

UNIVERSITE DE LILLE

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année de soutenance : 2019

N°:

THESE POUR LE

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 10 DECEMBRE 2019

Par Gaultier MARECHAL

Né(e) le 15 octobre 1993 à Thionville - France

**Optimisation par éléments finis de l'architecture des
armatures zircone sur les couronnes stratifiées**

JURY

Président :	Monsieur le Professeur Pascal BEHIN
Assesseurs :	Monsieur le Docteur Philippe ROCHER <u>Monsieur le Docteur Philippe BOITELLE</u> Monsieur le Docteur Clément ROBERT
Membre invité :	Monsieur Hervé MARECHAL

Président de l'Université : Pr. J-C. CAMART
Directeur Général des Services de l'Université : P-M. ROBERT
Doyen : E. BOCQUET
Vice-Doyen : A. de BROUCKER
Responsable des Services : S. NEDELEC
Responsable de la Scolarité : M. DROPSIT

PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R.

PROFESSEURS DES UNIVERSITES :

P. BEHIN	Prothèses
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
E. DELCOURT-DEBRUYNE	Professeur Emérite Parodontologie
C. DELFOSSE	Responsable du Département d' Odontologie Pédiatrique
E. DEVEAUX	Dentisterie Restauratrice Endodontie

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES :

K. AGOSSA	Parodontologie
T. BECAVIN	Dentisterie Restauratrice Endodontie
A. BLAIZOT	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale
P. BOITELLE	Prothèses
F. BOSCHIN	Responsable du Département de Parodontologie
E. BOCQUET	Responsable du Département d' Orthopédie Dento-Faciale Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire
C. CATTEAU	Responsable du Département de Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. DEHURTEVENT	Prothèses
T. DELCAMBRE	Prothèses
F. DESCAMP	Prothèses
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
P. HILDELBERT	Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie
C. LEFEVRE	Prothèses
J.L. LEGER	Orthopédie Dento-Faciale
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
T. MARQUILLIER	Odontologie Pédiatrique
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Responsable du Département de Chirurgie Orale Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille
C. OLEJNIK	Responsable du Département de Biologie Orale
P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
L. ROBBERECHT	Dentisterie Restauratrice Endodontie
M. SAVIGNAT	Responsable du Département des Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
T. TRENTESAUX	Odontologie Pédiatrique
J. VANDOMME	Responsable du Département de Prothèses

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation, ni improbation ne leur est donnée.

Remerciements

A mes juges,

Monsieur le Professeur Pascal BEHIN

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Certificat d'Etudes Supérieures de Biomatériaux Dentaires (Paris V)

Certificat d'Etudes Supérieures de Prothèse Fixée (Paris V)

Docteur en Odontologie de l'Université Paris DESCARTES (Paris V)

Habilitation à Diriger des Recherches (Université de Lille)

Responsable Unité Fonctionnelle de Prothèses

Je vous remercie d'avoir accepté de présider cette thèse. Votre disponibilité et votre
compréhension m'ont été précieuses.

Veillez trouver dans ce travail l'expression de mon respect et de ma plus grande
reconnaissance.

Monsieur le Docteur Philippe ROCHER

Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Sciences Anatomiques

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Odontologie de l'Université de Lille 2

Maîtrise des Sciences Biologiques et Médicales

Diplôme d'Etudes Approfondies de Génie Biologique et Médicale – option
Biomatériaux

Diplôme Universitaire de Génie Biologique et Médicale

Certificat d'Etudes Supérieures de Biomateriaux

Je vous remercie sincèrement d'avoir accepté de faire partie de mon jury.
 Vos connaissances et votre pédagogie m'ont permis d'avancer et j'espère que vous
apprécierez le petit clin d'œil dans cet ouvrage.
 Veuillez trouver dans ce travail mes remerciements les plus sincères.

Monsieur le Docteur Philippe Boitelle

Maître de conférences des Universités - Praticien Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Assesseur à la Formation Continue

Je vous remercie énormément d'avoir accepté de diriger ma thèse. Pour votre disponibilité, votre écoute, votre implication dans ce travail ainsi que la qualité de vos conseils. Pour votre gentillesse et votre patience, c'est avec honneur et grand plaisir que je vous présente ce travail.

Veuillez trouver ici mes remerciements les plus sincères et ma profonde gratitude.

Monsieur le Docteur Clément ROBERT

Assistant Hospitalo-Universitaire des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Certificat d'Etudes Supérieures Universitaire de Prothèses Fixée – Marseille

Vous m'avez fait le grand plaisir d'accepter de juger cette thèse.
Je vous suis reconnaissant de la patience, de la gentillesse et de la pédagogie dont
vous avez toujours fait preuve lors des séances de travaux pratiques.
Veuillez trouver ici mes remerciements les plus sincères.

Monsieur le Docteur Attal, Merci de m'avoir accueilli dans votre service et de m'avoir permis de mener à bien cette étude. Veuillez trouver dans ce travail mes remerciements les plus sincères.

Merci à toi Kyo. Ce travail a été long et fatiguant mais j'ai pris beaucoup de plaisir à le mener à bien avec toi. Tes conseils ont toujours été justes et pertinent. J'espère que le résultat final te satisfait.

A mes proches,

A ma famille :

A mes amis :

Table des matières

Introduction	14
1 Données bibliographiques	16
1.1 La zircone	16
1.2 La liaison entre la céramique cosmétique et l'armature zircone	16
1.2.1 Qu'est-ce que la liaison zircone-céramique cosmétique	17
1.2.2 Procédés permettant l'amélioration de la liaison zircone-céramique cosmétique.....	19
1.3 Eléments finis et étude des contraintes	22
1.3.1 Généralités	22
1.3.2 Contraintes et déformations	25
1.3.2.1 Contraintes	25
1.3.2.2 Déformations	26
1.3.2.3 Les lois de comportements.....	26
1.3.3 Revue de la littérature	27
2 Evaluation de la pertinence d'une architecture modifiée de l'armature en zircone sur le phénomène de chipping	30
2.1 Matériel.....	31
2.2 Étude du comportement mécanique d'un assemblage prothétique sollicité .	33
2.2.1 Modélisation géométrique	33
2.2.2 Modélisation mécanique et éléments finis.....	35
3 Résultats et discussion de l'étude sur l'optimisation de l'architecture des armatures en zircone	39
3.1 Cartographie des contraintes maximales principales – Une surface d'appui	39
3.2 Résultats numériques – Une surfaces d'appui	42
3.3 Cartographie des contraintes maximales principales – Quatre surfaces d'appui	43
3.4 Résultats numériques – Quatre surfaces d'appui	46
4 Discussion.....	46
5 Conclusion	51
Table des illustrations.....	52
Table des tableaux.....	53
Références bibliographiques	54
Annexes	59
Annexe 1 : Propriétés mécaniques des Biomatériaux utilisés en Odontologie....	59
Annexe 2 : Contraintes et déformations (1).....	59

Introduction

La capacité des matériaux céramiques à restaurer durablement les dents a longtemps été limitée en raison de leur fragilité et de leur propension à la fracture. Au cours des années 1970, les céramiques sur armatures métalliques sont apparues en dentisterie. Les céramiques dentaires, au départ uniquement utilisées comme cosmétique, ont vu leurs compositions chimiques et physiques évoluer vers des matériaux de plus en plus cristallins et résistants. L'intérêt est de pouvoir remplacer l'infrastructure métallique, inesthétique et peu biocompatible.

Les compétences professionnelles et les innovations techniques ou technologiques en biomatériaux ont permis l'arrivée de la zircone au début des années 1990. Certaines tentatives ont été faites au début des années 2000 avec des systèmes utilisant une technique pantographique, sans réel succès. Répondant aux demandes grandissantes de biocompatibilité et d'esthétique, les infrastructures en zircone apparaissent aujourd'hui comme une solution prothétique majeure, qu'elle soit unitaire ou plurale. Les améliorations permanentes de ces structures ne pourraient se faire sans les technologies informatiques et de micromécanique actuelles. Les systèmes de Conception et de Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO) permettent ainsi de répondre à des exigences de production grandissantes. L'arrivée de ce procédé de fabrication au sein même des cabinets et la commercialisation de lingotins chromatiques a propulsé ce matériau sur le devant de la scène.

Cependant, ce matériau aux indications cliniques variées nécessite une utilisation rigoureuse et maîtrisée. Malgré ses nombreuses qualités, la zircone reste une céramique à rupture fragile, nonobstant le développement de ses performances. De plus, son utilisation comme infrastructure complique son utilisation par l'ajout de matériaux supplémentaires, plus esthétiques. Les céramiques de stratifications aux propriétés mécaniques moindres apportent leur lot de complications. L'amélioration des propriétés des matériaux de stratification, l'optimisation des procédés de fabrication des couronnes stratifiées, ainsi que l'évolution de l'adhésion entre la céramique cosmétique et la zircone ont permis sa démocratisation.

Il existe beaucoup de données bibliographiques concernant ce matériau, en particulier sur le chipping, mais l'orientation de la recherche est principalement concentrée sur l'optimisation chimique et physique de l'adhésion au cosmétique sur l'armature. Le but de cette étude a été d'aborder ce sujet sous un angle nouveau, en revoyant l'architecture de l'armature, inspiré par une démarche expérimentale qui semble fonctionner au quotidien dans

le laboratoire De Bucca Solis.

Dans un premier temps, les données technologiques et techniques des couronnes stratifiées issues de la littérature seront abordées.

Le protocole de cette étude, des différentes étapes de laboratoire à la conception informatique sera abordé dans un second temps.

Enfin, la description de la répartition des contraintes au sein des différents constituants de la couronne dentaire et l'analyse critique des résultats conclura cette étude.

1 Données bibliographiques

1.1 La zircone

La zircone utilisée en Chirurgie-Dentaire, principalement constituée d'oxyde de zirconium, est une céramique polycristalline, c'est-à-dire une céramique sans phase vitreuse. Cette composition particulière lui confère une haute résistance aux contraintes mécaniques par rapport aux vitrocéramiques. Cette céramique de zircone, appelée Y-TZP (Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystal), contient environ 3mol% d'yttrium qui se comporte comme un agent dopant. Cette petite quantité d'yttrium permet de stabiliser le matériau à température ambiante, en phase tétragonale, qui est la phase la plus performante mécaniquement.

La zircone Y-TZP est thermodynamiquement métastable, ce qui veut dire qu'elle peut subir une transformation cristalline (tétragonale (t) \rightarrow monoclinique (m)) sous l'effet de contraintes (mécaniques, thermiques, hydriques). Lorsqu'une fissure dans le matériau apparaît, elle va déclencher la transformation (t \rightarrow m) caractérisée par une augmentation de volume des cristaux, ce qui va combler la fissure et empêcher sa propagation. L'avantage de cette transformation à température ambiante traduit, mécaniquement, l'augmentation de la résistance à la fracture ou ténacité. La zircone reste néanmoins un matériau à rupture fragile, c'est-à-dire que la fracture survient dans la phase élastique.

La résistance à la flexion, sa biocompatibilité mais surtout sa résistance à la fracture, en fait la céramique d'infrastructure la mieux adaptée à un usage clinique. Ces hautes propriétés mécaniques s'accompagnent, *à contrario*, de faibles propriétés optiques. C'est pourquoi, il est indiqué de recourir à d'autres matériaux (céramiques feldspathiques ou disilicate de lithium) s'approchant des propriétés optiques des tissus dentaires. Cet ajout de céramique cosmétique à la surface des infrastructures zircone s'accompagne de complications supplémentaires pour la reconstitution, notamment en ce qui concerne la liaison entre les deux matériaux [1].

1.2 La liaison entre la céramique cosmétique et l'armature zircone

La problématique principale des couronnes stratifiées avec une armature en zircone est la liaison de la céramique cosmétique sur l'armature.

