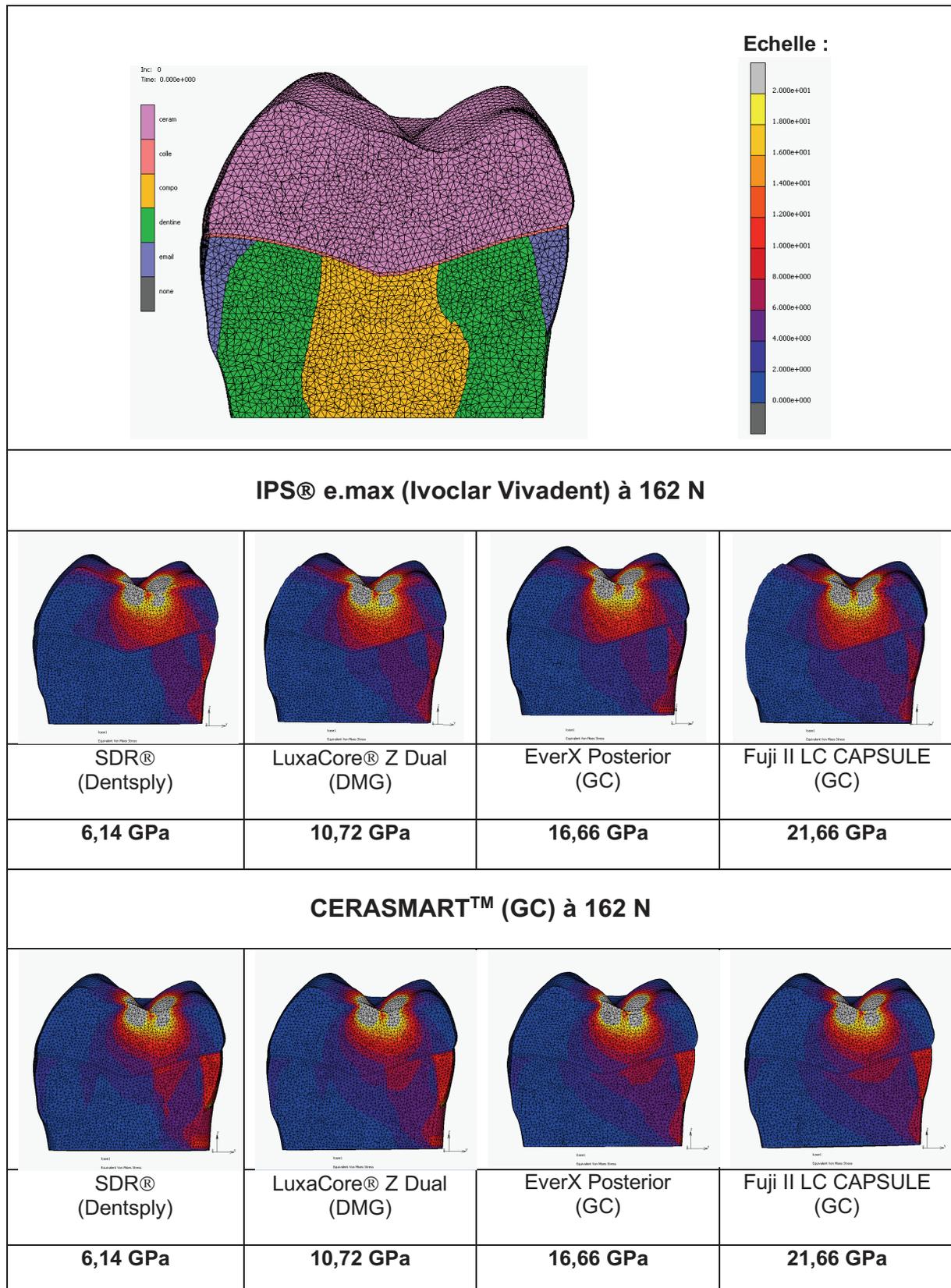
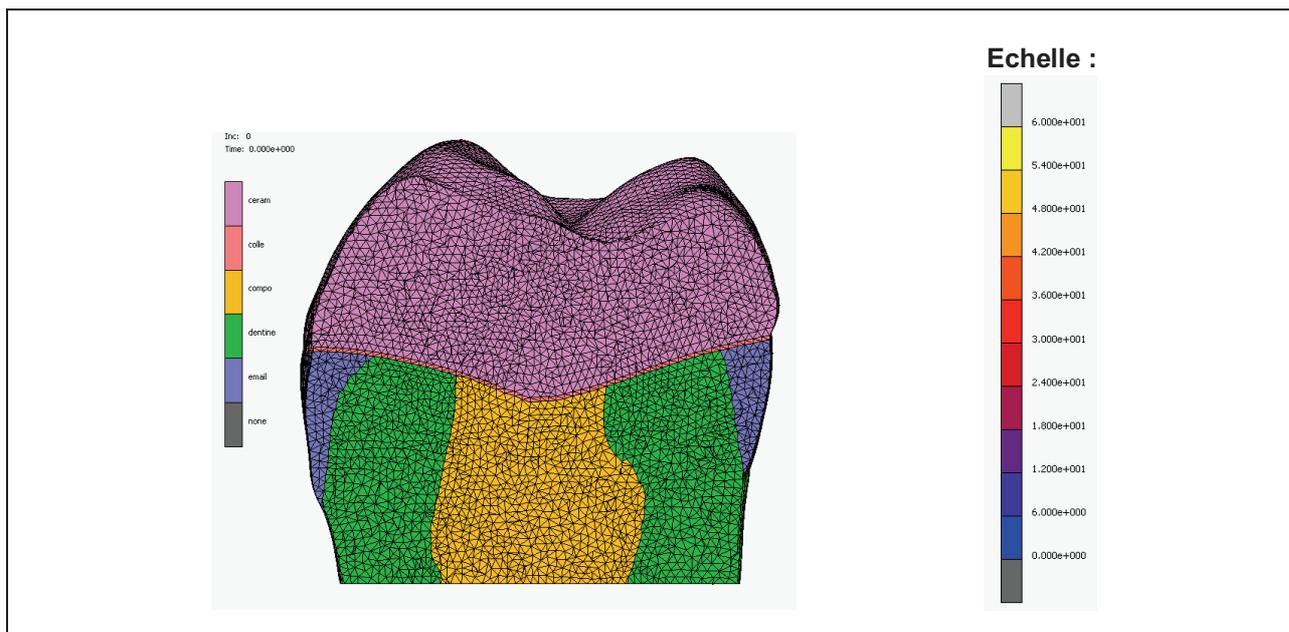
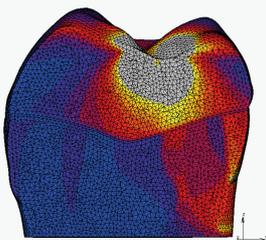
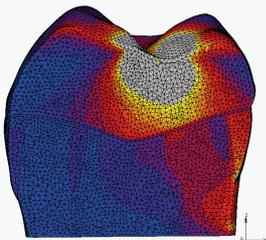
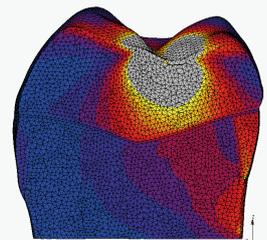
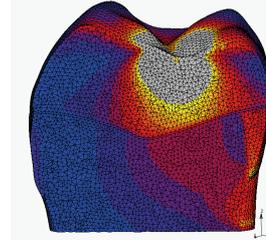


TABLEAU III - 3 : CONTRAINTES DE VON MISES A 162 N.
Coupe longitudinale du modèle selon l'axe mésio-distal.



IPS® e.max (Ivoclar Vivadent) à 800 N

			
SDR® (Dentsply)	LuxaCore® Z Dual (DMG)	EverX Posterior (GC)	Fuji II LC CAPSULE (GC)
6,14 GPa	10,72 GPa	16,66 GPa	21,66 GPa

CERASMART™ (GC) à 800 N

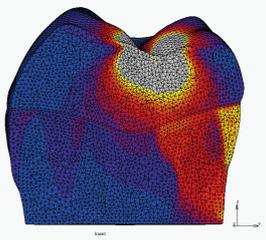
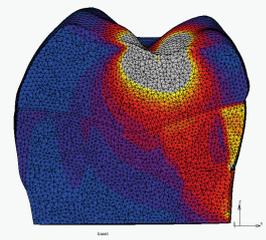
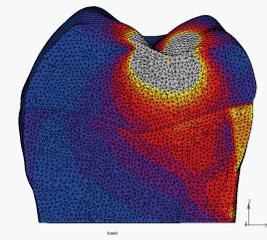
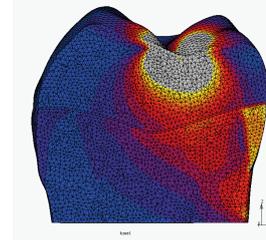
			
SDR® (Dentsply)	LuxaCore® Z Dual (DMG)	EverX Posterior (GC)	Fuji II LC CAPSULE (GC)
6,14 GPa	10,72 GPa	16,66 GPa	21,66 GPa

TABLEAU III - 4 : CONTRAINTES DE VON MISES A 800 N
Coupe longitudinale du modèle selon l'axe méso-distal.

Interprétations générales

Les contraintes augmentent selon l'intensité de la force.

Les contraintes maximales sont localisées au cœur de l'overlay et s'amenuisent en se propageant plus ou moins aux tissus dentaires et au matériau de substitution dentinaire (Tableaux III – 3 et III – 4).

Nom de l'échantillon	Module de Young (GPa)	IPS e.max® (Ivoclar Vivadent)	CERASMART™ (GC)	IPS e.max® (Ivoclar Vivadent)	CERASMART™ (GC)
		162 N	162 N	800 N	800 N
SDR® (Dentsply) CONTRÔLE	6,14	226,3	203,1	1118	1004
Luxacore® Z Dual (DMG)	10,72	226,5 (+0,1%)	203,2 (-0,1%)	1119 (+0,1%)	1004 (/)
EverX Posterior (GC)	16,66	226,7 (+0,2%)	203,2 (+0,04%)	1120 (+0,2%)	1005 (+0,1%)
Fuji II LC (GC)	21,66	226,8 (+0,2%)	203,3 (+0,1%)	1121 (+0,2%)	1005 (+0,1%)

TABLEAU III – 5 : VALEURS MAXIMALES DES CONTRAINTES DE VON MISES DANS L'OVERLAY (EN MPA).

Contrôle avec l'échantillon SDR® (Dentsply).

	% de diminution des contraintes de Von Mises au sein de l'overlay en CERASMART™ par rapport à celui en IPS e.max®	% de diminution des contraintes de Von Mises au sein de l'overlay en CERASMART™ par rapport à celui en IPS e.max®
	162 N	800 N
SDR® (Dentsply)	-10,3 %	-10,2 %
Luxacore® Z Dual (DMG)	-10,3 %	-10,3 %
EverX Posterior (GC)	-10,4 %	-10,3 %
Fuji II LC (GC)	-10,4 %	-10,3 %

TABLEAU III – 6 : COMPARAISON DES CONTRAINTES DE VON MISES DANS L'OVERLAY.

Comparaison entre le modèle avec un overlay en IPS e.max® (Ivoclar Vivadent) et celui en Cerasmart™ (GC).

Nom de l'échantillon	Module de Young (GPa)	IPS e.max® (Ivoclar Vivadent) 162 N	CERASMART™ (GC) 162 N	IPS e.max® (Ivoclar Vivadent) 800 N	CERASMART™ (GC) 800 N
SDR® (Dentsply) CONTRÔLE	6,14	4,608	7,926	22,77	39,18
Luxacore® Z Dual (DMG)	10,72	4,505 (-2,2 %)	7,562 (-4,6%)	22,27 (-2,2 %)	37,37 (-4,6%)
EverX Posterior (GC)	16,66	4,622 (+0,3%)	7,577 (-4,4%)	22,84 (+0,3%)	37,45 (-4,4%)
Fuji II LC (GC)	21,66	4,759 (+3%)	7,711 (-2,7%)	23,52 (+3%)	38,11 (-2,7%)

TABLEAU III – 7 : VALEURS MAXIMALES DES CONTRAINTES DE VON MISES DANS LE SUBSTITUT DENTINAIRE (EN MPA).

Contrôle avec l'échantillon SDR® (Dentsply).

	% d'augmentation des contraintes de Von Mises au sein du substitut dans le modèle avec overlay en CERASMART™ par rapport à celui en IPS e.max® 162 N	% d'augmentation des contraintes de Von Mises au sein du substitut dans le modèle avec overlay en CERASMART™ par rapport à celui en IPS e.max® 800 N
SDR® (Dentsply)	+72 %	+72 %
Luxacore® Z Dual (DMG)	+68 %	+68 %
EverX Posterior (GC)	+64 %	+64 %
Fuji II LC (GC)	+62 %	+62 %

TABLEAU III - 8 : COMPARAISON DES CONTRAINTES DE VON MISES DANS LE SUBSTITUT DENTINAIRE. Comparaison entre le modèle avec overlay en IPS e.max® (Ivoclar Vivadent) et celui en Cerasmart™ (GC).

Nom de l'échantillon	Module de Young (GPa)	IPS e.max® (Ivoclar Vivadent) 162 N	CERASMART™ (GC) 162 N	IPS e.max® (Ivoclar Vivadent) 800 N	CERASMART™ (GC) 800 N
SDR® (Dentsply) CONTRÔLE	6,14	30,89	31,82	152,7	15,72
Luxacore® Z Dual (DMG)	10,72	29,83 (-3,4%)	31,6 (-0,7%)	147,4 (-4,4%)	15,62 (-0,7%)
EverX Posterior (GC)	16,66	28,78 (-6,8%)	31,34 (+1,5%)	142,2 (-6,9%)	15,49 (+1,5%)
Fuji II LC (GC)	21,66	28,07 (-9,1%)	31,14 (-2,1%)	138,7 (-9,2%)	15,39 (-2,1%)

TABLEAU III – 9 : VALEURS MAXIMALES DES CONTRAINTES DE VON MISES DANS LES TISSUS DENTAIRES (EMAIL ET DENTINE) (EN MPA).

Contrôle avec l'échantillon SDR® (Dentsply).

	% d'augmentation des contraintes de Von Mises au sein des tissus dentaires (email et dentine) dans le modèle avec overlay en CERASMART™ par rapport à celui en IPS e.max® 162 N	% d'augmentation des contraintes de Von Mises au sein des tissus dentaires (email et dentine) dans le modèle avec overlay en CERASMART™ par rapport à celui en IPS e.max® 800 N
SDR® (Dentsply)	+3 %	+3 %
Luxacore® Z Dual (DMG)	+6 %	+6 %
EverX Posterior (GC)	+9 %	+9 %
Fuji II LC (GC)	+11 %	+11 %

TABLEAU III - 10 : COMPARAISON DES CONTRAINTES DE VON MISES DANS LES TISSUS DENTAIRES (EMAIL ET DENTINE).

Comparaison entre le modèle avec un overlay en IPS e.max® (Ivoclar Vivadent) et celui en Cerasmart™ (GC).

Comparaison des contraintes de Von Mises dans l'overlay, le substitut dentinaire et l'émail et la dentine, entre les substituts dentinaires

Pour le matériau SDR® (Dentsply), les contraintes sont essentiellement localisées dans l'overlay, dans l'émail et la dentine, mais pas dans le matériau de substitution dentinaire lui-même.

Au contraire, pour le Fuji II LC (GC), qui a un module de Young proche de la dentine, les contraintes se répartissent plus harmonieusement dans le matériau.

En effet, plus le module de Young du substitut dentinaire augmente et se rapproche de celui de la dentine environnante :

- plus les contraintes dans l'overlay augmentent (Tableau III – 5),
- plus les contraintes dans le substitut dentinaire augmentent (Tableau III – 7),
- plus les contraintes dans l'émail et la dentine diminue (Tableau III – 9).

Les tissus dentaires sont ainsi davantage protégés avec un matériau de substitution dentinaire ayant un module de Young élevé.

Comparaison des contraintes de Von Mises dans l'overlay, le substitut dentinaire et l'émail et la dentine, entre l'overlay en IPS e.max® (Ivoclar Vivadent) et celui en CERASMART™ (GC)

D'après les tableaux III – 8 et III - 9, le substitut dentinaire est davantage sollicité dans le cadre d'une restauration par overlay en CERASMART™ (GC), tout comme l'émail et la dentine :

- pour le substitut dentinaire : il y a une augmentation des contraintes de 62 à 72% dans le modèle en composite par rapport à celui en céramique (Tableau III – 8),
- pour les tissus dentaires : il y a une augmentation de 3 à 11% (Tableau III – 10).

Au contraire, les contraintes sont plus importantes au niveau de la céramique IPS e.max® (Ivoclar Vivadent) (Tableaux III – 5 et III - 6). En effet, il y a une augmentation des contraintes d'environ 10% par rapport au modèle avec un overlay en CERASMART™ (GC).

La céramique a plutôt tendance à absorber les contraintes.

4.1. Etude de la colle en vue occlusale selon les contraintes de Von Mises

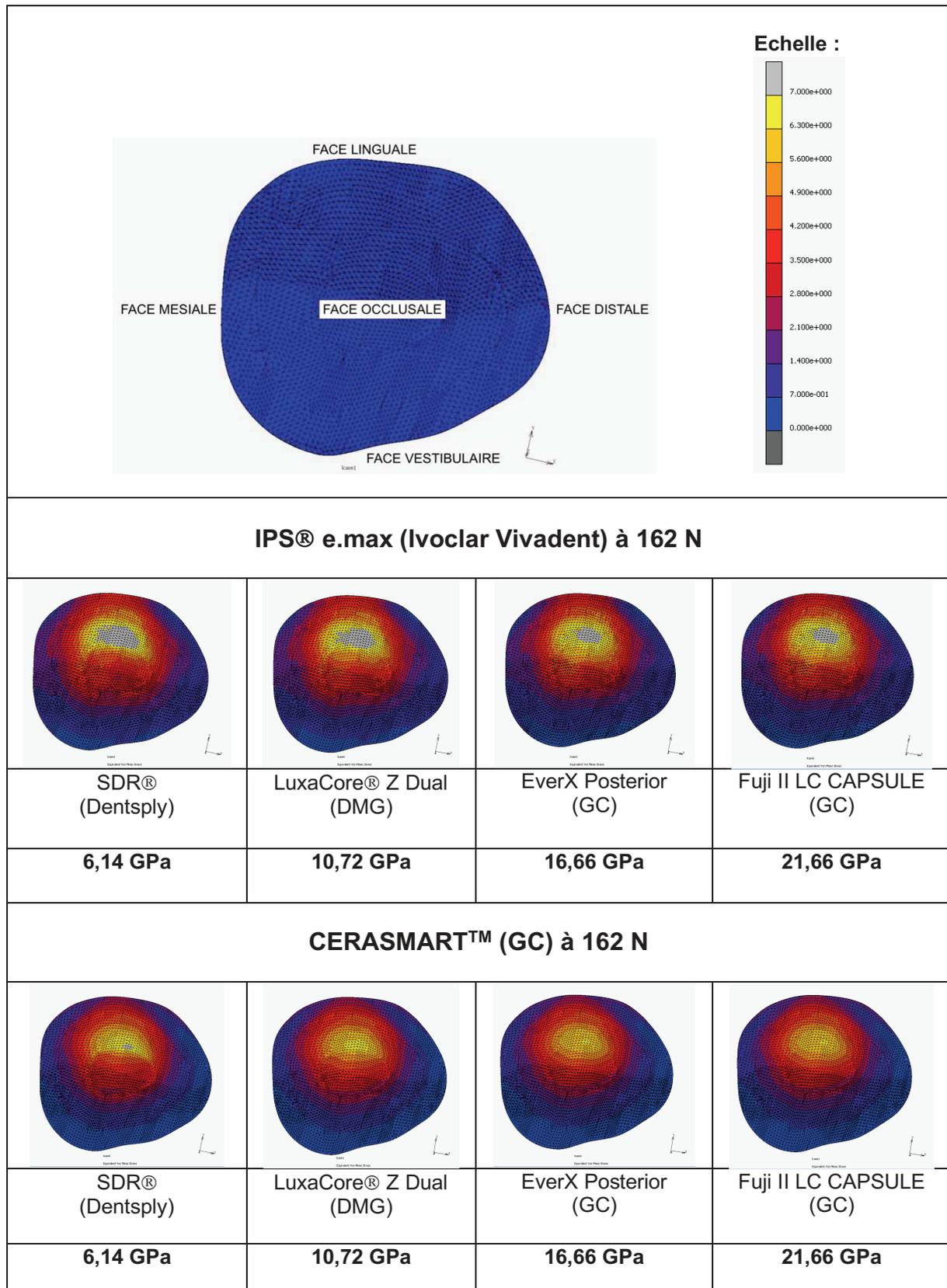
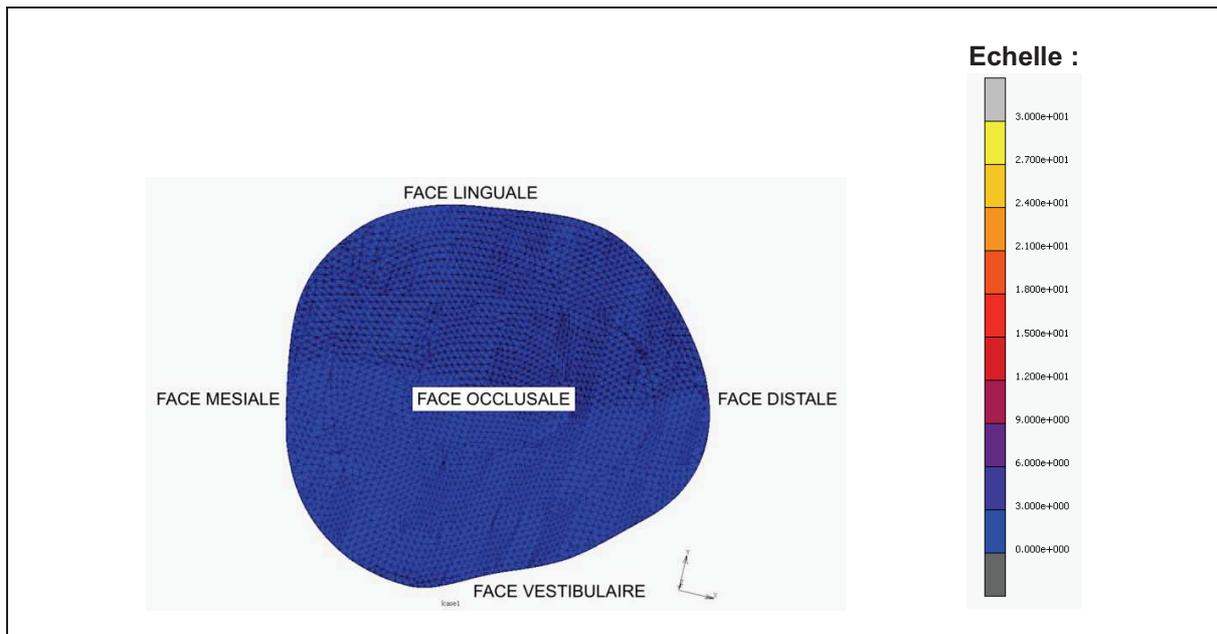


TABLEAU III - 11 : CONTRAINTES DE VON MISES A 162 N.