1.2.1 Qu'est-ce que la liaison zircone-céramique cosmétique

De nombreuses études ont été réalisées afin d'accroître la liaison de la céramique de stratification à la zircone. Le but étant d'atteindre voir de dépasser les valeurs retrouvées sur les couronnes céramo-métalliques [2]. La qualité de la liaison céramique cosmétique/matériau d'infrastructure est sous la dépendance de trois interactions :

- Le premier est d'ordre physico-chimique. Il se caractérise par la mouillabilité de la céramique à l'état pâteux sur la surface du substrat. La capacité de mouillage de la céramique est contrôlée par sa tension superficielle à la température de frittage, par la tension de surface du substrat, et par la nature des interactions à l'interface. Plus cette interaction sera bonne, moins l'interface emprisonnera de bulles d'air qui fragiliseront l'ensemble.
- Le deuxième est d'ordre chimique. Il détermine la nature de la liaison qui se crée aux différentes interfaces entre céramique, oxydes de surface et matériau d'infrastructure. Cette liaison, dépend de la composition de la microstructure du matériau d'infrastructure, ainsi que de la nature de la céramique. Elle est l'aboutissement de phénomènes complexes d'oxydo-réduction aux interfaces, consécutifs aux inter-diffusions ou migrations ioniques se produisant lors du frittage.
- Le troisième est d'ordre mécanique, et est le facteur prédominant de la force de la liaison entre l'armature zircone et la céramique de stratification. Il résulte de deux phénomènes :
 - Le premier est l'ancrage de la céramique après refroidissement dans les rugosités de surface de l'infrastructure. Ces rugosités sont de deux types : macroscopique, provenant des rainures créées lors de l'usinage de la pièce et aussi d'un traitement de surface de l'alliage avant la cuisson (par exemple, le sablage), et microscopique, se créant lors de la cuisson par dissolution sélective de certaines phases de l'armature.
 - Le second est la mise en compression de la céramique à l'interface due à une légère différence de contraction entre le matériau d'infrastructure et la céramique cosmétique lors du refroidissement. Cette précontrainte de la céramique (le frettage ou l'assemblage de deux pièces grâce à un ajustement serré) est mécaniquement favorable puisqu'elle permet de s'opposer à l'initiation ou la propagation de fissures à partir des défauts

inter-faciaux. Elle est réalisée grâce à une contraction supérieure de la céramique cosmétique sur le matériau d'infrastructure car la céramique cosmétique présente un coefficient de dilatation thermique légèrement inférieur à l'armature [1].

La zircone et la céramique de stratification sont classées au sein des céramiques mais sont différentes par leurs compositions et leurs propriétés physiques. La céramique cosmétique est une céramique vitreuse biphasée alors que la zircone ne contient pas de phase vitreuse. Des études se sont intéressées au comportement des deux matériaux à l'interface entre la zircone et la céramique de stratification. Un processus d'interdiffusion des matériaux lors de la cuisson a été mis en évidence (fig. 1). La diffusion de la zircone dans la céramique feldspathique diminue très rapidement dès que l'on s'éloigne de l'interface, mais la diffusion de la céramique cosmétique dans la zircone est plus importante et étendue. Les variations dans la composition des matériaux et les différences entre les températures de frittage peuvent expliquer les différences de profil entre ces deux courbes [3].

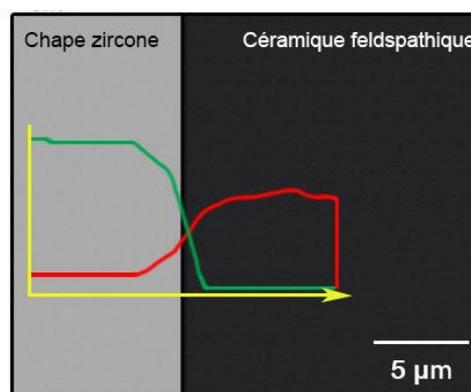
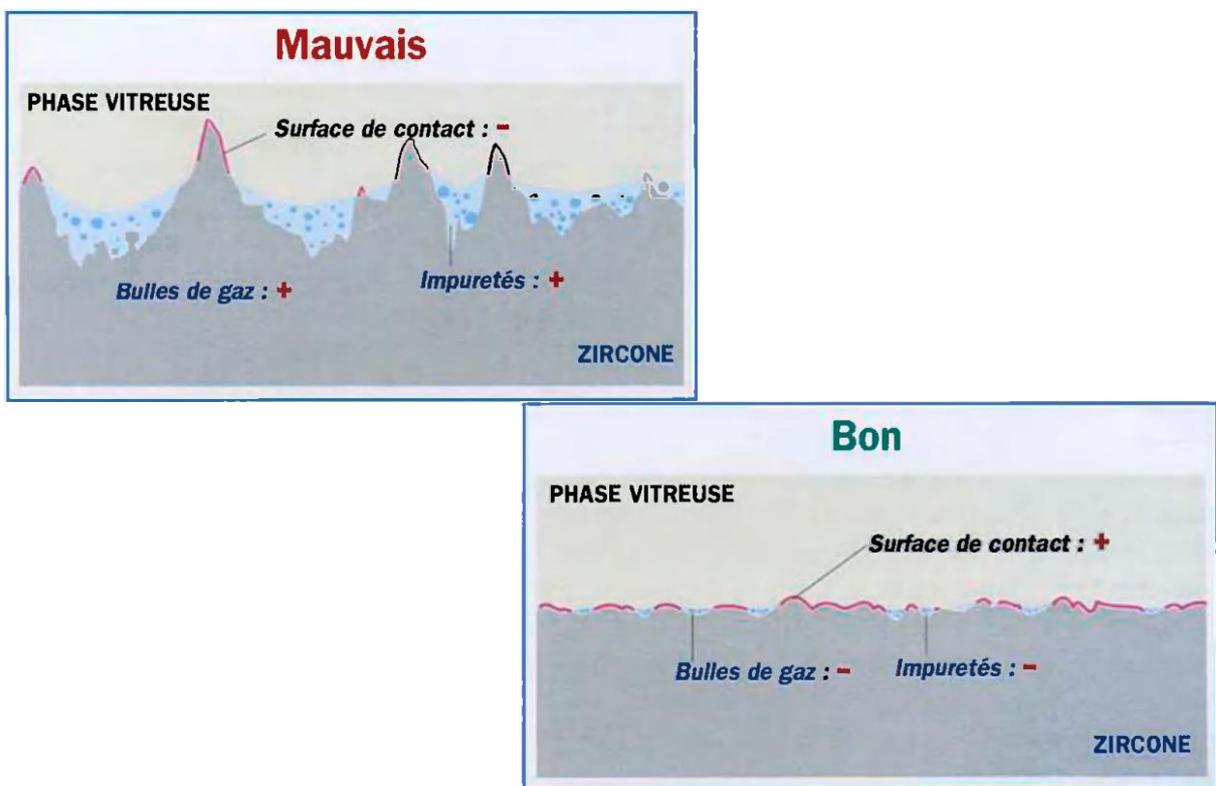


Figure 1 : Courbes de diffusion de la zircone (vert) et de la céramique feldspathique (rouge) à l'interface entre les deux matériaux

L'étude de Ramos *et col.*, grâce à la microscopie confocale Raman, estime cette zone de transition élémentaire à un maximum de 2 µm d'épaisseur. Certains éléments chimiques comme le silicium, l'aluminium, le sodium et le potassium peuvent diffuser dans la couche de dioxyde de zirconium jusqu'à une profondeur de 8 à 10 µm. Cette variation de résultats dans la profondeur d'interdiffusion provient des différentes méthodes d'analyse, elle semble néanmoins rester inférieure à 10 µm. L'interdiffusion est rendue possible par la présence de défauts dans le solide cristallin. La présence d'eau dans la céramique cosmétique génère un facetage (un laminage) à la surface des grains de zircone lors de la cuisson. L'étendue de

cette surface de facettage dépend du taux d'humidité de la porcelaine et de la température de cuisson [4,5].

La préparation des surfaces de l'infrastructure doit donner une rugosité suffisante pour augmenter la surface de contact avec celle du matériau apporté. Elle ne doit cependant pas donner des aspérités trop prononcées qui donnent des gorges trop profondes, inaccessibles au positionnement du cosmétique et qui emprisonnent des gaz, des bulles d'air et des impuretés pouvant évoluer, polluer ou transiter dans les masses au fil des cuissons successives (fig. 2). De plus, ces aspérités trop profondes empêchent le contact au fond de ces zones réduisant la surface d'accroche et fragilisant la liaison.



1.2.2 Procédés permettant l'amélioration de la liaison zircone-céramique cosmétique

Les fractures sont les principaux problèmes rencontrés avec les céramo-céramiques à infrastructure zircone [2]. La céramique cosmétique semble être le « maillon faible » de la restauration car le taux de fracture du matériau de recouvrement rapporté est supérieur [6,7]. La priorité est donc donnée au soutien de la céramique de stratification, plus faible

mécaniquement [8,9]. L'intensité des contraintes mécaniques internes dépend du rapport entre l'épaisseur de la céramique de recouvrement et de celle de l'armature [10,11]. Les formes homothétiques de la surface de l'extrados de l'armature sont recommandées pour garantir une épaisseur de cosmétique constante de 1,5 à 2 mm. L'épaisseur de la chape varie donc de 0,5 à 1 mm [10,11]. Des formes d'armature modifiées, ont également été proposées afin de réduire l'épaisseur de la céramique cosmétique. La résistance de ces couronnes semble, selon la littérature, être améliorée par la modification de la conception de l'armature [12,13].

La résistance de la liaison entre la zircone et la céramique de stratification varie considérablement selon le type de cosmétique utilisé [14–16]. Cela est probablement dû au fait que les différentes céramiques de placage ont des compositions chimiques différentes et donc des caractéristiques mécaniques différentes [15,17].

Une vitesse de refroidissement lente est préconisée du fait des faibles conductivités thermiques du combiné zircone/céramique de recouvrement [3]. Ces faibles conductivités retardent considérablement la vitesse de refroidissement de la céramique à l'interface, changeant potentiellement le coefficient de dilatation thermique (CDT) et introduisant des contraintes thermiques résiduelles [18,19]. Le développement de tels gradients thermiques lors du refroidissement entraîne des contraintes thermiques résiduelles dans la céramique ainsi qu'à l'interface et augmente le risque de détérioration de l'ensemble [20–22]. Ce processus est attendu même si les CDT des deux composants sont adaptés.

Le CDT de la céramique de recouvrement doit être identique ou légèrement inférieur à celui de la zircone. En effet, un même CDT permet aux matériaux de réagir de façon similaire. Un CDT légèrement inférieur pour la céramique de stratification permet de réaliser un verrou mécanique de compression lors du refroidissement des matériaux. La force de liaison peut être compromise par des contraintes résiduelles de coefficients inappropriés allant jusqu'à favoriser un décollement spontané au cours du refroidissement, en particulier lorsque le CDT de la céramique de recouvrement est plus élevé que celui de la chape [23,24].

Les fabricants d'armatures en zircone recommandent différentes méthodes de traitement de surface afin d'améliorer le contact entre la zircone et la céramique cosmétique. A défaut d'un consensus quant au traitement approprié de la surface de la zircone, une attention particulière à cette étape de laboratoire pourrait considérablement réduire les risques de fractures (chipping) [25]. La présence de défauts structuraux (lacunes ou bulles d'air) à l'interface peut conduire à ce phénomène.

Le sablage des céramiques à base de zircone n'a pas encore été parfaitement maîtrisé.

Les procédures recommandées par les fabricants et les résultats des études varient. C'est un inconvénient qui a des conséquences sur les mécanismes physico-chimiques et micromécaniques de la liaison. Le sablage permet la création de rugosités de surface augmentant le coefficient de frottement entre les deux matériaux et augmentant la mise en position à l'interface. Préconisé pour les CCM, voir indispensable, il est déconseillé sur les armatures zircons. Cette différence est probablement due au fait que l'effet sur la surface de la zirconne varie considérablement selon le type, la taille et la pression d'injection des particules abrasives. L'apparition de défauts structuraux ainsi que l'énergie amenée par le sablage provoque une transformation locale tétragonale à monoclinique ($t \rightarrow m$), réduisant ses propriétés mécaniques [26–28].

L'utilisation de produits acides tels que l'acide fluorhydrique présente une réelle efficacité pour les céramiques contenant une matrice vitreuse dans leur structure [29]. Il dissout la phase vitreuse qui les compose, créant ainsi en surface des micro-aspérités dans la phase cristalline. Dans le cas de la zirconne, du fait de sa structure polycristalline, l'utilisation de ce type de traitement chimique ne renforce pas l'adhésion à la céramique de stratification. Inefficace à faible concentration, il entraîne une dissolution de la structure de la zirconne à forte concentration, transformant la surface quadratique en monoclinique ($t \rightarrow m$), diminuant ainsi ses propriétés mécaniques [30,31].

L'application d'une couche de revêtement, dit « liner », sur l'armature zirconne est conseillée par les fabricants de certaines céramiques pour apporter couleur, fluorescence et masquer l'opacité de la zirconne. Ces liners favoriseraient la mouillabilité, ou réduiraient les risques de survenue de bulles à l'interface entre les deux matériaux par une composition chimique ajustée [32]. Ils optimiseraient la diffusion des matériaux décrite précédemment et augmenterait la résistance de l'ensemble avec une épaisseur comprise entre 0,1 et 0,2mm. Cependant, des points de vue divergents existent quant à savoir si un revêtement peut améliorer l'adhésion entre la zirconne et les céramiques de stratification. Certaines études montrent une amélioration de la résistance à la traction, notamment avec l'utilisation de liner à base de disilicate de lithium [33–35]. D'autres auteurs ont constaté que l'application d'un revêtement diminue l'adhérence et augmente considérablement le risque de défaillance, particulièrement lors de techniques de pressée sur zirconne. Son utilisation est donc dépendante des matériaux et des techniques utilisés dans les laboratoires [16,36–38].