Vue occlusale de la colle.



IPS® e.max (Ivoclar Vivadent) à 800 N

SDR® (Dentsply)	LuxaCore® Z Dual (DMG)	EverX Posterior (GC)	Fuji II LC CAPSULE (GC)
6,14 GPa	10,72 GPa	16,66 GPa	21,66 GPa

CERASMART™ (GC) à 800 N

SDR® (Dentsply)	LuxaCore® Z Dual (DMG)	EverX Posterior (GC)	Fuji II LC CAPSULE (GC)
6,14 GPa	10,72 GPa	16,66 GPa	21,66 GPa

**TABLEAU III - 12 : CONTRAINTES DE VON MISES A 800 N.
Vue occlusale de la colle.**

Interprétations générales

Les contraintes de Von Mises sont maximales au centre de la colle et diminuent de façon concentrique vers la périphérie (Tableaux III – 11 et III – 12).

Comparaison des contraintes de Von Mises dans la colle entre les substituts dentinaires

Au niveau des vues occlusales de la colle, les différences entre les substituts sont peu visibles.

Il peut être cependant mis en évidence que plus le module de Young du substitut dentinaire augmente, plus les contraintes de Von Mises diminuent (Tableau III – 13).

Nom de l'échantillon	Module de Young (GPa)	IPS e.max® (Ivoclar Vivadent)	CERASMART™ (GC)	IPS e.max® (Ivoclar Vivadent)	CERASMART™ (GC)
		162 N	162 N	800 N	800 N
SDR® (Dentsply) CONTRÔLE	6,14	8,449	8,665	41,76	42,83
Luxacore® Z Dual (DMG)	10,72	8,116 (-4%)	8,609 (-0,7%)	40,11 (-4%)	42,55 (-0,7%)
EverX Posterior (GC)	16,66	7,798 (-7,7%)	8,55 (-1,3%)	38,54 (-7,7%)	42,26 (-1,3%)
Fuji II LC (GC)	21,66	7,595 (-10%)	8,509 (-1,8%)	37,54 (-10%)	42,05 (-1,8%)

TABLEAU III – 13 : VALEURS MAXIMALES DES CONTRAINTES DE VON MISES DANS LA COLLE (EN MPA).

Contrôle avec l'échantillon SDR® (Dentsply).

Comparaison des contraintes de Von Mises dans la colle entre l'overlay en IPS e.max® (Ivoclar Vivadent) et celui en CERASMART™ (GC)

Les contraintes de Von Mises sont un peu plus élevées dans le cas d'un overlay composite : elles augmentent de 3 à 12% (Tableau III - 14).

	% d'augmentation des contraintes de Von Mises au sein de la colle dans le modèle avec overlay en CERASMART™ par rapport à celui en IPS e.max® 162 N	% d'augmentation des contraintes de Von Mises au sein de la colle dans le modèle avec overlay en CERASMART™ par rapport à celui en IPS e.max® 800 N
SDR® (Densply)	+3 %	+3 %
Luxacore® Z Dual (DMG)	+6 %	+6 %
EverX Posterior (GC)	+10 %	+10 %
Fuji II LC (GC)	+12 %	+12 %

TABLEAU III - 14 : COMPARAISON DES CONTRAINTES DE VON MISES DANS LA COLLE.

Comparaison entre le modèle avec un overlay en IPS e.max® (Ivoclar Vivadent) et celui en Cerasmart™ (GC).

4.2. Etude de la colle en vue occlusale selon les contraintes de traction selon Z

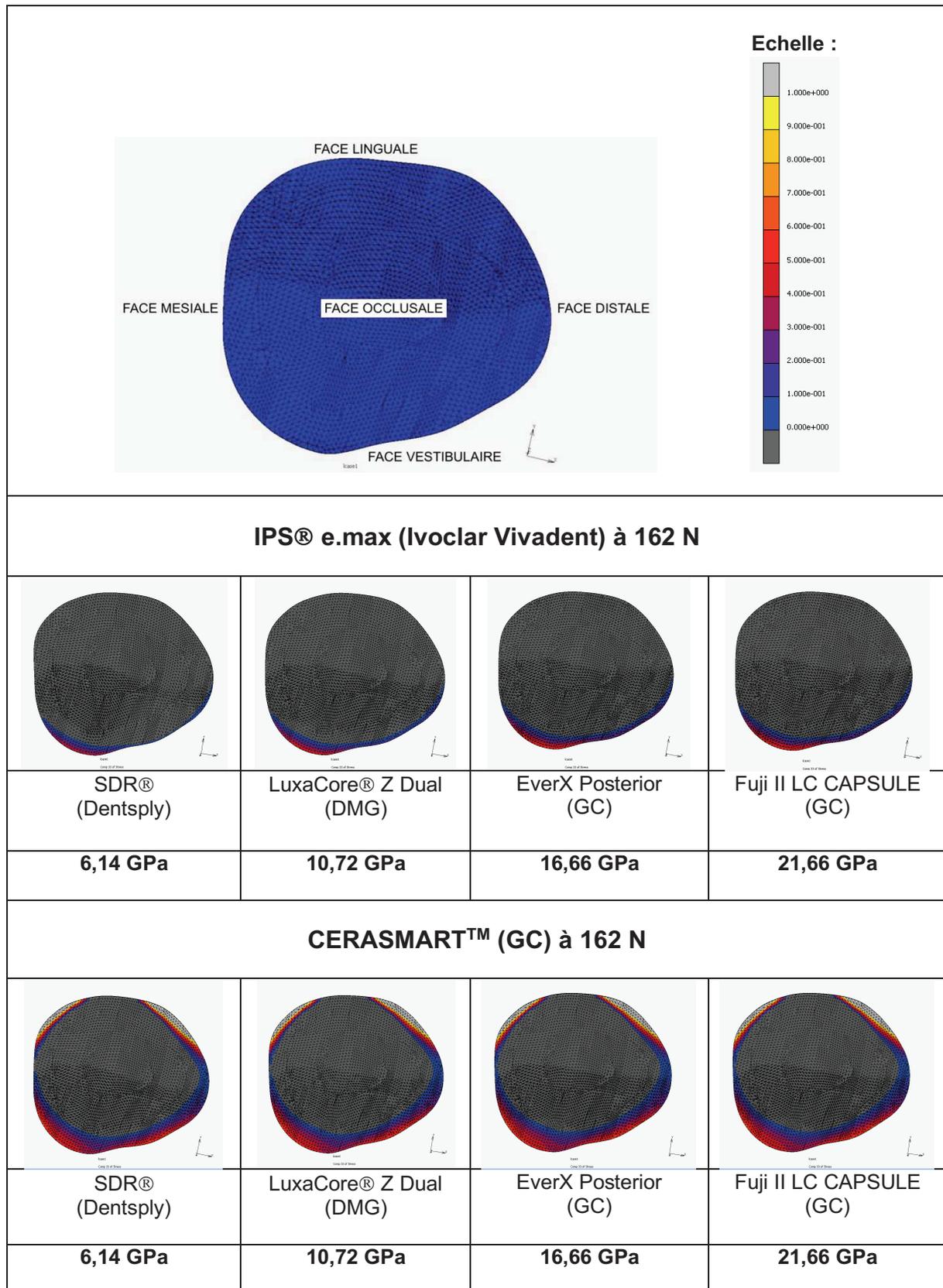
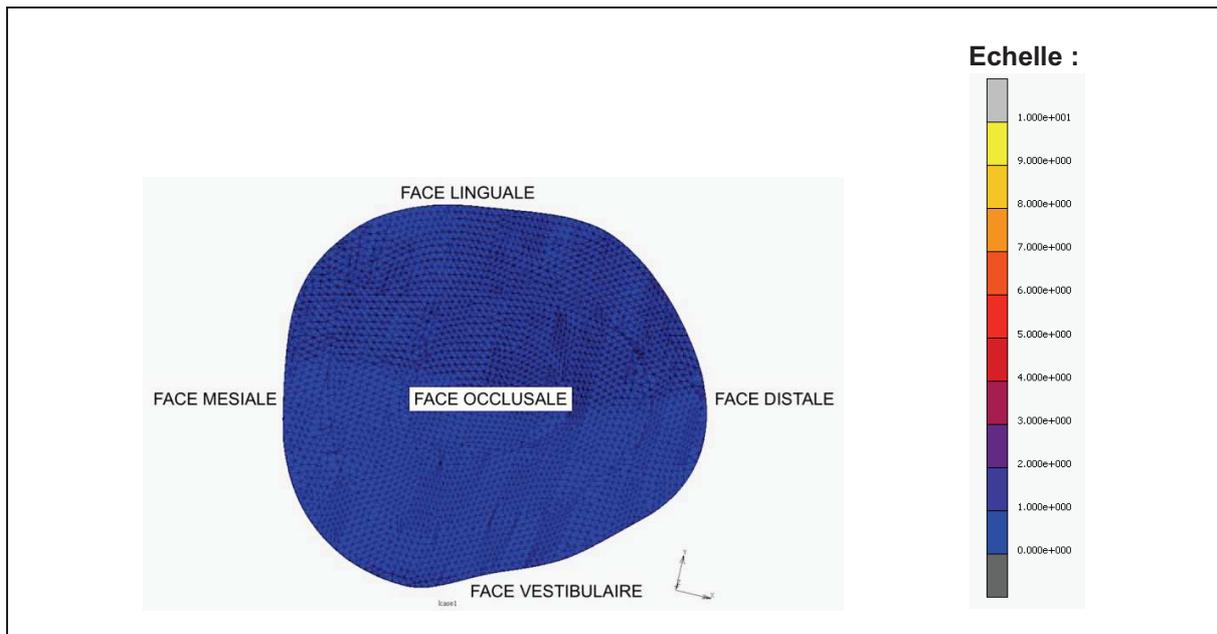


TABLEAU III - 15 : CONTRAINTES DE TRACTION A 162 N.
Vue occlusale de la colle.



IPS® e.max (Ivoclar Vivadent) à 800 N

SDR® (Dentsply)	LuxaCore® Z Dual (DMG)	EverX Posterior (GC)	Fuji II LC CAPSULE (GC)
6,14 GPa	10,72 GPa	16,66 GPa	21,66 GPa

CERASMART™ (GC) à 800 N

SDR® (Dentsply)	LuxaCore® Z Dual (DMG)	EverX Posterior (GC)	Fuji II LC CAPSULE (GC)
6,14 GPa	10,72 GPa	16,66 GPa	21,66 GPa

TABLEAU III - 16 : CONTRAINTES DE TRACTION A 800 N.
Vue occlusale de la colle.

Interprétations générales

Les contraintes de traction se localisent sur les bords périphériques de la colle (Tableaux III – 15 et III – 16).

Comparaison des contraintes de traction dans la colle entre les substituts dentinaires

La colle subit des contraintes de traction environ 1,5 fois plus nocives dans le cas d'une reconstitution du noyau dentinaire par le Fuji II LC (GC) que par le SDR® (Dentsply) (Tableau III – 17).

Il peut être conclu que plus le module de Young augmente plus les contraintes de traction augmentent sur le pourtour de la colle (entre 1,12 et 1,5 fois plus).