Trois méthodes d'application de la céramique de stratification sur les armatures en zirconne sont désormais possibles, la technique de stratification manuelle conventionnelle, la

technique de pressage et la méthode usinée. Dans la technique de stratification, la poudre est appliquée au pinceau sur l'armature zircone par un technicien de laboratoire. Pour la méthode de pressée, la technique de la cire perdue est utilisée pour réaliser la restauration. Un lingotin de céramique est chauffé et ensuite forcé sous pression dans le vide formé par la cire. Enfin, la dernière méthode utilise des blocs de céramique qui sont conçus et usinés à l'aide d'un procédé CAD/CAM et sont par la suite collés sur l'armature. La technique pressée utilisant généralement une céramique base leucite, et la technique usinée utilisant de la vitrocéramique au disilicate de lithium offrent une résistance supérieure à la fracture par rapport à la céramique feldspathique puisqu'elles présentent un taux de fracture généralement moindre [8,39,40].

Certaines études comparent la technique de stratification à la technique de pressage, mais différents rapports affirment que le délagement ou la fracture des céramiques stratifiées est plus influencée par la conception des armatures que les différences dans la technique du moulage [13,41].

De ce fait, la recherche a tenté au maximum d'améliorer la liaison entre les deux matériaux. Les éléments présentés précédemment montrent les moyens qui ont été mis en œuvres afin de trouver le matériau qui permettrait de coller sur la zircone. Cela n'est toujours pas possible, mais une avancée importante a été faite quant aux valeurs d'adhésion des couronnes à armature zircone.

Depuis l'apparition d'un consensus sur l'architecture de l'armature pour les couronnes céramo-métalliques, qui a par la suite été récupéré comme règle pour les armatures zircone, il n'y a pas eu de remise en question de cette forme. Pourtant les méthodes de fabrications et les matériaux travaillés ont énormément évolué ces dernières années. Il convient donc d'étudier si la conception de l'architecture des armatures influence le risque de fracture.

1.3 *Eléments finis et étude des contraintes*

1.3.1 Généralités

La simulation par éléments finis ou « méthode des éléments finis », au sens premier du terme, désigne un ensemble de techniques numériques permettant de résoudre approximativement une certaine classe de problèmes mathématiques basés sur des équations aux dérivées partielles, dont on ne sait généralement pas trouver les solutions exactes du fait de la complexité géométrique du problème. Il permet par une discrétisation de trouver une

solution approchée fiable. La discrétisation est la transposition d'un état continu (dans notre cas la mécanique des milieux continus) en un équivalent discret (c'est-à-dire divisé en petit morceaux). Cela revient à « découper » le domaine et à chercher une solution du problème par morceaux.

Cette discrétisation s'appuie sur un maillage, défini par deux types d'objets géométriques.

- Le premier est un découpage du domaine géométrique en sous-domaines de formes simples. Ces sous-domaines sont tridimensionnels (volumes), bidimensionnels (surfaces) ou unidimensionnels (lignes), selon le cas étudié. Un exemple de sous-domaine est représenté sur la figure 3.

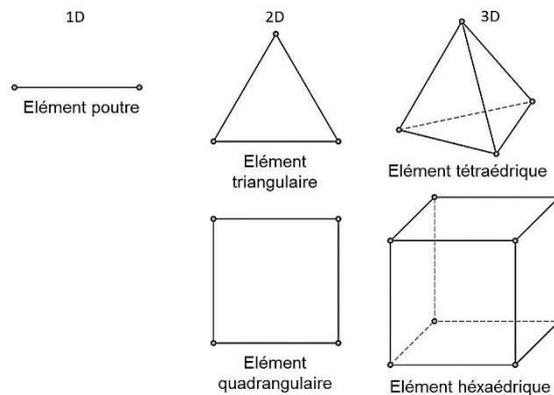


Figure 3 : Exemples de formes simples utilisées pour découper le domaine

- Le deuxième objet est une liste de points particuliers, situés aux extrémités des sous-domaines ainsi que, quelquefois, aux milieux de leurs arêtes : les nœuds. Des exemples de nœuds sont présentés dans la figure 4.

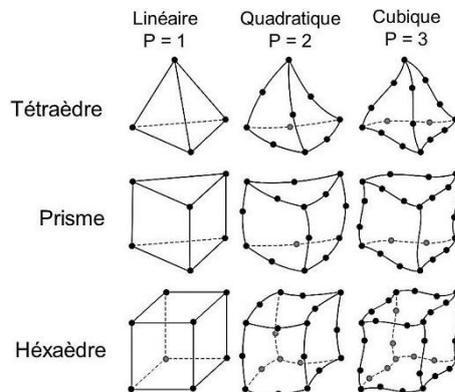


Figure 4 : Exemples de nœuds sur différentes formes

Le maillage est ainsi constitué d'un nuage de nœuds, ainsi que d'éléments s'appuyant sur ces nœuds. La plupart des logiciels peuvent assister l'utilisateur en construisant automatiquement un maillage à partir d'un domaine géométrique, issu par exemple d'un fichier géométrique de Conception Assisté par Ordinateur (CAO). Il faut pour cela leur indiquer le type et la taille des éléments, ce qui nécessite de bien comprendre l'influence de ces paramètres.

Plus les nœuds sont espacés, plus le résultat final risque de s'écarter de la réalité. A l'inverse, un maillage trop fin conduit à des temps de calculs extrêmement longs et nécessite une puissance de calcul plus importante. Un compromis entre coût du calcul et précision des résultats doit donc être trouvé.

Le problème mécanique est ensuite modélisé en s'appuyant sur cette discrétisation. Les efforts mécaniques (pression ou force) et les conditions aux limites (fixations ou liaisons) sont appliqués à certains nœuds du maillage. Des lois de comportements décrivant les propriétés des matériaux sont ensuite implémentées (exemple : loi élastique linéaire isotrope).

Le calcul est finalement réalisé par un solveur numérique et les résultats obtenus sont finalement post-traités afin de réaliser l'analyse du problème. Dans le cadre d'un problème mécanique, le résultat est généralement obtenu sous la forme d'une cartographie des champs de contraintes ou de déformations au sein des géométries étudiées. Les éventuels points faibles de la structure sont ainsi mis en évidence, ce qui permet à l'ingénieur d'effectuer des renforts afin d'améliorer la tenue mécanique de la pièce.

Il existe néanmoins quelques limites à ce calcul qu'il faut garder en tête :

- Premièrement, la simplification liée à la discrétisation est source d'erreurs.
- Deuxièmement, des hypothèses de modélisation sont toujours prises en compte, s'écarter ainsi du problème réel.
- Troisièmement, s'agissant de calculs numériques, des erreurs d'arrondi sont inévitables puisque les nombres sont représentés par un nombre fini d'octets.

Chaque étape du processus comporte son lot d'approximation, ce qui nécessite à l'opérateur de faire preuve de sens critique quant à la lecture des résultats. Son rôle est également majeur car le choix de bons paramètres et la maîtrise des erreurs du logiciel permettront l'obtention de résultats satisfaisants [42].

1.3.2 Contraintes et déformations

Quand on soumet un corps à l'action de forces extérieures, des contraintes s'établissent par réaction, à l'intérieur de ce corps. À une contrainte donnée les matériaux se déforment, en suivant des lois de comportement, qui permettent de lier mathématiquement contraintes et déformations.

1.3.2.1 Contraintes

La notion de contrainte décrit les forces que les particules élémentaires d'un milieu exercent les unes sur les autres par unité de surface du matériau soit $\sigma = F/S$. Son unité est homogène à une pression, elle s'exprime donc en Pascal (Pa), et plus généralement en Mégapascal (MPa) dans le cadre de la mécanique des solides.

La figure 5 montre que pour un élément de volume dV appartenant à un solide et centré sur un point M, les vecteurs contraintes \vec{T} s'exerçant sur dV sont décomposables sur une base de vecteurs orthogonaux (\vec{x}, \vec{y}) .

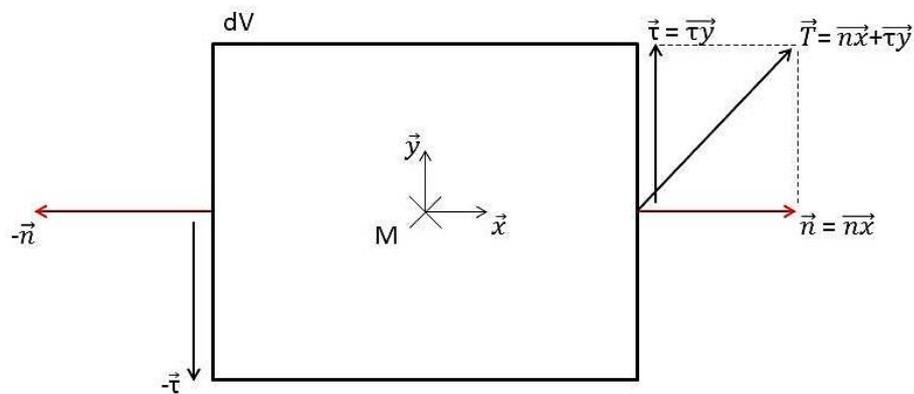


Figure 5 : Représentation des contraintes sur le solide

Ces deux composantes (\vec{x}, \vec{y}) définissent les contraintes normales (\vec{n}) et tangentielles ($\vec{\tau}$). Afin de simplifier l'étude des contraintes internes au sein d'un solide, on utilise souvent la notion de contraintes principales. La figure 5 représente l'application des forces précédemment décrites sur l'élément.

Dans ce contexte-là, on recherche la base de vecteurs orthogonaux (\vec{x}_p, \vec{y}_p) telle que la contrainte normale soit maximisée et la contrainte tangentielle nulle. L'emploi des contraintes principales permet souvent de faciliter l'analyse mécanique d'un solide. La rotation de la

figure 5 est représentée sur la figure 6.

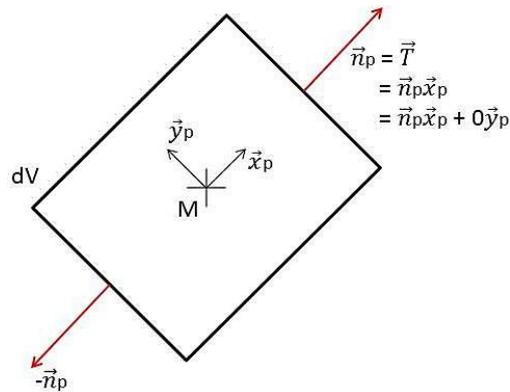


Figure 6 : Suppression de la contrainte \vec{T} par rotation du modèle

1.3.2.2 Déformations

La déformation indique dans quelles proportions les liaisons inter-atomiques (à l'échelle microscopique) et la structure elle-même (l'objet, à l'échelle macroscopique) ont été déformées. La déformation, pour une traction simple, est le rapport de l'allongement à la longueur initiale, soit $\epsilon = (L-L_0)/L_0$. L'allongement est sans unité. L'allongement dans la direction longitudinale s'accompagne d'un raccourcissement dans les directions perpendiculaires. Les phénomènes décrits précédemment sont représentés sur la figure 7.

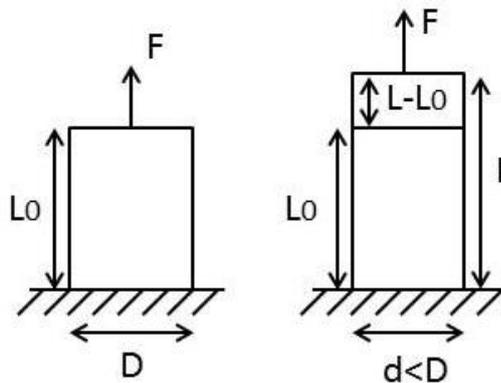


Figure 7 : Représentation des déformations subites par un solide

1.3.2.3 Les lois de comportements

En science des matériaux, contraintes et déformations sont liées par des lois de comportement. La relation contrainte/déformation pour un matériau donné est obtenue par des

moyens expérimentaux, un exemple de courbe obtenu en essai de traction est fourni en figure 8.

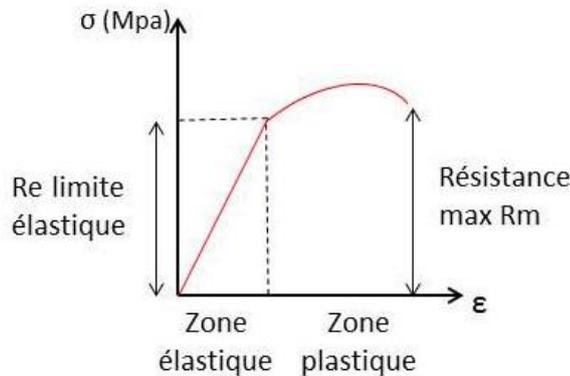


Figure 8 : Exemple de courbe d'élasticité

En début d'essai, pour des taux de déformation relativement faibles, le matériau se comporte de manière élastique linéaire, c'est-à-dire que la contrainte est directement proportionnelle à la déformation. Les déformations en comportement élastiques sont réversibles.

Mathématiquement cette loi s'exprime :

$$\sigma = E\epsilon$$

Où E est le module d'Young. L'unité de E est le Pascal (couramment exprimé en GPa) et sa valeur peut être déterminée expérimentalement. La limite élastique Re détermine la fin de validité de cette loi. Passée cette valeur de contrainte, le matériau est soumis à de la plasticité, c'est-à-dire que les déformations subies dès lors seront irréversibles. L'essai se termine par la rupture de l'éprouvette. Les céramiques sont quant à elles des matériaux à rupture fragile. Le matériau ne présente pas de domaine de déformation plastique, la rupture se produit à la fin de la partie élastique du matériau.

1.3.3 Revue de la littérature

Le point d'occlusion et les sollicitations mécaniques choisies pour les différentes études diffèrent, ainsi de légères variations dans les résultats sont retrouvées. Les zones de contraintes restent néanmoins similaires, situées sur les pentes mésiales des cuspidés mésiales et centrales. L'autre point d'appui couramment considéré se situe sur la face vestibulaire de ces cuspidés. Dans les résultats de ces simulations, l'une des zones de contrainte les plus

importantes est localisée directement sous la zone de charge, dans la céramique cosmétique et l'armature zircone. Les niveaux de contrainte plus élevés ont été observés pour les couronnes en céramiques monolithiques comparées aux couronnes en métal [43,44].

Il a été également mis en évidence la présence de contraintes importantes dans la région cervico-linguale de l'armature. La contrainte de traction à la surface cervicale de l'armature est augmentée par les forces d'occlusion horizontales sur la face vestibulaire des cuspidés [45,46]. L'augmentation du module d'Young de l'armature augmente ces contraintes [47]. D'après Ha SR *et col.*, comme pour d'autres auteurs, la modification de l'architecture de l'armature par la réalisation d'une marche linguale d'environ 3 mm permet de modifier ces contraintes de tractions, par des contraintes de compressions, rendant la céramique plus résistante [46,48].

Des études ont été réalisées sur le comportement des matériaux d'armature et de stratification avec des valeurs d'élasticité différentes [44,49]. Celles-ci ont montré que plus le module d'élasticité des matériaux de la couronne était élevé, plus les contraintes de compressions et de traction respectivement dans le ciment et dans l'intrados de l'armature étaient faibles. Les stratifications à faible rigidité transmettent la charge au matériau de l'armature, augmentant la contrainte de traction dans l'armature qui peut éventuellement entraîner la formation de fissures à travers la couche de stratification. Pour De Jager N *et col.*, les contraintes de compression comme les forces de traction diminuent avec un matériau d'armature plus rigide. Une armature plus rigide permet de plus petits déplacements de la céramique de stratification qui se traduit par des contraintes plus faibles pour cette dernière et pour le ciment [47].

Les travaux de Rocha EP. *et col.* au sujet des comportements des céramiques lorsque des contraintes sont appliquées à la dent à l'aide de la méthode d'élément finis rapportent que la présence d'une liaison incomplète entre la céramique de stratification et la zircone augmente nettement les contraintes dans la céramique de stratification. De plus la présence d'une liaison permet de répartir les forces en premier lieu dans la zircone puis dans la zone de jonction. L'adhésion de la céramique de stratification à la zircone joue donc un rôle important dans la résistance à la fracture [50].

Les résultats retrouvés dans la littérature concernant les fractures présentent des valeurs très diverses. Les causes sont multiples. Une classification de la description précise des fractures, de leur localisation, leur gravité ou des facteurs associés, est nécessaire pour obtenir un discours universel. Les conditions environnementales des sujets peuvent faire varier les résultats (dent antagoniste, bruxisme, parafunctions) [51]. Il est donc difficile de définir des

« habitudes » de fracture. Néanmoins, pour Moráquez O.D *et col.*, la classification des fractures céramiques en quatre catégories avec les sous-types "non critiques" et "critiques" permet une vue différenciée des données de survie pour les couronnes et apporte un moyen de communication commun [52]. La céramique de stratification reste néanmoins le maillon faible de cet ensemble, avec un taux de fracture supérieur, et est donc le protagoniste principal de ces fractures [53].

2 Evaluation de la pertinence d'une architecture modifiée de l'armature en zircone sur le phénomène de chipping

Dans leur pratique quotidienne, certains laboratoires développent de manière empirique des techniques, notamment des techniques de conception, qui leur permettent de réduire le problème du chipping. Nous avons voulu tester les matériaux utilisés quotidiennement au laboratoire, en respectant leur procédé de fabrication, qui eux même suivent les protocoles des fabricants et les données bibliographiques tout au long de la fabrication des éléments. Dans sa pratique, le laboratoire utilise une base d'armature homothétique pour leur armature modifiée, un liner, sans traitement susceptible de modifier l'état de surface de l'armature et un respect des protocoles de cuisson des matériaux.

L'objectif de cette étude est de vérifier si l'architecture de l'armature proposée renforce effectivement l'ensemble zircone-céramique cosmétique. L'étude se déroulera dans l'ordre suivant et comme présenté sur la figure 9. L'armature et la forme du cosmétique par le biais d'un wax-up seront fabriquées au laboratoire. Les fichiers numériques de ces deux éléments au format STL obtenus par acquisition au laboratoire sont ensuite modifiés en fichier NURBS dans le but de pouvoir être traité par les logiciels de conception 3D. Enfin, l'ensemble des éléments constitutifs de la couronne sont transférés sur un autre logiciel afin de réaliser les calculs d'éléments finis. Le même technicien expérimenté (Hervé Maréchal, Laboratoire de prothèse dentaire De Bucca Solis, Normandie) a réalisé l'ensemble des étapes (CAO de l'armature et du wax-up, montage du wax-up) de laboratoire afin d'éviter tout biais de fabrication. Dans l'étude ici présentée, la description mécanique du problème est limitée à l'assemblage armature, liner et cosmétique.

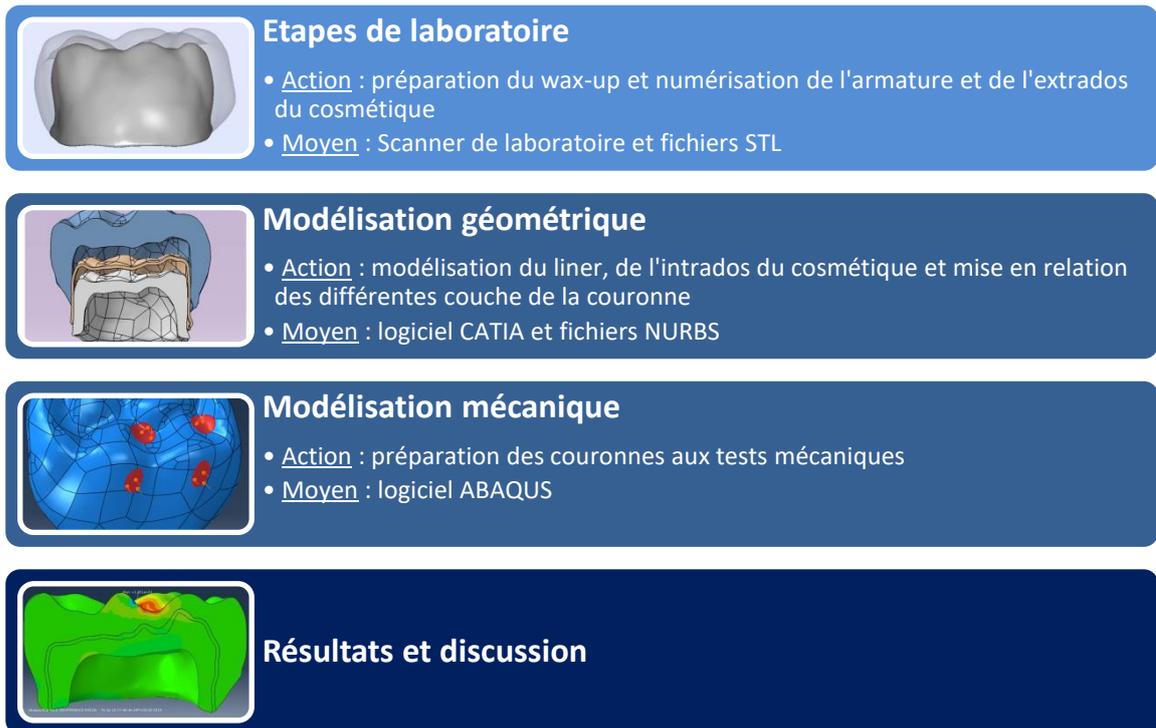


Figure 9 : Description des différentes étapes de cette étude

2.1 Matériel

La préparation dentaire pour une couronne céramique à infrastructure zircone d'une première molaire mandibulaire a été réalisée sur un modèle constitué de dents en résine (Frasaco, Bader). Ce modèle fonctionne sur le même principe qu'un modèle en plâtre avec die, les dents sont verrouillées sur le modèle à l'aide d'une vis. Nous avons préféré l'utiliser directement, sans duplicata, pour les différentes étapes de fabrication, afin de minimiser les erreurs pouvant intervenir lors de la prise d'empreinte et lors de la coulée en plâtre. Une fine couche de dioxyde de titane a été appliquée sur les dents adjacentes, et non sur le moignon, afin de minimiser la réflexion de la résine polie lors de la numérisation. A la suite de cette acquisition, un modèle 3D virtuel est créé.

La conception des armatures en zircone est réalisée à partir de ce modèle 3D selon le paramétrage suivant :

- Hiatus dento-prothétique fixé à 80 μm .
- Épaisseur et forme de l'armature évoluant selon deux types expliqués ci-après.
- Les marges ont été identifiées et le chemin d'insertion a été déterminé par l'opérateur.

Deux armatures Y-TZP ont été modélisées avec deux conceptions d'architectures différentes. Ces deux types de conceptions sont décrits comme suit :

- L'armature de type homothétique (HOM), illustré en figure 10 : L'armature a été conçue pour permettre l'application d'une épaisseur de céramique cosmétique uniforme et offrir un meilleur support cuspidien.

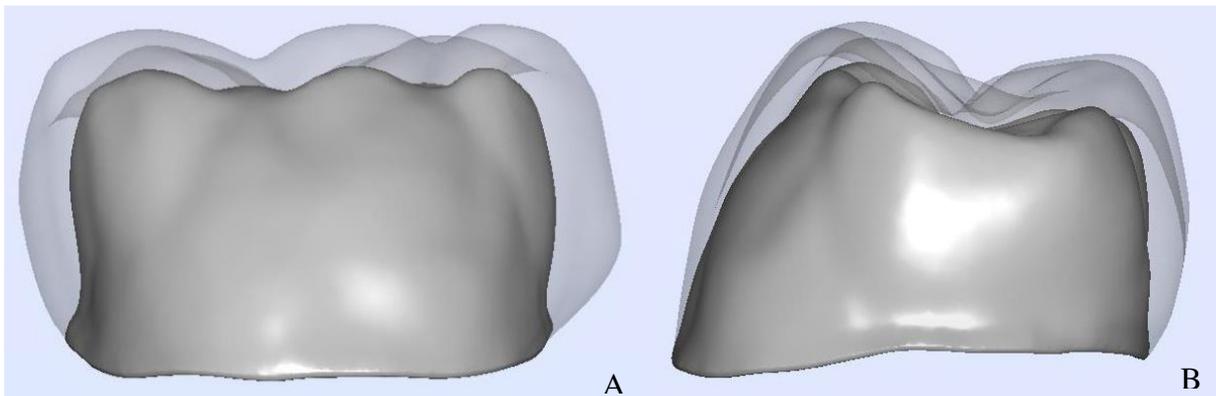


Figure 10 : Modélisation de l'armature de type homothétique avec un exemple de montage de stratification.
A : vue vestibulaire ; B : vue mésiale.

- L'armature de type modifiée (MOD), décrite en figure 11 : L'armature a été conçue sur une base de forme homothétique avec adjonction de bourrelets vestibulaires ainsi que des mamelons dentinaires anatomiques, permettant un meilleur maintien du matériau de recouvrement.

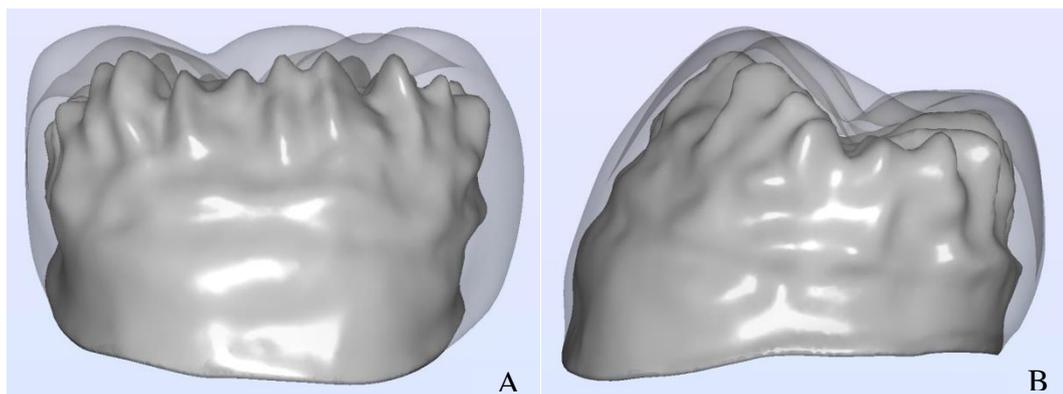


Figure 11 : Modélisation de l'armature de type modifiée avec un exemple de montage de stratification.
A : vue vestibulaire ; B : vue mésiale.