D'après le tableau III – 18, cette augmentation des contraintes selon le module de Young des substituts dentinaires est plus marquée pour la céramique que pour le composite.

Nom de l'échantillon	Module de Young (GPa)	IPS e.max® (Ivoclar Vivadent) 162 N	CERASMART™ (GC) 162 N	IPS e.max® (Ivoclar Vivadent) 800 N	CERASMART™ (GC) 800 N
SDR® (Dentsply) CONTRÔLE	6,14	0,4463	3,084	2,206	15,24
Luxacore® Z Dual (DMG)	10,72	0,5008 (+12%)	3,076 (-0,3%)	2,475 (+12%)	15,21 (-0,3%)
EverX Posterior (GC)	16,66	0,5848 (+31%)	3,082 (-0,1%)	2,891 (+31%)	15,23 (-0,1%)
Fuji II LC (GC)	21,66	0,676 (+51%)	3,09 (+0,2%)	3,341 (+51%)	15,27 (+0,2%)

TABLEAU III – 17 : VALEURS MAXIMALES DE LA FORCE DE TRACTION DANS LA COLLE (EN MPA).

Contrôle avec l'échantillon SDR® (Dentsply).

Comparaison des contraintes de traction dans la colle entre l'overlay en IPS e.max® (Ivoclar Vivadent) et celui en CERASMART™ (GC)

La colle est beaucoup plus sollicitée pour le CERASMART™ (GC) (Tableaux III – 17 et III – 18).

En effet, dans le cas de l'IPS e.max® (Ivoclar Vivadent), les contraintes sont plus faibles et sont localisées uniquement sur le bord vestibulaire de colle, tandis que pour le CERASMART™ (GC), elles se répartissent sur tout le pourtour, avec des valeurs maximales au niveau des bords mésio-lingual et disto-lingual.

D'après le tableau III – 18, les différences de contraintes au sein de la colle entre l'overlay en céramique (IPS e.max®) et celui en composite (CERASMART™), à 162 et 800 Newtons apparaissent comme tel :

- pour le SDR® (Dentsply) : il y a environ 6 fois plus de contraintes dans le cas d'un overlay en composite par rapport à un overlay en céramique,
- pour le Luxacore® Z Dual (DMG) : il y a environ 5 fois plus de contraintes,
- pour le EverX Posterior™ : environ 4 fois plus,
- pour le Fuji II LC (GC) : 3,6 fois plus.

	% d'augmentation des contraintes de traction verticale au sein de la colle dans le modèle avec l'overlay en CERASMART™ par rapport à celui en IPS e.max®	% d'augmentation des contraintes de traction verticale au sein de la colle dans le modèle avec l'overlay en CERASMART™ par rapport à celui en IPS e.max®
	162 N	800 N
SDR® (Dentsply)	+ 591 %	+ 591 %
Luxacore® Z Dual (DMG)	+ 514 %	+ 514 %
EverX Posterior (GC)	+ 427 %	+ 427 %
Fuji II LC (GC)	+ 357 %	+ 357 %

TABLEAU III - 18 : COMPARAISON DES CONTRAINTES DE TRACTION DANS LA COLLE.

Comparaison entre le modèle avec un overlay en IPS e.max® (Ivoclar Vivadent) et celui en Cerasmart™ (GC).

4.3. Conclusions

Comparaison des substituts dentinaires

Les contraintes se répartissent mieux avec un matériau de substitution dentinaire ayant un module de Young élevé et diminuent même dans l'émail et la dentine.

En revanche, pour un même matériau d'overlay, la colle sera moins sollicitée avec un matériau de faible module de Young.

Comparaison de l'IPS e.max® (Ivoclar Vivadent) et du CERASMART™ (GC)

Le substitut dentinaire est davantage sollicité avec un overlay en CERASMART™ (GC), tout comme l'émail, la dentine et la colle.

Par contre, les contraintes de Von Mises sont environ 10% plus élevées pour la céramique que pour le composite. La céramique a davantage tendance à absorber les contraintes que le composite (protection des tissus dentaires), mais est plus sollicitée. C'est surtout au niveau de la colle que réside la différence. La colle est beaucoup plus sollicitée en traction avec le CERASMART™ (GC). Les risques de décohésion de la colle et, à terme, l'infiltration hydrique puis la perte de l'overlay de son support sont donc augmentés avec un overlay en composite.

Conclusions générales

Les résultats de l'analyse en coupe longitudinale de la dent démontrent que plus le module de Young est élevé, plus une répartition harmonieuse des contraintes de Von Mises dans tous les tissus de la dent peut être observée. Les tissus dentaires sont ainsi davantage protégés.

Cependant, plus le module de Young augmente et plus les contraintes de traction au niveau de la colle augmentent, ce qui entraîne un risque de décohésion de l'overlay plus élevé.

Toutefois, la protection des tissus dentaires est primordiale. Des matériaux ayant un module de Young proche de celui de la dentine, comme par exemple le Fuji II LC (GC) (21,66 GPa) ou l'EverX Posterior (GC) (16,66 GPa), semblent être intéressants pour reconstituer le noyau dentinaire puisqu'ils absorbent davantage les contraintes en occlusion.

La différence de résultats réside essentiellement dans la comparaison entre les deux matériaux utilisés pour l'overlay, à savoir : l'IPS e.max® (Ivoclar Vivadent), dont le module de Young de 95 GPa est proche de celui de l'émail, et le CERASMART™ (GC), dont le module de Young est beaucoup plus faible (seulement 8 GPa).

Compte tenu des résultats énoncés précédemment, les overlays en céramique seraient à privilégier dans les techniques adhésives par overlays sur dents dépulpées.

Dans les limites de notre étude, la meilleure combinaison semble donc être une restauration par overlay en céramique avec un matériau de substitution dentinaire possédant un module de Young élevé.

B. Discussion

Plusieurs facteurs limitent l'interprétation de ces résultats. En effet, les modèles informatiques ne sont malheureusement pas entièrement fidèles à la réalité :

- les seules valeurs permettant de caractériser les différents matériaux sont le module d'élasticité et le coefficient de Poisson.
- la dent ayant été fixée à sa base, les valeurs de compression sont beaucoup plus élevées qu'elles ne devraient l'être *in vivo*.
- le ciment, l'os et le ligament alvéolo-dentaire n'ont pas été recréés.
- la colle possède une épaisseur uniforme, ce qui est impossible à obtenir *in vivo*.
- le substitut dentinaire a été recréé informatiquement. Il est donc parfaitement homogène, ce qui n'est pas forcément le cas en réalité car il peut se créer des zones de vides lors de la mise en place du matériau.

Néanmoins, la comparaison des résultats permet de mettre en évidence plusieurs points :

- la répartition des contraintes sur l'ensemble de la dent en fonction du module de Young du substitut dentinaire,
- les contraintes de traction auxquelles la colle est soumise selon que l'overlay soit en céramique ou en composite.

En outre, il est à noter que le Fuji II LC (GC) se démarque par son module de Young élevé et très proche de celui de la dentine d'une dent dépulpée. Cependant, il s'agit d'un CVIMAR. De ce fait, son aptitude au collage est moindre comparé à une résine composite, malgré que son module de Young paraisse être le plus intéressant. La restauration du noyau dentinaire par un composite ayant un module de Young proche de celui de la dentine associée à un overlay en céramique permet d'assurer un collage plus pérenne. Un composite Bulk tel que EverX Posterior (GC) (16,66 GPa) semble tout à fait indiqué. C'est également le cas du composite de restauration coronoradiculaire Gradia®Core (GC) (15,38 GPa) qui peut être injecté, ce qui représente un

certain confort d'utilisation pour le praticien.

C. Données de la littérature

Contrairement à notre étude qui est en faveur des overlays en céramique, Pascal Magne publie en 2009 et en 2010 deux travaux démontrant l'augmentation de la résistance à la fatigue d'overlays en composite sur molaires dépulpées, comparé à ceux en céramique [7, 83].

En effet, les blocs de composite CAD/CAM ont été proposés par plusieurs auteurs en raison de leurs propriétés d'absorption des contraintes et leurs avantages pratiques tels que la possibilité de réparation.

Néanmoins notre étude démontre seulement le risque plus élevé de décohésion de l'overlay composite comparé à celui en céramique, et cela par l'analyse des contraintes en traction de la colle. Elle ne s'intéresse pas à la résistance à la fatigue de la restauration.

A ce jour, peu d'études existent quant au choix du matériau de substitution dentinaire dans le cadre de la restauration de la dent dépulpée par restauration partielle collée.

En 2015, G-T Rocca et collaborateurs publient une étude sur la résistance à la fracture de molaires dépulpées restaurées par des overlays composites usinés par CFAO et dont la chambre pulpaire était préalablement obturée à l'aide de différents composites renforcés en fibres de verre. Il n'a pas été démontré de différences significatives entre les différents composites testés. Pour la restauration de dents dépulpées, l'incorporation de fibres de verre n'a pas d'influence sur la résistance à la fracture. Tous les modèles ont fracturé verticalement sous la jonction amélo-cémentaire. L'usage de composite renforcés en fibres de verre semble donc inutile lorsque l'épaisseur de l'overlay en composite usiné est élevée [84].

En revanche, en 2016, Monaco et collaborateurs démontrent que l'incorporation de fibres de verre augmente la résistance à la fracture et que cela peut favorablement influencer le mode de fracture [85].

En 2017, Hiremath et collaborateurs obtiennent des résultats significatifs d'augmentation de la résistance à la fracture par la restauration de molaires dépulpées à l'aide de Biodentine [86]. Ce matériau peut donc lui aussi servir de substitut dentinaire dans la restauration de dents dépulpées par les techniques adhésives. Cependant, son aptitude au collage est incomparable à celle des résines composites.

CONCLUSIONS

La restauration de la dent dépulpée est un sujet soumis à débat. Pourtant, il est aujourd'hui admis que la dentine d'une dent dépulpée n'est en soit pas plus fragile que celle d'une dent pulpée. C'est la perte de substance qui est responsable de la fragilisation de la dent. La restauration de cette dent par une couronne périphérique nécessite une préparation invasive qui entraîne une diminution de la résistance à la fracture.

La couronne a bien évidemment toujours sa place dans notre arsenal thérapeutique mais de nombreuses techniques adhésives ne nécessitant pas d'ancrage radiculaire sont actuellement tout à fait indiquées pour restaurer la dent dépulpée. C'est le cas notamment de l'overlay qui fait partie des restaurations adhésives les plus conseillées dans le traitement des dents fortement endommagées telles que les dents dépulpées. Ces thérapeutiques constituent autant d'alternatives fiables à la couronne périphérique mais les risques d'échec demeurent :

- la fracture de l'overlay, pouvant également impliquer la fracture des tissus dentaires restants.
- l'usure du polymère de collage pouvant aller jusqu'à la décohésion de l'overlay de son support.

La reconstitution préalable du noyau dentinaire avant la réalisation de l'overlay est indispensable. Toutefois, il n'existe pas de recommandations au sujet du type de matériau pouvant être mis en place dans la chambre pulpaire.

C'est pourquoi cette étude se penche notamment sur l'analyse de différents substituts dentinaires, à savoir, des composites et des ciments verre ionomères, mais aussi sur la comparaison de deux matériaux pouvant constituer l'overlay : la céramique et le composite.

Le comportement mécanique de ces différents matériaux étant complexe à évaluer *in vivo*, cette étude fait appel à la méthode des éléments finis. Cet outil mathématique permet la simulation par ordinateur des forces de mastication afin d'analyser ces matériaux et d'ainsi pouvoir les comparer.

Pour ce faire, le module de Young (ou module d'élasticité), des différents substituts dentinaires sélectionnés a tout d'abord été déterminé grâce à une étude par nanoindentation.

En effet, cette valeur est une des propriétés mécaniques indispensable à la réalisation d'une étude par éléments finis.

Toutes nos mesures concernant des polymères se sont révélées proches des valeurs publiées dans la littérature, bien qu'issues d'autres méthodes de mesure.

En revanche, le seul ciment verre ionomère que nous avons testé a, lui, présenté des résultats extrêmement différents. Hormis le fait que les valeurs de la littérature ont été obtenues par d'autres méthodes de mesure, cette différence peut difficilement être expliquée. Cela pourrait être dû à la structure même du ciment verre ionomère.

Une molaire est ensuite modélisée informatiquement afin de reproduire les principaux constituants de la dent : l'overlay, le substitut dentinaire, la colle, l'émail et la dentine. Leurs propriétés mécaniques leur sont ensuite attribuées et des forces de mastication sont imposées au modèle.

Plusieurs calculs sont ainsi lancés en testant les différents substituts dentinaires, ainsi que la céramique et le composite.

Cette étude permet d'avancer plusieurs conclusions :

La comparaison des contraintes entre les différents substituts dentinaires permet d'avancer que, pour un matériau d'overlay donné, plus le module de Young est élevé, plus les contraintes de Von Mises se répartissent dans tous les tissus de la dent. Les tissus dentaires sont ainsi davantage protégés.

Cependant, plus le module de Young augmente et plus les contraintes de traction au niveau de la colle augmentent, ce qui entraîne un risque de décohésion de l'overlay plus élevé. Toutefois, cette différence de contraintes de traction entre les substituts est peu marquée. En effet, elle n'est que 1,3 fois plus élevée pour l'EverX Posterior que pour le SDR. Cette différence de contraintes entre les substituts dentinaires est beaucoup plus faible que celle entre le composite et la céramique.

Ainsi, des matériaux ayant un module de Young proche de celui de la dentine semblent donc être intéressants pour reconstituer le noyau dentinaire puisqu'ils absorbent davantage les contraintes en occlusion.

La différence de résultats réside essentiellement dans la comparaison entre la céramique et le composite.

Les contraintes de traction sont en effet 4 à 6 fois plus élevées avec un overlay en composite, ce qui augmente le risque de décohésion.

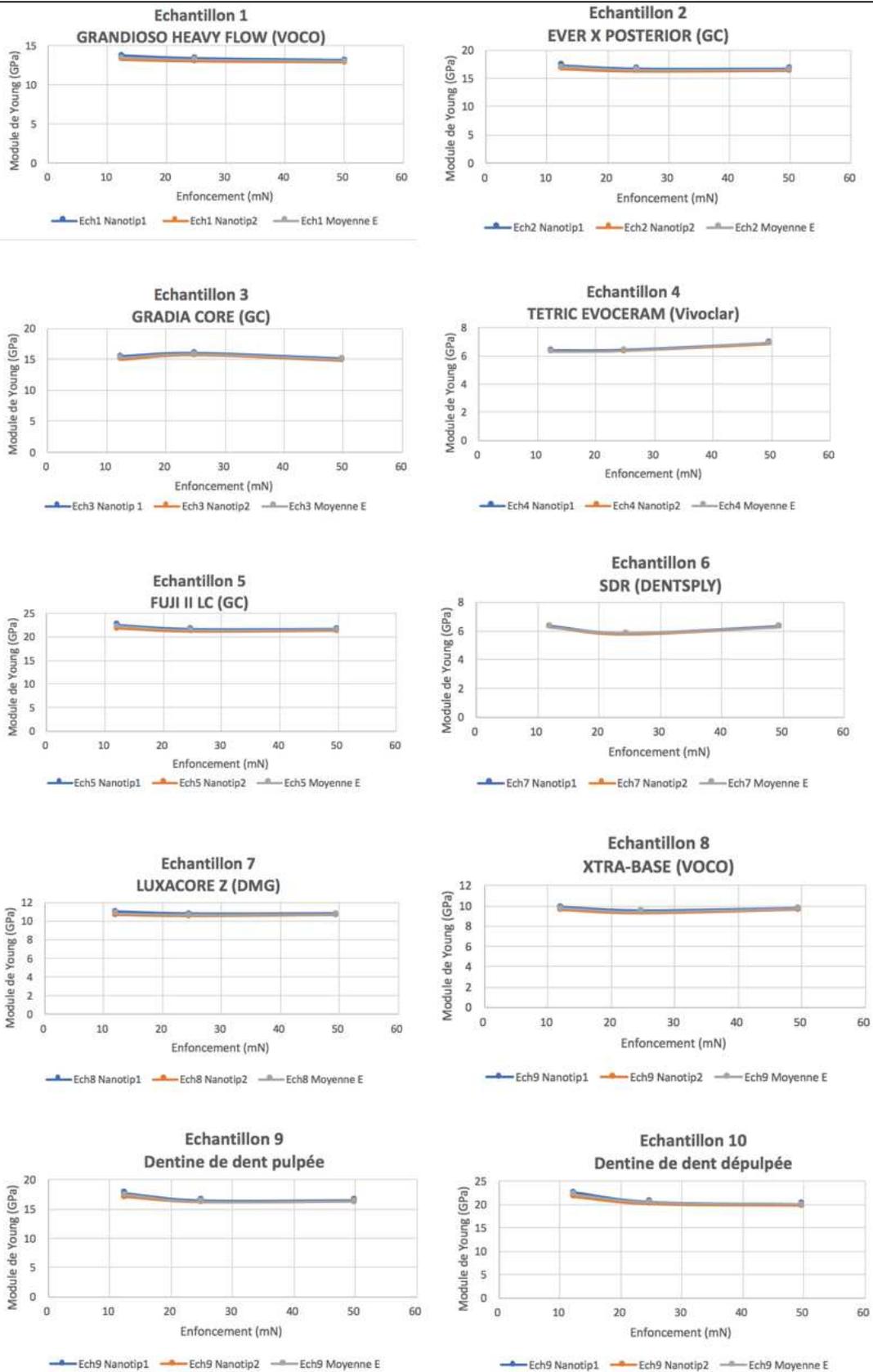
De plus, la céramique est plus sollicitée que le composite. Elle a donc plus de risque de fracturer mais elle absorbe davantage les contraintes et, de ce fait, protège davantage les tissus dentaires résiduels.

Par conséquent, il est possible de conclure qu'il est préférable de privilégier les overlays en céramique plutôt qu'en composite.

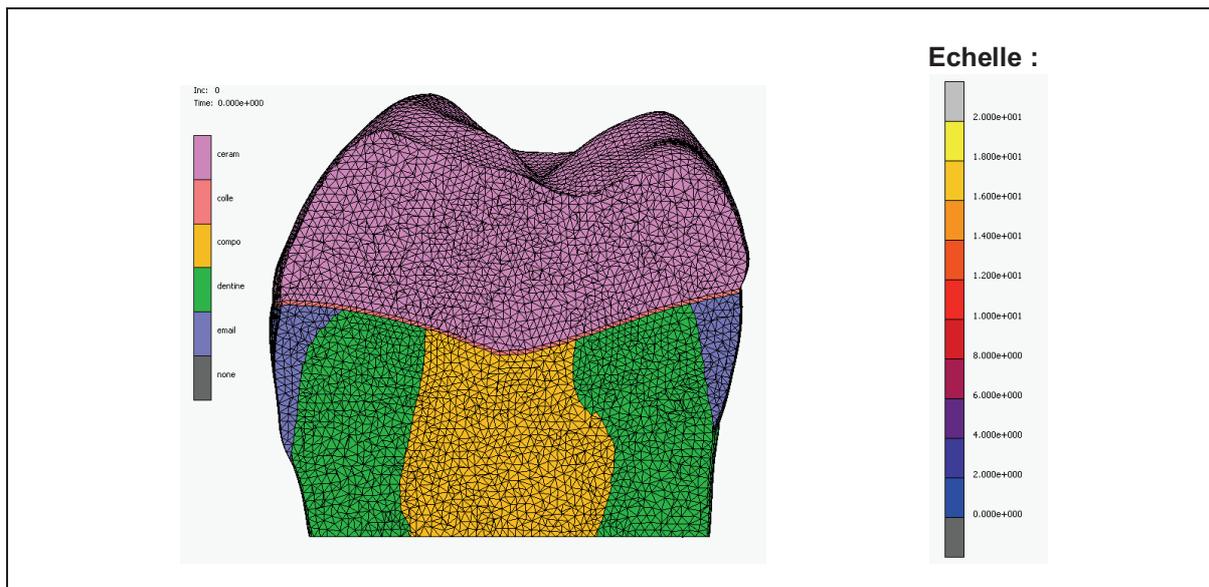
Malgré le fait que l'extrapolation de ces données à la clinique reste délicate, il est possible de conclure théoriquement que la meilleure combinaison semble donc être une restauration par overlay en céramique avec un matériau de substitution dentinaire possédant un module de Young élevé, c'est à dire proche de celui de la dentine (18-25 GPa). Compte tenu de cela, le praticien pourra alors choisir le matériau selon sa facilité d'utilisation (qu'il soit injectable, fluide ou compactable).

Cette étude représente une analyse limitée aux aspects mécaniques de la restauration d'une dent dépulpée par un overlay. C'est pourquoi une étude clinique prospective ou rétrospective permettrait de confronter ces résultats théoriques.

ANNEXES



ANNEXE II - 1 : COURBES REPRESENTANT LES RESULTATS DE NANOINDENTATION POUR LES DIFFERENTS ECHANTILLONS



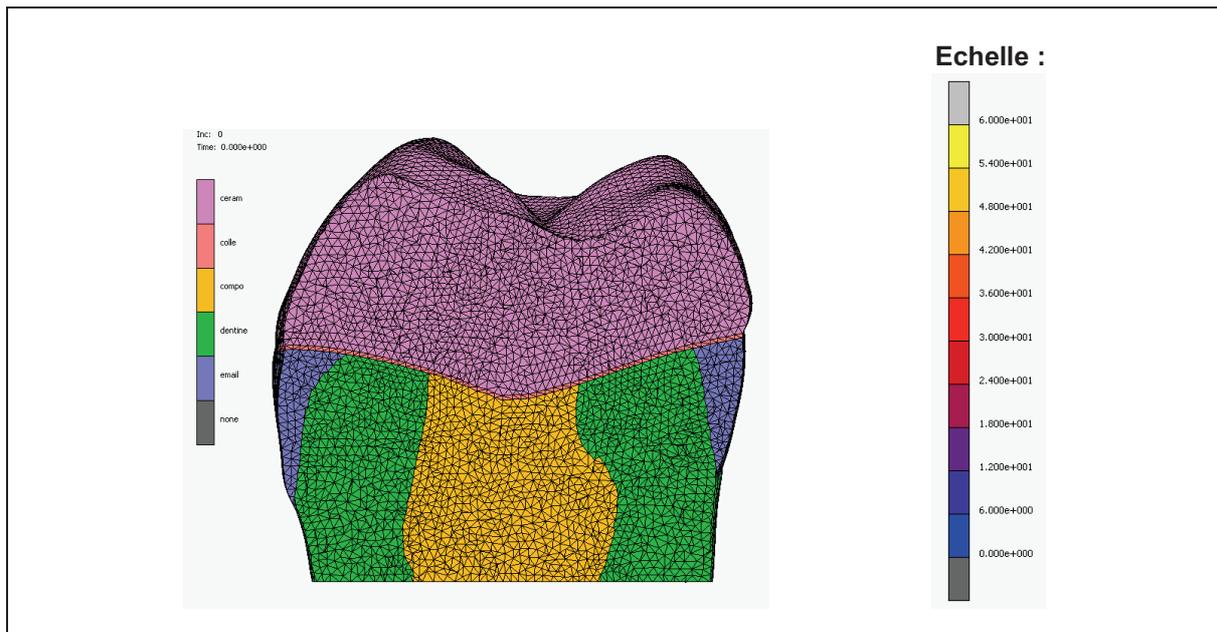
IPS® e.max (Ivoclar Vivadent) à 162 N

Tetric EvoCeram® (Ivoclar Vivadent)	Xtra-base (VOCO)	GrandioSO Heavy Flow (VOCO)	Gradia® Core (GC)
6,53 GPa	9,60 GPa	13,37 GPa	15,38 GPa