Les contours du montage de la céramique de stratification indiqués dans les figures 10 et 11 sont les volumes proposés par le logiciel CAO servant à matérialiser et appréhender les différents volumes dentaires lors de la conception. Ils ne sont pas représentatifs du montage

final du prothésiste mais permettent de se rendre compte des différences entre chaque architecture des armatures.

Le wax-up de la dent définitive a été monté par le technicien de laboratoire sur le modèle résine (Frasaco, Bader) afin d'obtenir la forme finale de l'extrados du cosmétique.

Il a été choisi, pour plusieurs raisons, de numériser directement le wax-up afin d'obtenir le fichier numérique de l'extrados de la stratification. En effet, la numérisation évite toute erreur de volume lors du montage de la céramique de stratification. Le format STL ne décrit que la géométrie de surface d'un objet en 3 dimensions, il ne comporte pas d'informations concernant la couleur, la texture ou les autres paramètres d'autres modèles de conception assistée par ordinateur. Nous expliquerons dans les paragraphes suivant les moyens qui ont été mis en œuvre pour concevoir les autres éléments constitutif de la couronne (le liner et l'intrados de la stratification).

2.2 Étude du comportement mécanique d'un assemblage prothétique sollicité

2.2.1 Modélisation géométrique

A ce stade, plusieurs fichiers numériques au format STL sont à notre disposition :

- La numérisation de l'armature modifiée
- La numérisation de l'armature homothétique
- La numérisation de l'extrados du cosmétique grâce au wax-up

Le scanner utilisé est le Medit T500 (Medit, Séoul). Il permet l'obtention de fichier au format STL ou OBJ avec une précision de 7 μm (donnée fabricant).

Ces fichiers vont subir plusieurs étapes de traitement qui nous permettront de mettre en place une modélisation mécanique du problème. Dans un premier temps, les fichiers STL ont été transférés dans le logiciel CATIA V5 (Conception Assistée Tridimensionnelle Interactive Appliquée, Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay) qui est un logiciel de CAO volumique et surfacique. Il fait appel à des opérations géométriques pour concevoir des pièces 3D. Ce logiciel est l'un des plus employés dans les industries aéronautique, aérospatiale et automobile.

CATIA V5 et les autres modeleurs CAO ne peuvent pas travailler directement sur des fichiers STL. Ces derniers sont composés d'un large ensemble de points et de vecteurs, ce qui rend leur manipulation lourde et complexe si l'on souhaite faire de la conception 3D. Le format géométrique NURBS, qui s'appuie sur un ensemble plus restreint de points et d'un système d'équation simple, est couramment employé dans les logiciels de CAO. Ainsi, les numérisations de l'armature et du wax-up ont subis une conversion en fichier NURBS (fig. 12).

Afin de pouvoir par la suite utiliser le modèle CAO dans un calcul mécanique, les descriptions géométriques des interfaces entre chacune des pièces doivent être définies proprement. On doit ainsi assurer la continuité des différentes pièces de notre assemblage stratifié. Pour ce faire, on utilisera systématiquement l'extrados de la pièce sous-jacente pour la réalisation de l'intrados de la pièce située au-dessus.

La mise en place du liner n'a pas été réalisée ni même numérisée au laboratoire car la faible épaisseur de ce dernier n'aurait pu être modélisée numériquement avec précision. Afin de représenter numériquement le liner, plusieurs manipulations sur CATIA ont été nécessaires. Le contour externe de l'armature a permis de définir le contour interne du liner. L'application d'une transformation homothétique sur cette surface avec augmentation de volume a défini son contour externe (fig. 13). Son épaisseur avoisine les 200 μm , valeur que nous avons choisie par simplicité de mise en place.

Le protocole du fabricant propose, après usinage des armatures, l'application d'une couche de Zirliner[®] et une cuisson de connexion [54]. Cette cuisson de connexion se fait avec le même matériau que celui utilisé lors du montage de la céramique feldspathique (IPS e.max Ceram). Il a été choisi de considérer la cuisson de connexion et le montage cosmétique comme étant une seule et même entité car ceux-ci présenteront des propriétés mécaniques similaires.

Enfin, le scannage du wax-up nous a permis d'obtenir le fichier numérique de l'extrados de la stratification. La réalisation de l'intrados a été obtenue sur CATIA grâce au contour externe du liner (fig. 14).

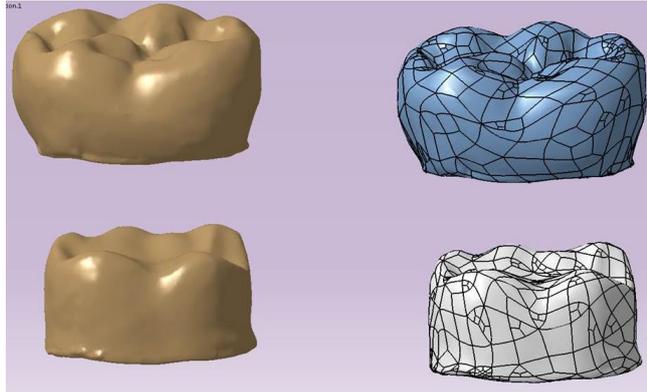


Figure 12 : Etape 1. Conversion des données scannées

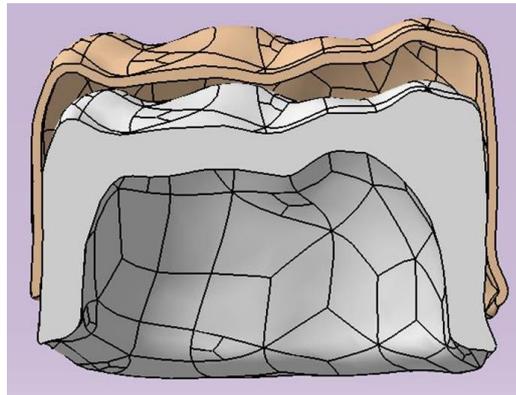


Figure 13 : Etape 2. Homothétie de contour de l'armature → intrados et extrados du liner

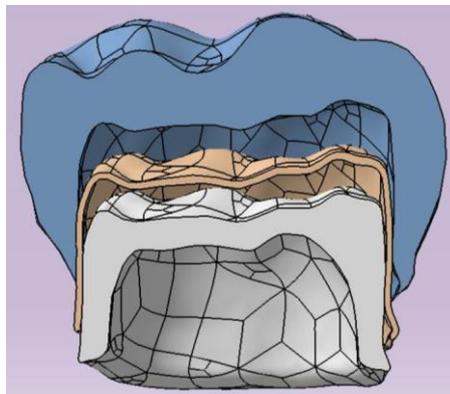


Figure 14 : Etape 3. CAO du wax-up → extrados du cosmétique
extrados du liner → intrados du cosmétique

2.2.2 Modélisation mécanique et éléments finis

Le modèle géométrique CAO mis en place dans la partie précédente a ensuite été importé dans le logiciel ABAQUS 6.11. Ce logiciel de calcul d'éléments finis est très largement utilisé dans les industries automobiles, aéronautiques et aérospatiales. La modélisation mécanique nécessite la description du problème au niveau :

- Du rappel des hypothèses
- Des conditions aux limites et aux interfaces
- Des chargements mécaniques
- Des matériaux considérés
- Du maillage élément finis et des spécificités de calcul

A. Rappel des hypothèses

Les hypothèses considérées dans le cadre de notre étude sont :

- La modélisation est limitée au complexe couronne/liner/armature. Le joint de scellement, la préparation dentaire et les tissus sous-jacents (ligament parodontal et os de la mâchoire) seront donc négligés.
- La cuisson de connexion est intégrée à l'épaisseur de liner
- Les matériaux seront modélisés par une loi de comportement élastique linéaire isotrope (hypothèse usuelle)
- Les interfaces entre les pièces sont supposées géométriquement continues et parfaites.

B. Conditions aux limites et chargements mécaniques

Les conditions aux limites et aux interfaces sont représentées en figure 15.

La condition d'encastrement permet de définir un ancrage mécanique sur une partie d'un des solides de l'assemblage. Ici, on considère donc que l'intrados de l'armature est fixe, ce qui numériquement revient à considérer que les déplacements des nœuds situés sur cette surface sont nuls.

Les conditions aux interfaces de type « tie constraint » est d'encastrement les pièces entre elles. Numériquement, cela revient à considérer qu'il n'y a pas de déplacement relatif entre les nœuds appartenant aux interfaces des deux maillages qu'on lie par cette condition.

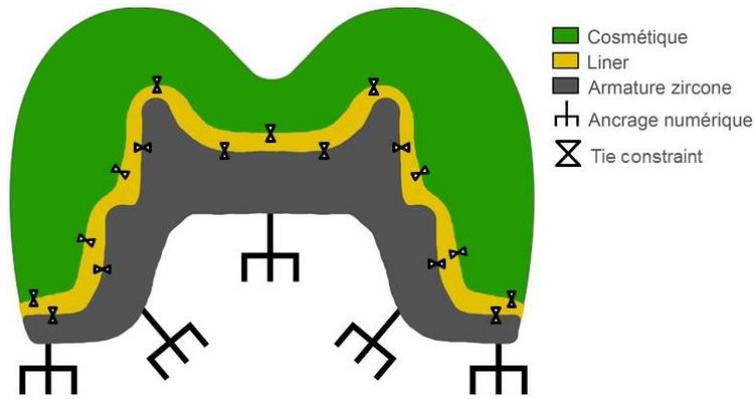


Figure 15 : Modélisation mécanique du fichier utilisé pour la méthode des éléments finis

C. Chargements mécaniques

Dans cette étude, deux simulations mécaniques différant par les cas de chargements considérés ont été mises en place. Premièrement, une seule surface d'appui a été choisie sur la face mésiale de la cuspidé centro-vestibulaire. Ce premier cas permet de se placer dans le cadre de la mastication d'un bol alimentaire au niveau du milieu des cuspidés.

La deuxième simulation a été réalisée avec quatre surfaces d'appui, deux situées sur les pentes mésiales des cuspidés centro et mésio-vestibulaire, deux autres situées sur la face vestibulaire, en regard des deux premiers appuis (fig. 16). Ce second cas permet de considérer une situation mécaniquement proche de l'occlusion dentaire.

Une charge similaire aux des pressions masticatoires physiologiques a été choisi à hauteur de 40 MPa sur chacune de ces surfaces [55].

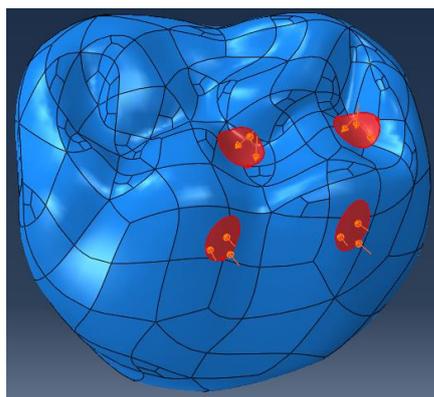


Figure 16 : Situation des quatre surfaces d'appui sur la couronne

D. Matériaux et loi de comportement

Dans la simulation des éléments finis sur Abaqus, le comportement des matériaux a été modélisé avec la loi élastique linéaire isotrope. Les différentes pièces de l'assemblage à

savoir, armature, liner et stratification sont distinguées par un module d'Young et un coefficient de Poisson différents dont les valeurs sont répertoriées dans le tableau 1. Respectivement les matériaux considérés sont la zircone Sina Z[®], le Zirliner[®] et la céramique de stratification IPS Emax Ceram[®] et les valeurs sont celles données par les fabricants.

Tableau 1 : Valeurs des propriétés physiques utilisées pour chaque matériau

	Stratification	Liner	Armature
Module d'élasticité (GPa)	70	130	210
Coefficient de poisson	0.27	0,3	0,27

E. Maillage éléments finis

Comme vu précédemment, il est nécessaire de découper le sujet étudié en sous-domaines. Des nœuds sont associés afin de réaliser un maillage qui permettra de réaliser l'étude.

Pour chaque pièce, ce maillage éléments finis a été généré en utilisant un algorithme de subdivision en tétraèdre. Le type d'éléments finis choisi est le tétraèdre C3D10 constitué de 4 nœuds aux sommets et de 6 nœuds au milieu des arêtes. Les propriétés des maillages de chaque pièce sont données en tableau 2.

Tableau 2 : Propriétés des maillages des deux éléments

	Nombre d'éléments	Nombre de nœuds	Taille moyenne minimale des éléments (en mm)	Taille moyenne maximale des éléments (en mm)
Cosmétique HOM	257330	369570	0,201	0,326
Liner HOM	43370	80970	0,154	0,265
Armature HOM	128629	192195	0,169	0,277
Cosmétique MOD	261189	378522	0,190	0,308
Liner MOD	73766	21104	0,134	0,233
Armature MOD	180846	265692	0,165	0,269

3 Résultats et discussion de l'étude sur l'optimisation de l'architecture des armatures en zircone

Ces expérimentations analysent la répartition des contraintes au sein des différents constituants de la couronne. Le critère mécanique choisi pour cette étude est la contrainte principale maximale (σ_I). Le type de contrainte auquel nous porterons particulièrement attention est la traction ($\sigma_I > 0$) car elle est la plus à même d'entraîner une rupture fragile de la céramique. Le tableau 3 donne les résultats des extremums (min. et max.) des contraintes principales maximales des deux simulations.

A la suite du calcul des éléments finis, des cartographies des champs de contraintes ont été obtenues (fig. 17). Dans un premier temps, l'aspect et la répartition globale des contraintes sont abordés avant d'étudier numériquement les différences d'intensité de contrainte entre les deux modèles. Compte tenu de la simplification effectuée sur le modèle (pas de ciment, ni de moignon dentaire) l'intrados de l'armature n'est pas étudié. Des échelles de valeurs différentes dans la comparaison d'une même couche sur les deux simulations ont été nécessaires pour plus de visibilité. Lorsque cela ne nuit pas à l'interprétation des champs de contraintes, une même échelle de grandeur a été utilisée.

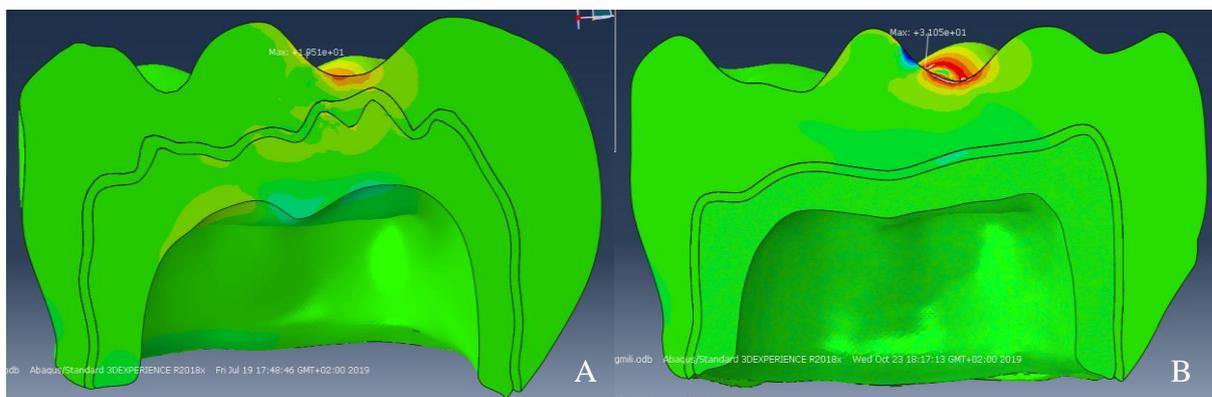


Figure 17 : Visualisation des champs de contraintes au sein des différents constituants des couronnes MOD (A) et HOM (B)

3.1 Cartographie des contraintes maximales principales – Une surface d'appui

Les cartographies du champ des contraintes principales maximales dans les surfaces occlusales des cosmétiques des deux couronnes sont présentées en figures 18. Des zones

sollicitées en traction et en compression apparaissent au niveau de la zone d'appui. L'intensité de ces contraintes est sensiblement supérieure pour le modèle HOM.

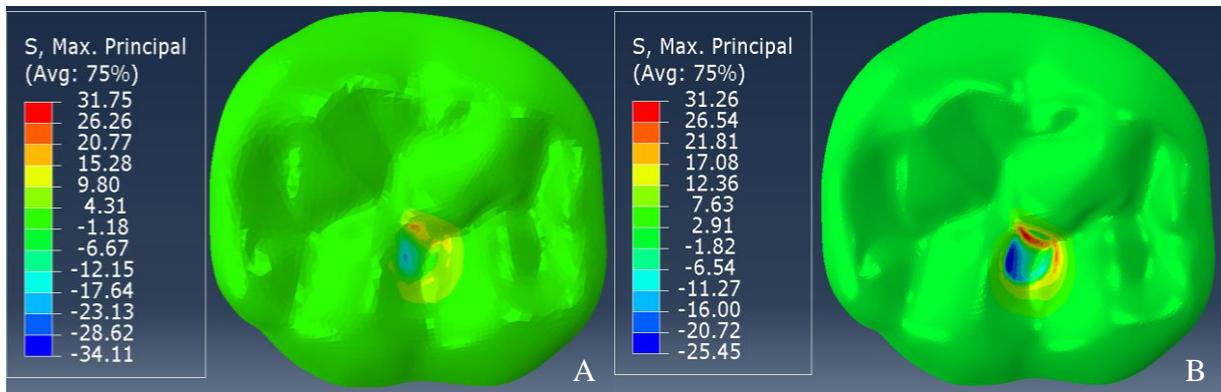


Figure 18 : Visualisation des champs de contraintes de la surface occlusale des cosmétiques MOD (A) et HOM (B)

La figure 19 présente les états de contrainte dans les intrados des cosmétiques des deux couronnes. On constate dans ces deux cas des zones particulièrement sollicitées en regard du chargement. Les intensités de contrainte sont très faibles pour le modèle HOM et sont sensiblement plus élevées pour le modèle MOD. Une pointe anatomique du modèle MOD est particulièrement sollicitée aux tractions.

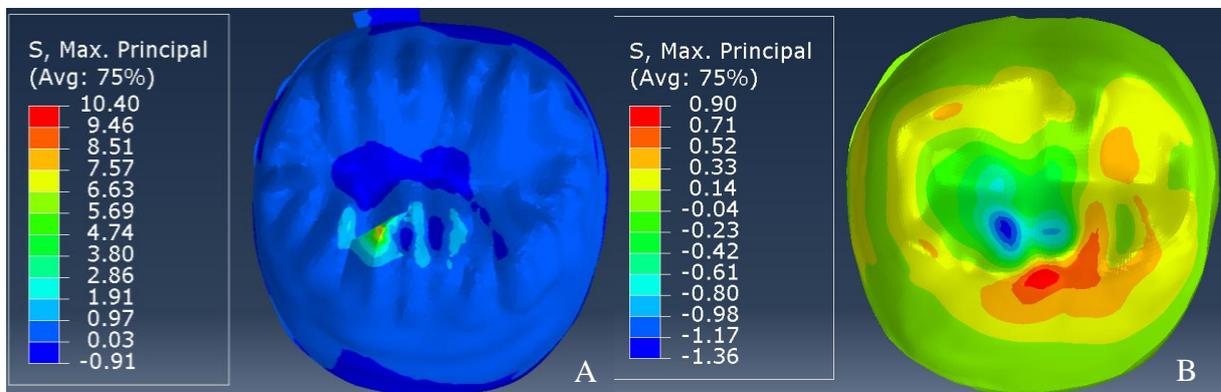


Figure 19 : Visualisation des champs de contraintes des intrados des cosmétiques MOD (A) et HOM (B)

Les états de contrainte sur l'extrados des liners des deux couronnes sont présentés sur la figure 20. Le pic de contraintes retrouvé précédemment dans l'intrados du cosmétique se retrouve dans l'extrados du liner avec une intensité amoindrie. De même, la diffusion des contraintes dans le liner HOM suit les plages et les intensités de contraintes de l'intrados du cosmétique HOM. Les forces de compression ont légèrement augmenté dans le liner MOD du fait de la différence de module de Young (ou de rigidité) entre les couches.

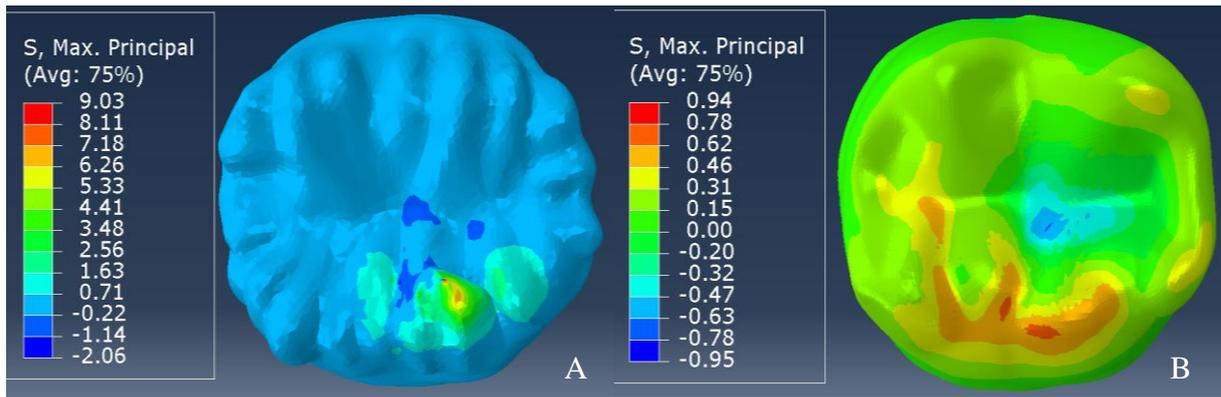


Figure 20 : Visualisation des champs de contraintes des extrados des liners MOD (A) et HOM (B)

La figure 21 présente les cartographies du champ des contraintes principales maximales dans l'intrados du liner des deux couronnes. L'intrados HOM semble très stable car il est très difficile de retrouver un type de contrainte à ce niveau. L'importante traction située dans l'extrados MOD a fortement diminué dans l'intrados. Des petites plages de traction sont à noter tandis que l'ensemble est soumis à de plus faibles traction.

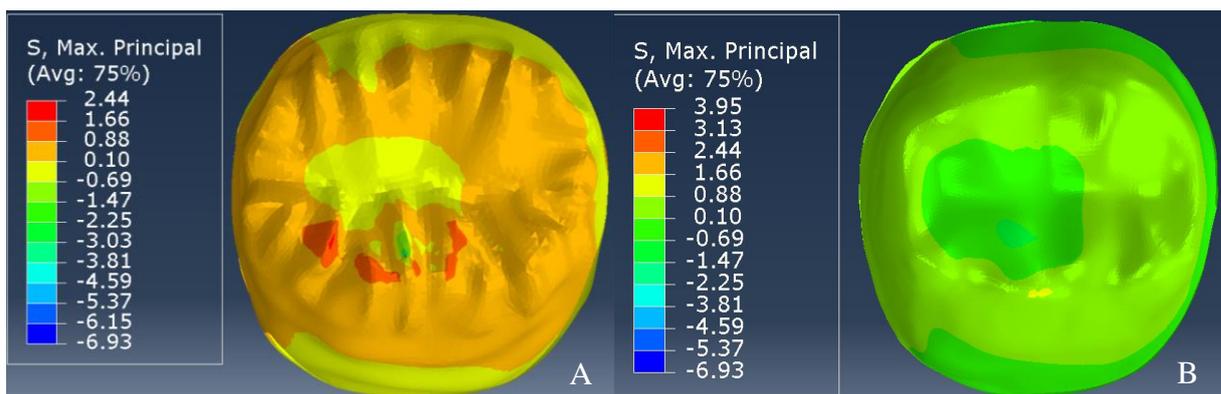


Figure 21 : Visualisation des champs de contraintes des intrados des liners MOD (A) et HOM (B)

La figure 22 présente les états de contrainte sur l'extrados des armatures des deux couronnes. L'armature MOD présente une arrête d'une crête anatomique avec une traction sensiblement supérieure tandis qu'une faible traction parcourt la face occlusale vestibulaire des deux armatures.