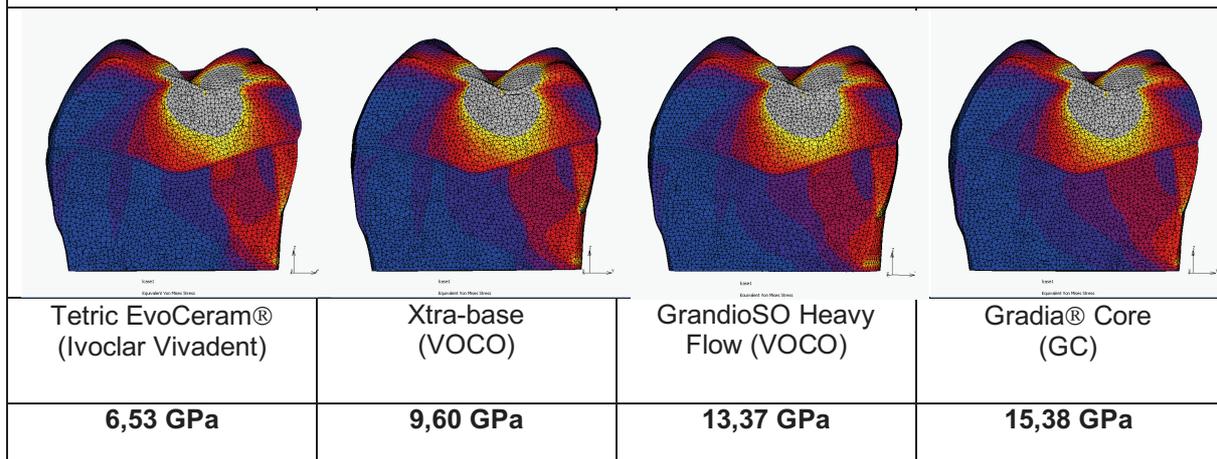
CERASMART™ (GC) à 162 N

Tetric EvoCeram® (Ivoclar Vivadent)	Xtra-base (VOCO)	GrandioSO Heavy Flow (VOCO)	Gradia® Core (GC)
6,53 GPa	9,60 GPa	13,37 GPa	15,38 GPa

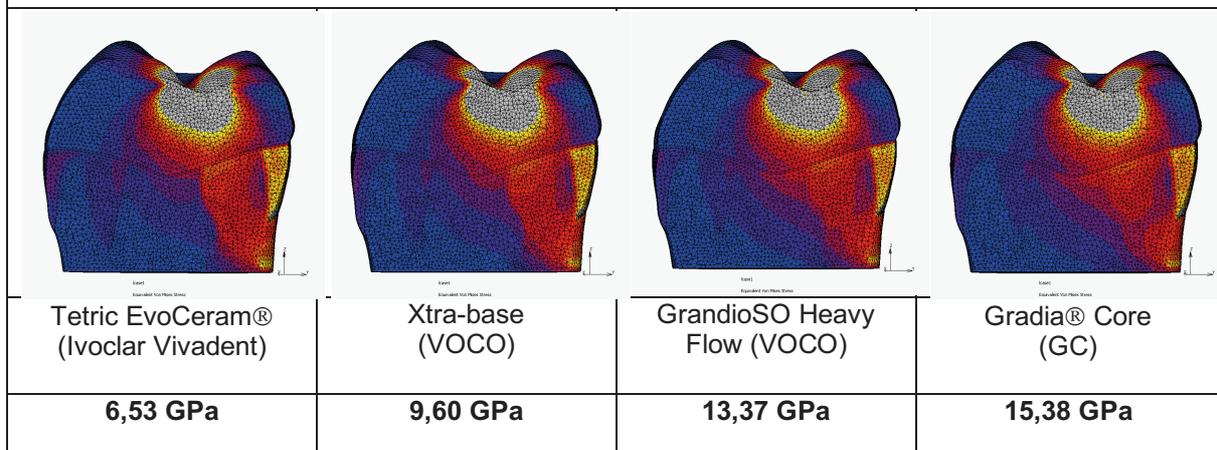
ANNEXE III - 1 : COUPE LONGITUDINALE DU MODELE : CONTRAINTES DE VON MISES A 162 N



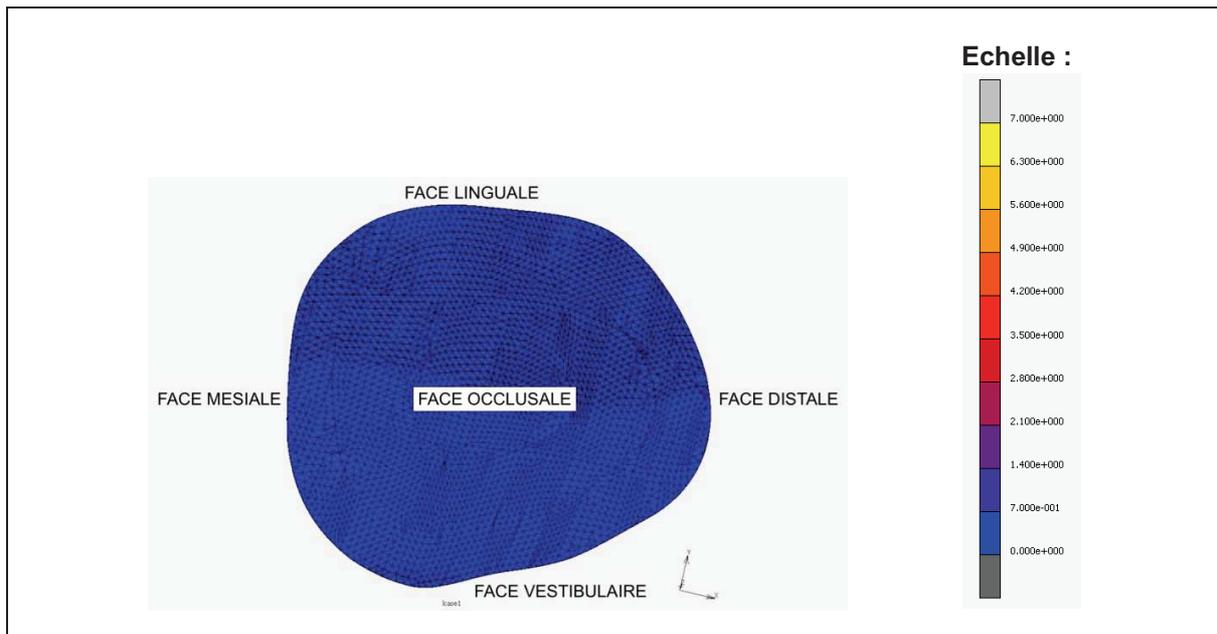
IPS® e.max (Ivoclar Vivadent) à 800 N



CERASMART™ (GC) à 800 N



ANNEXE III - 2 : COUPE LONGITUDINALE DU MODELE : CONTRAINTES DE VON MISES A 800 N



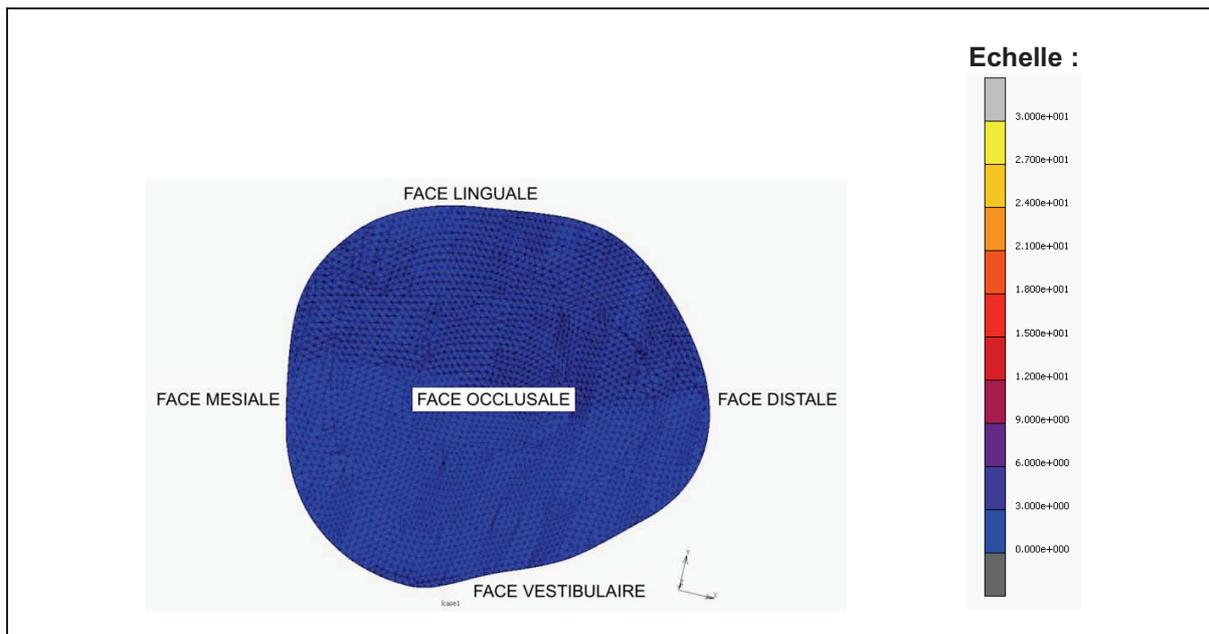
IPS® e.max (Ivoclar Vivadent) à 162 N

Tetric EvoCeram® (Ivoclar Vivadent)	Xtra-base (VOCO)	GrandioSO Heavy Flow (VOCO)	Gradia® Core (GC)
6,53 GPa	9,60 GPa	13,37 GPa	15,38 GPa

CERASMART™ (GC) à 162 N

Tetric EvoCeram® (Ivoclar Vivadent)	Xtra-base (VOCO)	GrandioSO Heavy Flow (VOCO)	Gradia® Core (GC)
6,53 GPa	9,60 GPa	13,37 GPa	15,38 GPa