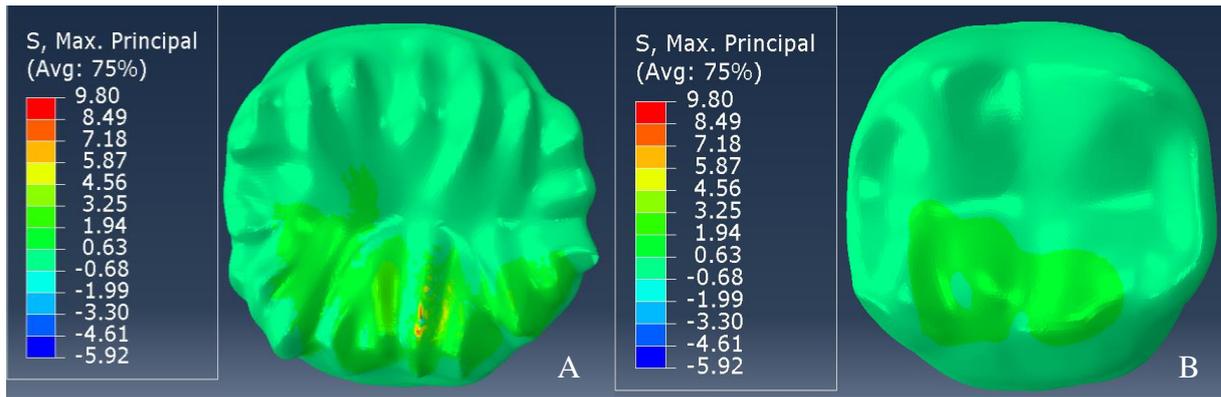


Figure 22 : Visualisation des champs de contraintes des extrados des armatures MOD (A) et HOM (B)

3.2 Résultats numériques – Une surfaces d'appui

Tableau 3 : Résultats des extremums des contraintes principales maximales pour un chargement en une surface

Valeurs en MPa		Max (σI) HOM	Min (σI) HOM	Max (σI) MOD	Min (σI) MOD
Cosmétique	Surface occlusale	31,05	-25,49	19,51	-18,58
	Interface liner	0,90	-1,36	10,40	-0,91
Liner	Interface cosmétique	0,93	-0,94	9,03	-2,06
	Interface armature	0,79/3,95	-0,97	2,44	-6,93
Armature	Interface liner	1,53/2,88	-0,18 / -0,94	9,80	-5,92
	Intrados	4,69	-2,16	5,48	-3,64

Les résultats numériques des extremums des contraintes principales maximales pour un chargement en une surface sont retrouvés dans le tableau 3. Certains résultats comportent deux valeurs par la présence d'erreurs de divergence de calcul aux niveaux des limites des éléments. La première valeur est le résultat récupéré manuellement au niveau des zones de contraintes maximales. La deuxième valeur est l'erreur donnée par le logiciel. Nous considérerons donc uniquement la première valeur dans notre analyse.

En zone occlusale l'architecture MOD permet de réduire significativement les contraintes. Une différence de 11.54 MPa est observée entre le modèle HOM et le modèle MOD.

A l'interface liner/stratification, les contraintes de traction sont significativement plus élevées dans le modèle MOD au niveau de l'intrados du cosmétique avec une différence de 9.50 MPa et sur l'extrados du liner avec une différence de 8.10 MPa.

A l'interface entre l'armature et le liner, les contraintes de traction sont inférieures pour l'architecture HOM. Une diminution de la différence des contraintes est fortement visible dans le liner avec 1.65 MPa. L'armature reste fortement sollicitée car une différence de 8.27 MPa est enregistrée. Cette différence est faible pour l'armature HOM compte tenu des propriétés mécaniques élevées de la zircone.

3.3 Cartographie des contraintes maximales principales – Quatre surfaces d'appui

La répartition des contraintes sur l'extrados des cosmétiques des deux couronnes est présentée par la figure 23. La répartition des contraintes sur la face occlusale est très similaire à la situation avec une surface d'appui. Des contraintes de traction sont visibles autour des surfaces d'appui. Elles sont beaucoup plus importantes sur la couronne HOM, notamment dans la fosse mésiale. Les forces de compressions sont très marquées au niveau des surfaces d'appui vestibulaire HOM.

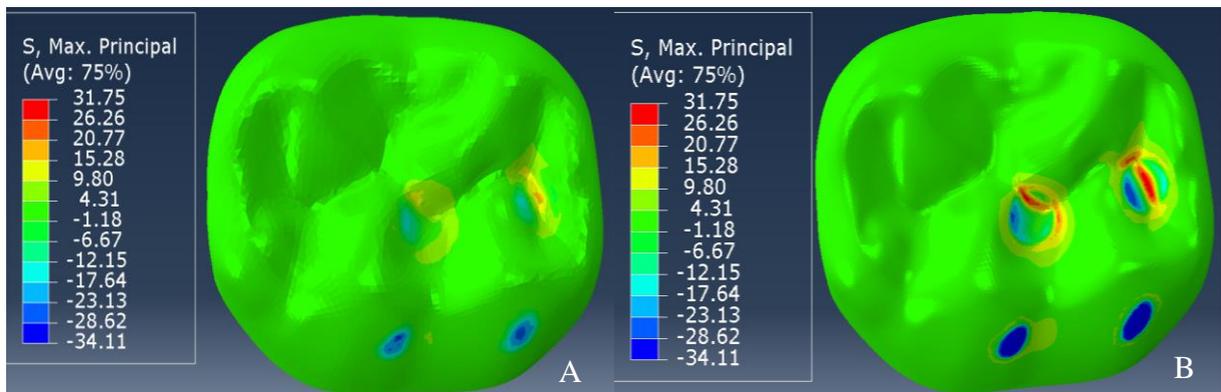


Figure 23 : Visualisation des champs de contraintes de la surface occlusale des cosmétiques MOD (A) et HOM (B)

Les cartographies du champ des contraintes principales maximales de l'intrados du cosmétique des deux couronnes sont présentées en figures 24. Les intensités de contrainte sont très faibles pour le modèle HOM et sont sensiblement plus élevées pour le modèle MOD. La plage de contrainte maximale HOM est situé sur la face mésiale de l'intrados. La zone de fragilité présente dans le cosmétique MOD offre une distribution des tractions similaire à la précédente simulation.

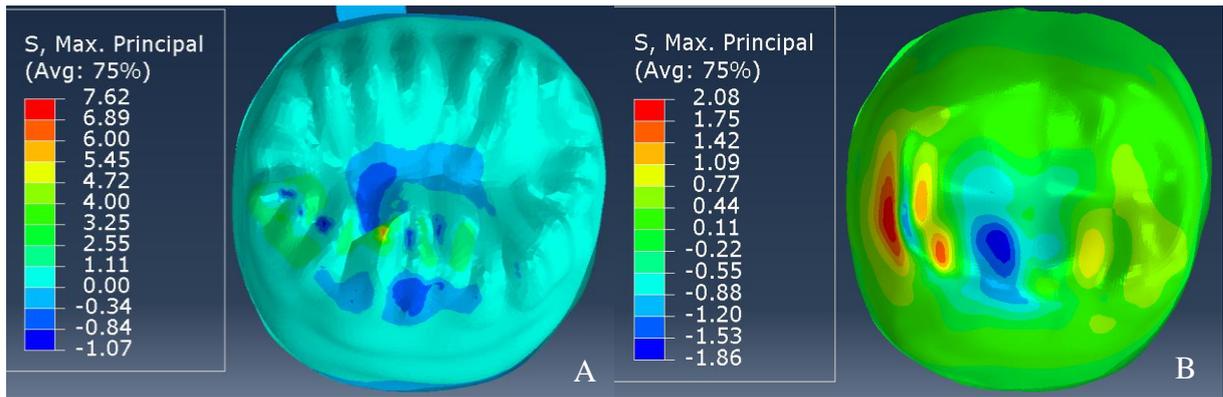


Figure 24 : Visualisation des champs de contraintes des intrados des cosmétiques MOD (A) et HOM (B)

Les états de contrainte sur l'extrados des liners des deux couronnes sont présentés dans la figure 25. Les contraintes de traction restent faibles sur l'extrados HOM. Elles sont réparties sur la crête marginale mésiale. Les contraintes de tractions s'étalent sur les pointes anatomiques vestibulaires du liner MOD, respectivement sous les cuspidés mésiale et centrale de la stratification. Elles sont légèrement plus fortes que sur le liner HOM.

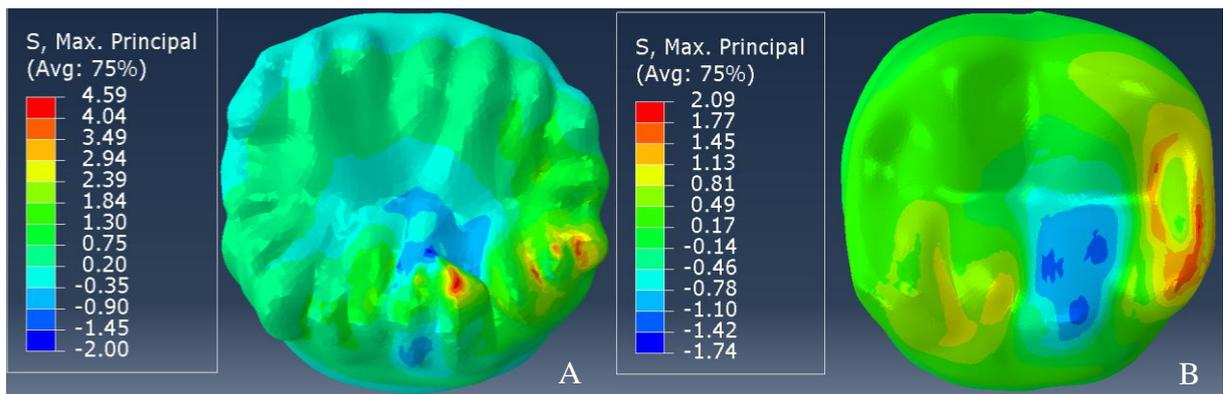


Figure 25 : Visualisation des champs de contraintes des extrados des liners MOD (A) et HOM (B)

La figure 26 présente les cartographies du champ des contraintes principales maximales dans l'intrados du liner des deux couronnes. Les contraintes de tractions les plus importantes se situent en vestibulaire de la crête marginale mésiale du modèle MOD. La plage de traction est aussi située sur la face mésiale du modèle HOM, vu précédemment dans l'intrados du cosmétique, mais avec une intensité moindre.

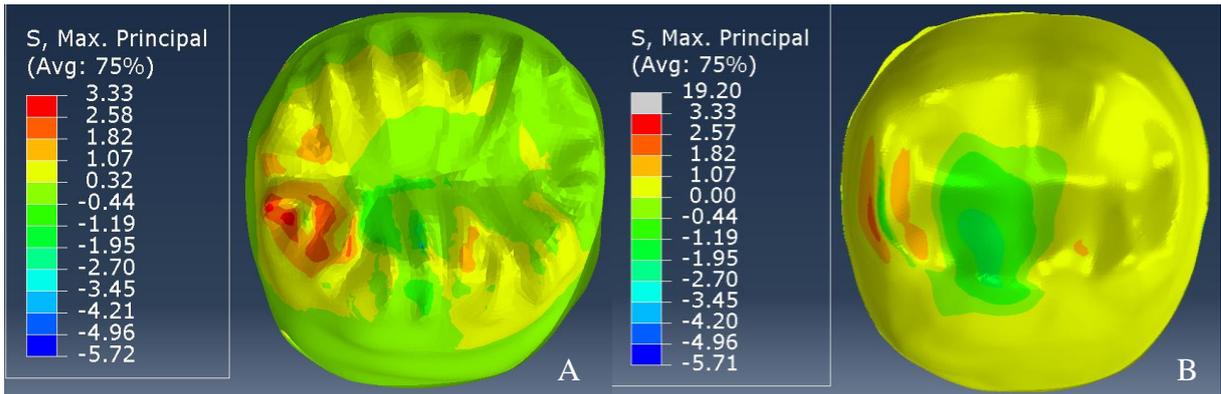


Figure 26 : Visualisation des champs de contraintes des intrados des liners MOD (A) et HOM (B)

La figure 27 présente les états de contrainte sur l'extrados des armatures des deux couronnes. De la même manière que sur l'extrados du liner HOM, des contraintes de tractions faibles sont observables sur la crête marginale mésiale et sur la cuspidé distale. Des pointes anatomiques vestibulaires du modèle MOD sont particulièrement sollicitées à la traction. Les contraintes de compressions traversent chaque couche de matériaux, au centre de la dent pour le modèle MOD et sur la cuspidé mésiale pour le modèle HOM.

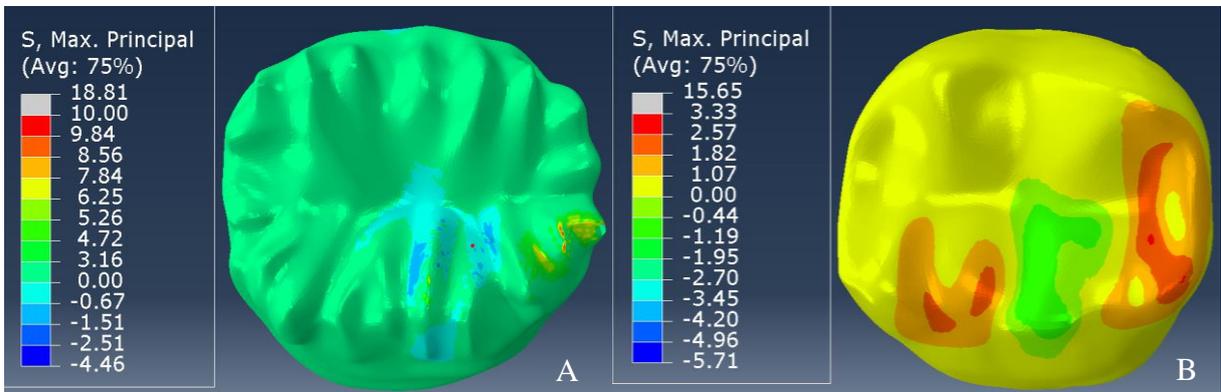


Figure 27 : Visualisation des champs de contraintes des extrados des armatures MOD (A) et HOM (B)

3.4 Résultats numériques – Quatre surfaces d'appui

Tableau 4 : Résultats des contraintes principales maximales et minimales pour un chargement en quatre surfaces

Valeurs en		Max (σI)	Min (σI)	Max (σI)	Min (σI)
MPa		HOM	HOM	MOD	MOD
Cosmétique	Surface occlusale	31,75	-34,11	17,53	-30,26
	Interface liner	2,08	-1,86	7,61	-1,06
Liner	Interface cosmétique	2,09	-1,74	4,59	-2,00
	Interface armature	1,80	-1,05	3,33	-3,29 / -5,78
Armature	Interface liner	2,36/15,65	-0,71 / -3,08	10,82/18,81	-4,45
	Intrados	6,12/15,65	-2,98	5,72/18,81	-4,45

Les résultats numériques des extremums des contraintes principales maximales pour un chargement sur les quatre surfaces sont retrouvés dans le tableau 4.