ANNEXE III- 3 : VUE OCCLUSALE DE LA COLLE : CONTRAINTES DE VON MISES A 162 N



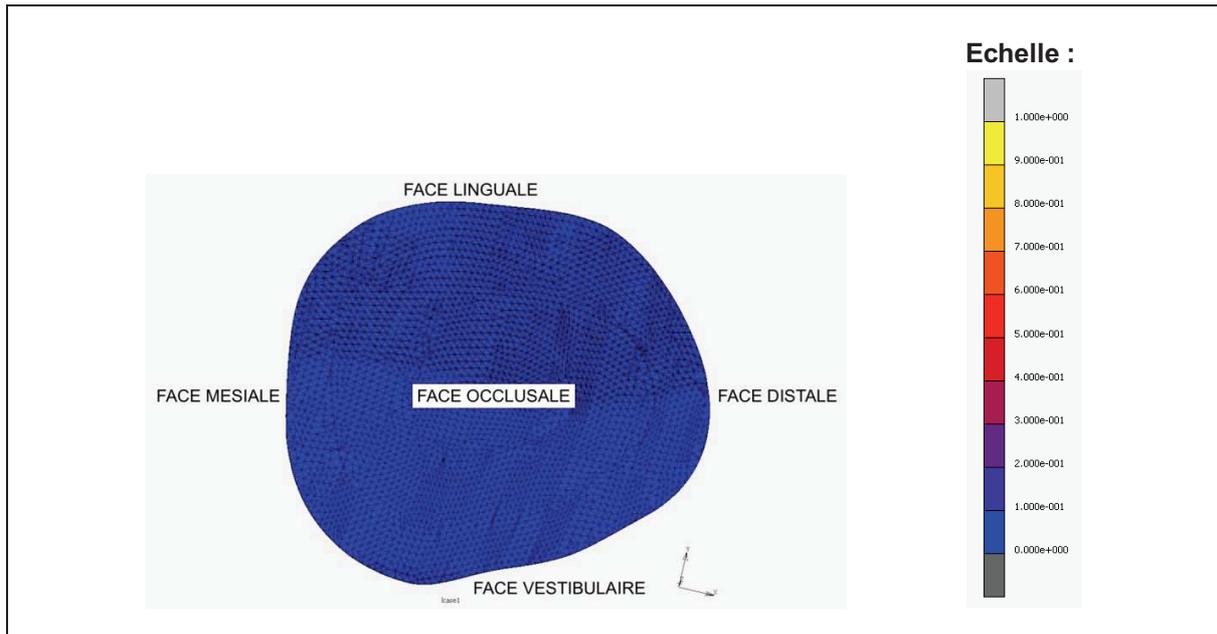
IPS® e.max (Ivoclar Vivadent) à 800 N

Tetric EvoCeram® (Ivoclar Vivadent)	Xtra-base (VOCO)	GrandioSO Heavy Flow (VOCO)	Gradia® Core (GC)
6,53 GPa	9,60 GPa	13,37 GPa	15,38 GPa

CERASMART™ (GC) à 800 N

Tetric EvoCeram® (Ivoclar Vivadent)	Xtra-base (VOCO)	GrandioSO Heavy Flow (VOCO)	Gradia® Core (GC)
6,53 GPa	9,60 GPa	13,37 GPa	15,38 GPa

ANNEXE III - 4 : VUE OCCLUSALE DE LA COLLE : CONTRAINTES DE VON MISES A 800 N



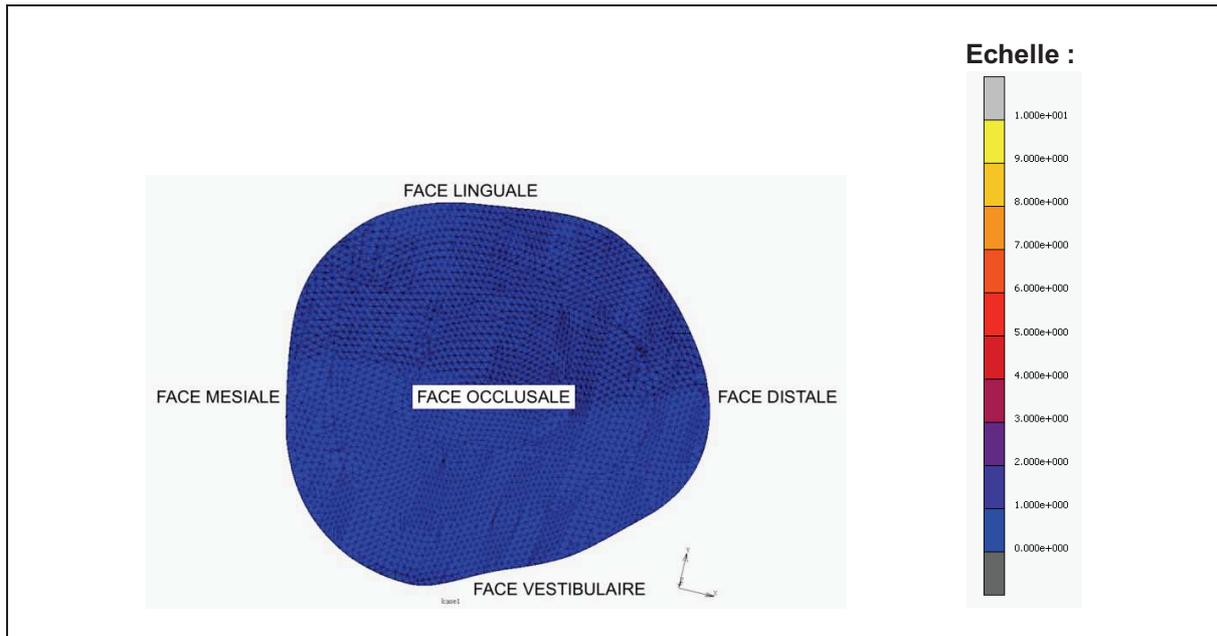
IPS® e.max (Ivoclar Vivadent) à 162 N

Tetric EvoCeram® (Ivoclar Vivadent)	Xtra-base (VOCO)	GrandioSO Heavy Flow (VOCO)	Gradia® Core (GC)
6,53 GPa	9,60 GPa	13,37 GPa	15,38 GPa

CERASMART™ (GC) à 162 N

Tetric EvoCeram® (Ivoclar Vivadent)	Xtra-base (VOCO)	GrandioSO Heavy Flow (VOCO)	Gradia® Core (GC)
6,53 GPa	9,60 GPa	13,37 GPa	15,38 GPa

ANNEXE III - 5 : VUE OCCLUSALE DE LA COLLE : CONTRAINTES DE TRACTION SELON Z A 162 N



IPS® e.max (Ivoclar Vivadent) à 800 N

Tetric EvoCeram® (Ivoclar Vivadent)	Xtra-base (VOCO)	GrandioSO Heavy Flow (VOCO)	Gradia® Core (GC)
6,53 GPa	9,60 GPa	13,37 GPa	15,38 GPa

CERASMART™ (GC) à 800 N

Tetric EvoCeram® (Ivoclar Vivadent)	Xtra-base (VOCO)	GrandioSO Heavy Flow (VOCO)	Gradia® Core (GC)
6,53 GPa	9,60 GPa	13,37 GPa	15,38 GPa

ANNEXE III - 6 : VUE OCCLUSALE DE LA COLLE : CONTRAINTES DE TRACTION SELON Z A 800 N

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Bolla, M., *Restaurer la dent dépulpée - Tout Simplement*. 2014: Espace ID.
2. Belser, U., *Changements de paradigmes en prothèse conjointe*. . Réalités cliniques, 2010. **21**: p. 79-85.
3. Rich, B. and G.R. Goldstein, *New paradigms in prosthodontic treatment planning: a literature review*. J Prosthet Dent, 2002. **88**(2): p. 208-14.
4. Morgano, S.M., A.H. Rodrigues, and C.E. Sabrosa, *Restoration of endodontically treated teeth*. Dent Clin North Am, 2004. **48**(2): p. vi, 397-416.
5. *Stratégies de traitement de la dent dépulpée*. Réalités Cliniques, ed. E. ID. Vol. 22. 2011.
6. Rocca, G.T. and I. Krejci, *Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns*. Eur J Esthet Dent, 2013. **8**(2): p. 156-79.
7. Magne, P. and A. Knezevic, *Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars*. Quintessence Int, 2009. **40**(2): p. 125-33.
8. Magne, P. and A. Knezevic, *Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars*. Quintessence Int, 2009. **40**(9): p. 729-37.
9. Decup, F., Marczak, E., Soenen, A., Guerrieri, A., *L'état « dent dépulpée ». Données essentielles*. . Réalités cliniques, 2011. **22**(1): p. 5-13.
10. Dietschi, D., et al., *Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies)*. Quintessence Int, 2008. **39**(2): p. 117-29.
11. Dimitriu, B., et al., *Current considerations concerning endodontically treated teeth: alteration of hard dental tissues and biomechanical properties following endodontic therapy*. J Med Life, 2009. **2**(1): p. 60-5.
12. Papa, J., C. Cain, and H.H. Messer, *Moisture content of vital vs endodontically treated teeth*. Endod Dent Traumatol, 1994. **10**(2): p. 91-3.
13. Huang, T.J., H. Schilder, and D. Nathanson, *Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin*. J Endod, 1992. **18**(5): p. 209-15.
14. Sedgley, C.M. and H.H. Messer, *Are endodontically treated teeth more brittle?* J Endod, 1992. **18**(7): p. 332-5.
15. Dervisevic, B., *Restauration de la dent dépulpée : Concepts et Préceptes*. 2011.
16. Mareending, M., et al., *Effect of sodium hypochlorite on human root dentine--mechanical, chemical and structural evaluation*. Int Endod J, 2007. **40**(10): p. 786-93.
17. Andreasen, J.O., B. Farik, and E.C. Munksgraard, *Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture*. Dent Traumatol, 2002. **18**(3): p. 134-7.
18. Grigoratos, D., et al., *Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus*. Int Endod J, 2001. **34**(2): p. 113-9.
19. Randow, K. and P.O. Glantz, *On cantilever loading of vital and non-vital teeth. An experimental clinical study*. Acta Odontol Scand, 1986. **44**(5): p. 271-7.

20. Paphangkorakit, J. and J.W. Osborn, *The effect of normal occlusal forces on fluid movement through human dentine in vitro*. Arch Oral Biol, 2000. **45**(12): p. 1033-41.
21. Reeh, E.S., H.H. Messer, and W.H. Douglas, *Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures*. J Endod, 1989. **15**(11): p. 512-6.
22. Edelhoff, D. and J.A. Sorensen, *Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2002. **22**(3): p. 241-9.
23. Heydecke, G., F. Butz, and J.R. Strub, *Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study*. J Dent, 2001. **29**(6): p. 427-33.
24. ANAES, *Indications et contre-indications des reconstitutions corono-radicales pré-prothétiques coulées et insérées en phase plastique*. Oct 2003
25. Lang, H., et al., *Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root*. J Dent Res, 2006. **85**(4): p. 364-8.
26. *Thérapeutiques de la dent pulpée : La « Biomimétique » : un concept contemporain au cœur de la dentisterie adhésive*. Réalités cliniques Espace ID, 2013.
27. Bazos, P. and P. Magne, *Bio-emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis*. Eur J Esthet Dent, 2011. **6**(1): p. 8-19.
28. Bazos, P. and P. Magne, *Bio-Emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histoanatomic approach; visual synthesis*. Int J Esthet Dent, 2014. **9**(3): p. 330-52.
29. Tirlet G. and J.-P. Attal, *Le Gradient Thérapeutique : un concept médical pour les traitements esthétiques*. L'Information Dentaire, 2009. **41-42**: p. 2561-8.
30. *Dentisterie Biomimétique : "No Post No Crown"*. Le Fil Dentaire, Dec 2014 **98**: p. 14-34.
31. Magne, P., *Interview*. Brit Dent J, Aug 25 2012. **213**(4): p. 189-191.
32. Etienne, O., Anckenmann, L., *Restaurations esthétiques en céramique collée*. Editions CdP, ed. JPIO. 2016.
33. D'Incau, E., Soenen, A., Pia, JF., *Restaurer sans tenon et sans couronne les dents postérieures ?* Le Fil Dentaire, Dec 2014.
34. d'Incau, E., Bartala, M., Dos-Santos, A., *Traitement la dent dépulpée postérieure : La stratégie de la préservation*. Réalités Cliniques, 2001. **22** (1): p. 273-280.
35. Lasfargues, J., Tirlet, G., Bukiet, F., Decup, F., *Bonded partial restorations for endodontically treated teeth*. Quintessence Publishing, 2001 Jan. **1**: p. 191-209.
36. Zunzarren, R., *Guide Clinique d'Odontologie*, ed. E. Masson. 2011.
37. Davido, N. and K. Yazukawa, *Internat en Odontologie - Odontologie Conservatrice Endodontie*, ed. Maloine. 2014.
38. Otto, T. and W.H. Mormann, *Clinical performance of chairside CAD/CAM feldspathic ceramic posterior shoulder crowns and endocrowns up to 12 years*. Int J Comput Dent, 2015. **18**(2): p. 147-61.
39. Magne, P. and U.C. Belser, *Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2003. **23**(6): p. 543-55.
40. Etienne, O., *Restaurations coronaires adhésives sur dents dépulpées : indications et limites*. ADF, 2016.
41. Frankenberger, R., et al., *Stability of endodontically treated teeth with differently invasive restorations: Adhesive vs. non-adhesive cuspal stabilization*. Dent Mater, 2015. **31**(11): p. 1312-20.

42. Gupta, A., et al., *A comparison of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with bonded partial restorations and full-coverage porcelain-fused-to-metal crowns*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2014. **34**(3): p. 405-11.
43. Ausiello, P., et al., *Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored*. Am J Dent, 1997. **10**(5): p. 237-41.
44. Ausiello, P., et al., *Debonding of adhesively restored deep Class II MOD restorations after functional loading*. Am J Dent, 1999. **12**(2): p. 84-8.
45. Kokoti, M., et al., *Comparison of cell proliferation on modified dental ceramics*. J Oral Rehabil, 2001. **28**(9): p. 880-7.
46. Galiatsatos, A.A. and D. Bergou, *Six-year clinical evaluation of ceramic inlays and onlays*. Quintessence Int, 2008. **39**(5): p. 407-12.
47. Schulte, A.G., A. Vockler, and R. Reinhardt, *Longevity of ceramic inlays and onlays luted with a solely light-curing composite resin*. J Dent, 2005. **33**(5): p. 433-42.
48. Jiang, W., et al., *Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three-dimensional finite element analysis*. J Prosthet Dent, 2010. **103**(1): p. 6-12.
49. Weisrock, G., *Les matériaux de substitution dentinaire qui disparaissent totalement à la fin du traitement*. ADF, 2013.
50. Etienne, O., Toledano, C., Paladino, F., Serfaty, R., *Restaurations tout céramique sur dents vitales*, ed. CDP. 2011.
51. Tirlet, G. and J.-P. Attal, *Une nouvelle approche des traitements esthétiques*. 2010.
52. Raskin, A., *Les résines composites*.
53. Garoushi, S.K., et al., *The effect of short fiber composite base on microleakage and load-bearing capacity of posterior restorations*. Acta Biomater Odontol Scand, 2015. **1**(1): p. 6-12.
54. Janus, J., *Etude de l'état de surface après polissage des composites nanochargés*. 2010.
55. Kin, D.K., *Nanoindentation : Lecture 1 Basic Principle*.
56. Benchikh, N., *Couches minces nanostructurées de carbone amorphe dopées ou alliées : Elaboration par ablation laser femtoseconde et Caractérisations*. 2005
57. Institut and Numérique. *Chapitre III. Caractérisation mécanique des couches minces par nanoindentation*. 2013.
58. Renner, E., *Vers l'identification d'une loi de plasticité monocristalline par analyse topographique d'empreintes de nanoindentation Berkovich*. Jun 2016
59. Oliver, W.C. and G.M. Pharr, *An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments*. J. Mater. Res., June 1992. **7**(6).
60. Jager, S., et al., *Dynamic thermo-mechanical properties of various flowable resin composites*. J Clin Exp Dent, 2016. **8**(5): p. e534-e539.
61. Papadogiannis, D., et al., *Viscoelastic properties, creep behavior and degree of conversion of bulk fill composite resins*. Dent Mater, 2015. **31**(12): p. 1533-41.
62. Bijelic-Donova, J., et al., *Mechanical and structural characterization of discontinuous fiber-reinforced dental resin composite*. J Dent, 2016. **52**: p. 70-8.
63. Lassila, L., et al., *Mechanical properties of fiber reinforced restorative composite with two distinguished fiber length distribution*. J Mech Behav Biomed Mater, 2016. **60**: p. 331-338.

64. Abouelleil, H., et al., *Comparison of mechanical properties of a new fiber reinforced composite and bulk filling composites*. Restor Dent Endod, 2015. **40**(4): p. 262-70.
65. Randolph, L.D., et al., *Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties*. Dent Mater, 2016. **32**(12): p. 1586-1599.
66. Kwon, O.H., D.H. Kim, and S.H. Park, *The influence of elastic modulus of base material on the marginal adaptation of direct composite restoration*. Oper Dent, 2010. **35**(4): p. 441-7.
67. Cattani-Lorente, M., et al., *Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements*. Dent Mater, 1999. **15**(1): p. 71-8.
68. Irie, M. and H. Nakai, *Flexural properties and swelling after storage in water of polyacid-modified composite resin (compomer)*. Dent Mater J, 1998. **17**(1): p. 77-82.
69. Garoushi, S., et al., *Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite*. Dent Mater, 2013. **29**(8): p. 835-41.
70. Ilie, N. and R. Hickel, *Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology*. Dent Mater, 2011. **27**(4): p. 348-55.
71. Panitiwat, P. and P. Salimee, *Effect of different composite core materials on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with FRC posts*. J Appl Oral Sci, 2017. **25**(2): p. 203-210.
72. Miyazaki, M., H. Inage, and H. Onose, *Use of an ultrasonic device for the determination of elastic modulus of dentin*. J Oral Sci., 2002 Mar. **44**(1): p. 19-26.
73. Wang, W., *Caractérisation géométrique et mécanique multi-échelle de la dentine humaine*. 2016.
74. Magne, P., *Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data*. Dent Mater, 2007. **23**(5): p. 539-48.
75. Magne, P., *Virtual prototyping of adhesively restored, endodontically treated molars*. J Prosthet Dent, 2010. **103**(6): p. 343-51.
76. Heichelbech, F., *Formes de préparations des facettes en céramique : Evaluation à l'aide de la méthode des éléments finis*, in Université de Strasbourg. 2013.
77. Flauss, G., *Facette et recouvrement partiel d'un composite de classe III : Analyse par éléments finis des contraintes mécaniques*, in Université de Strasbourg. 2016.
78. May, L.G., et al., *Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: multi-physics FEA modeling and monotonic testing*. Dent Mater, 2012. **28**(8): p. e99-109.
79. Li, Z., et al., *A three-dimensional finite element study on anterior laminate veneers with different incisal preparations*. J Prosthet Dent, 2014. **112**(2): p. 325-33.
80. Gauri, M. and D. Ramandeep, *Waxing techniques to develop proper occlusal morphology in different occlusal schemes*. J Indian Prosthodont Soc, 2011. **11**(4): p. 205-9.
81. de Las Casas, E.B., et al., *Determination of tangential and normal components of oral forces*. J Appl Oral Sci, 2007. **15**(1): p. 70-6.
82. Goldberg, J., J.F. Guth, and P. Magne, *Accelerated Fatigue Resistance of Thick CAD/CAM Composite Resin Overlays Bonded with Light- and Dual-polymerizing Luting Resins*. J Adhes Dent, 2016. **18**(4): p. 341-8.
83. Magne, P., et al., *In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers*. J Prosthet Dent, 2010. **104**(3): p. 149-57.

84. Rocca, G.T., et al., *The effect of a fiber reinforced cavity configuration on load bearing capacity and failure mode of endodontically treated molars restored with CAD/CAM resin composite overlay restorations.* J Dent, 2015. **43**(9): p. 1106-1115.
85. Monaco, C., et al., *Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth Restored with Composite Overlays with and without Glass-fiber Reinforcement.* J Adhes Dent, 2016. **18**(2): p. 143-9.
86. Hiremath, H., et al., *Evaluation of different fibers and biodentine as alternates to crown coverage for endodontically treated molars: An in vitro study.* J Conserv Dent, 2017. **20**(2): p. 72-75.

PIGNON (Laura) – Approche biomimétique de la réhabilitation de la dent dépulpée : choix du matériau de substitution dentinaire par la méthode des éléments finis.
(Thèse : 3^{ème} cycle Sci. Odontol. Strasbourg : 2018 ; N°13

N° 43.22.18.13

La restauration de la dent dépulpée est un acte auquel l'omnipraticien est quotidiennement confronté. Les idées reçues sur cette dent, notamment sur sa fragilité, sont peu à peu balayées par l'évolution des connaissances sur ses caractéristiques. De plus, l'amélioration des biomatériaux et des techniques adhésives a entraîné un changement de paradigme en ce qui concerne la thérapeutique de la dent dépulpée, tentant d'être le plus conservateur possible. L'approche biomimétique de la réhabilitation de cette dent est notamment représentée par l'overlay, sous lequel est mis en place un matériau de substitution dentinaire, le plus souvent représenté par une résine composite, dans la chambre pulpaire, et ceci, afin de reconstituer le noyau dentinaire.

Les objectifs de cette étude sont de comparer le comportement mécanique de différents matériaux pouvant être utilisés comme substitut dentinaire, mais aussi de confronter les résultats obtenus dans le cadre d'un overlay en céramique et en composite.

Ce travail consiste tout d'abord, par une étude de nanoindentation, à évaluer le module de Young de différents matériaux de substitution dentinaire sélectionnés.

Une fois ces valeurs obtenues, un modèle en trois dimensions d'une molaire mandibulaire est réalisé afin de lui soumettre des forces masticatoires. Il est composé d'un overlay, d'un substitut dentinaire, de colle, d'émail et de dentine, dont le comportement est respectivement et conjointement analysé.

A l'analyse de nos résultats, il ressort que plus le module de Young du substitut dentinaire augmente, plus les contraintes se répartissent de façon harmonieuse au sein de la dent, protégeant ainsi les tissus dentaires restants.

Par ailleurs, dans le cas d'un overlay en composite, la colle est davantage soumise aux contraintes de traction, entraînant un plus grand risque de décohésion de la restauration.

Dans les limites de ce travail, il paraît donc envisageable d'avancer les recommandations suivantes :

- Un matériau de substitution dentinaire possédant un module de Young proche de celui de la dentine est davantage bénéfique pour les tissus dentaires résiduels.
- Un overlay en céramique permet de diminuer les contraintes de traction sur le polymère de collage et d'ainsi permettre une meilleure pérennité de la restauration.

Rubrique de classement : Odontologie

Mots clés : dents dépulpées, substitut dentinaire, overlay, céramique, composite, éléments finis

Me SH : endodontically treated teeth, dentin substitute, overlay, ceramic, composite, finite element

Jury :

Président : Professeur MEYER Florent
Assesseurs : Professeur TADDEI-GROSS Corinne
Docteur ETIENNE Olivier
Docteur HEICHELBECH Frédéric
Membre invité : Professeur PELLETIER Hervé

Coordonnées de l'auteur :

Adresse postale :
Laura PIGNON
3, Passage Clara Malraux
67100 STRASBOURG
Adresse de messagerie :
laurapignon@yahoo.fr