En zone occlusale l'architecture MOD permet de réduire significativement les contraintes. La différence de 14.22 MPa enregistrée entre le modèle HOM et le modèle MOD est supérieure à la simulation sur une surface d'appui.

A l'interface liner/stratification, des contraintes de traction plus élevées dans le modèle MOD sont observée avec une différence de 5.53 MPa dans l'intrados du cosmétique et avec une différence de 2.50 MPa dans l'extrados du liner. Elles sont néanmoins amoindries par rapport à la précédente simulation.

A l'interface entre l'armature et le liner les contraintes de traction sont inférieures pour l'architecture HOM. Des différences entre les contraintes à l'interface armature du liner de 1,53 MPa ainsi qu'à l'interface liner de l'armature de 8.46 MPa sont à noter. Cette différence de contraintes entre l'armature et le liner est faible compte tenu des propriétés mécaniques élevées de la zircone.

4 Discussion

Suite aux dernières simulations, plusieurs réflexions autour des différentes conceptions d'armature peuvent être envisagées. D'une part, il est à noter que le cosmétique, dans une

conception HOM, est l'élément qui subit l'ensemble des contraintes. La discussion s'articule donc autour de la pertinence de la modification de l'architecture de l'armature dans la répartition et la transmission des charges qui lui sont appliquées.

Ainsi, certaines conclusions peuvent être faites, considérant les deux simulations :

- L'armature MOD permet de diminuer sensiblement les contraintes mécaniques de traction au niveau des zones de chargement.
- En revanche les contraintes de traction à l'intérieur de l'assemblage sont inférieures sur l'armature HOM.

Pour les quatre couronnes étudiées, les contraintes les plus importantes sont localisées autour des surfaces d'appui, que ce soit en compression comme en traction. Ce fait correspond aux données des littératures évoquées précédemment.

L'analyse des résultats numériques de cette étude montre que le cosmétique HOM subit des contraintes plus élevées. La résistance à la fracture de ces couronnes relève donc principalement de la résistance mécanique du cosmétique. Malheureusement, de par ses propriétés mécaniques et physiques faibles, il ne s'agit pas du matériau le plus à même de résister aux charges lourdes, ce qui peut constituer une raison au phénomène de chipping.

Une répartition des charges dans l'ensemble de la couronne semble préférable afin d'éviter que la contrainte ne soit subie uniquement par le cosmétique. Malheureusement, le manque de consensus sur la préparation de l'interface de la zircone et du cosmétique, et l'absence de véritable liaison risque de favoriser des décollements ou la propagation de fissure à l'interface. Une architecture permettant de transmettre les contraintes occlusales à l'armature zircone aux propriétés mécaniques et physiques plus favorable semble être une piste intéressante, c'est ce qu'avance Rocha *et col.* dans son étude [50].

Le modèle MOD présente une répartition des contraintes dans l'ensemble de sa structure. La comparaison des deux tableaux des résultats numériques (tableau 3 et 4) montre que la contrainte de traction subie par l'armature à l'interface armature/liner n'a pas diminuée. Dans la simulation avec une surface d'appui, les contraintes aux interfaces du liner ont diminué. Cette architecture semble donc intéressante pour transmettre les contraintes à l'armature, sans solliciter trop fortement la liaison entre les matériaux. Néanmoins, les interfaces des liners HOM présente des valeurs de contraintes inférieures. Cette architecture semble plus favorable pour préserver la liaison armature-cosmétique et éviter les risques de décollement.

L'armature HOM présente des faibles contraintes de traction sur sa face mésiale mais

très peu de contraintes sont observées au niveau des zones cervicales. Cette différence avec d'autres études peut être dû à des forces d'appui plus importantes ou à des variations d'angulations d'appui favorisant ce type de contrainte [45,46].

Les surfaces d'occlusions utilisées dans cette étude correspondent à celles utilisées dans la littérature [43,46]. Les directions, les modes d'application et les intensités varient d'une étude à l'autre. En conséquence, la comparaison de cette étude avec la littérature est délicate. L'un des tests les plus couramment utilisés pour évaluer la résistance des matériaux est l'essai par cisaillement. Les matériaux céramiques supportent bien les forces de compression, ce sont les forces de cisaillement qui entraînent des délaminations.

Les contraintes principales maximales de cette étude semblent inférieures à celles pouvant être retrouvées dans la littérature. Anami *et col.* présentent des contraintes principales maximales atteignant 98,9 MPa dans le cosmétique [56]. Le maximum retrouvé ici est de 31,75 MPa. De même, Aboushelib *et col.* ont montrés une résistance de l'interface au cisaillement de l'ordre de 25 à 48,8 MPa [16]. Ces valeurs sont loin de celles retrouvées dans cette étude car la plus forte contrainte subit par l'interface est d'environ 10 MPa. Ces études cherchent à déterminer les conditions de la fracture à la différence des expérimentations décrites dans ce mémoire qui cherchent à observer la répartition des contraintes au sein des matériaux sous une surface d'appui statique à charge physiologique. L'objectif est la comparaison des contraintes au sein des différents constituants de deux couronnes présentant des architectures d'armatures différentes.

La présence de contraintes de traction relativement importantes au niveau des différentes zones de jonctions du liner montre l'importance qui doit être donnée à la préparation de ces interfaces. Les différentes études traitant de l'importance de la préparation initiale de l'armature et de la qualité de la liaison entre les différents éléments ne sont ici pas considérés [25]. Les conditions aux interfaces entre les différents matériaux de type « tie constraint » considère qu'il n'y a pas de déplacement relatif entre les nœuds. Cela revient à signifier que les interfaces des couronnes sont considérés parfaites. Ces contraintes aux interfaces peuvent donc être supposées supérieures dans le cas d'éléments fabriqués.

Il est à noter certaines limites à cette étude. La particularité géométrique de la structure MOD demande une attention supplémentaire au moment de sa conception. Elle doit être effectuée avec précaution afin d'avoir une épaisseur suffisante de céramique cosmétique. Les

figures 28A et 28B mettent en avant une faiblesse de la structure en constatant une très faible épaisseur du cosmétique à proximité de la zone de chargement. La présence de contrainte supérieure pour la couronne modifiée, au niveau du liner et de l'armature, peut s'expliquer par la faible épaisseur de cosmétique qui favorise sa transmission. La réalisation d'une nouvelle étude comprenant une armature MOD tenant compte de ces problèmes d'épaisseur serait intéressante.

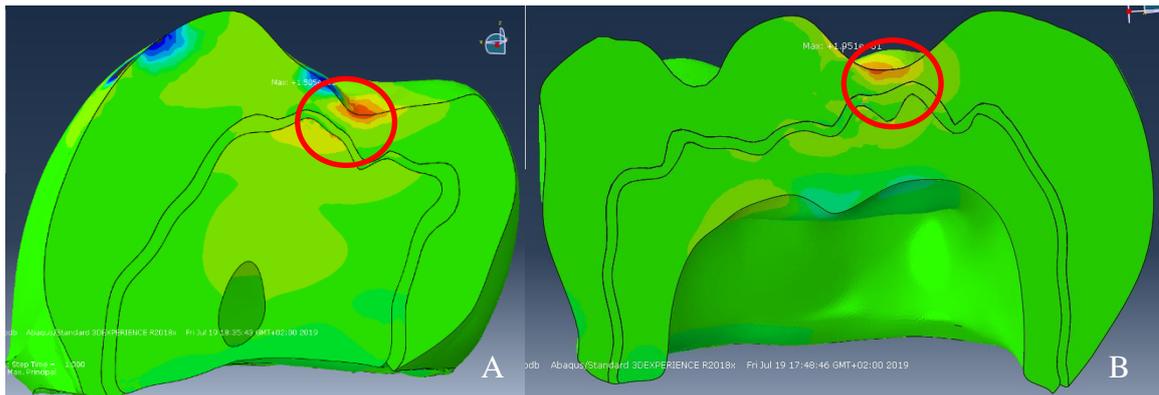


Figure 28A et 28B : Mise en évidence de la faible épaisseur de cosmétique à proximité d'une surface d'appui

De plus, les tissus parodontaux, le moignon dentaire et le ciment de scellement n'ont pas été pris en compte dans cette étude. Des simplifications ont été nécessaires afin de terminer l'étude dans les temps impartis. Ces paramètres peuvent influencer les résultats des contraintes subies par l'ensemble des éléments et devraient être évalués dans le cadre d'études futures.

Un défaut de conception du liner est également à remarquer. La faiblesse d'épaisseur du cosmétique précédemment présentée s'accompagne d'une épaisseur trop importante de liner. Cette erreur de conception, probablement apparue sur CATIA, a pu être visible sur les coupes finales mais n'était pas visible lors de la conception du liner (Fig 29).



Figure 29 : Mise en évidence d'un défaut de conception du liner lors de la modélisation sur CATIA

Plus généralement, et pour compléter la réflexion de cette étude, de nombreux articles de la littérature montrent l'intérêt qui peut être porté à la modification de l'architecture de l'armature [13,43,48,56]. L'étude de Beck & Basting met en évidence que la nature de la céramique cosmétique n'a aucune influence sur la résistance globale de la couronne. C'est l'architecture de l'armature qui est prépondérante [57].

Bien que d'autres simulations numériques soient nécessaires pour mieux comprendre le comportement mécanique des contraintes au sein des couronnes dentaires, les résultats de la présente étude apportent un regard favorable à la modification de l'armature pour réduire les fractures.

Cette étude ne se base que sur des éléments numériques. Les outils numériques ne peuvent reproduire les conditions réelles des matériaux. Les différents types de liaisons qui unissent les couches successives de matériaux sont simplifiées. De plus, la cuisson de connexion qui semble avoir une influence notable sur la liaison entre l'armature et la stratification, et qui fait partie des recommandations des fabricants, n'est pas non plus considérée.

Afin de confirmer les affirmations développées précédemment, une étude expérimentale sur un nombre d'échantillon significatif est nécessaire pour obtenir des informations précises sur le potentiel de liaison entre l'armature zircone, le liner, la cuisson de connexion et la céramique de stratification.

5 Conclusion

Dans les limites de cette étude, la simulation informatique a montré que la modification de l'architecture de l'armature permet une répartition des contraintes dans l'ensemble des matériaux de la couronne. L'architecture HOM concentre les contraintes de traction dans la céramique de stratification tandis que l'architecture MOD répartie les contraintes dans l'ensemble de sa structure.

Il a pu être mis en évidence la pertinence des outils numériques dans l'observation de la répartition des charges aux seins des couronnes dentaires. Si les précédentes études ont montré l'efficacité de l'optimisation de la liaison chimique et physique du cosmétique sur la zircone, la pertinence de la modification de l'architecture dans la diminution des contraintes subies par le cosmétique a également pu être démontrée. Il semblerait donc que l'optimisation de la stratification sur une armature en zircone réside dans la prise en compte effective de l'ensemble de ces considérations, mais la morphologie de l'armature présente une part importante dans la diminution du phénomène de chipping pour les couronnes stratifiées sur armatures zircone. La diversification des offres sur le marché des différentes techniques, technologies, matériels et matériaux mériteraient des études, une évolution et un consensus dans l'homogénéisation des protocoles de fabrication dans les laboratoires, intégrant une architecture modifiée.

Table des illustrations

Figure 1 : Courbes de diffusion de la zircone (vert) et de la céramique feldspathique (rouge) à l'interface entre les deux matériaux.....	18
Figure 2 : Schémas de deux états de surface de la zircone.....	19
Figure 3 : Exemples de formes simples utilisées pour découper le domaine	23
Figure 4 : Exemples de nœuds sur différentes formes.....	23
Figure 5 : Représentation des contraintes sur le solide	25
Figure 6 : Suppression de la contrainte T par rotation du modèle.....	26
Figure 7 : Représentation des déformations subites par un solide	26
Figure 8 : Exemple de courbe d'élasticité.....	27
Figure 9 : Description des différentes étapes de cette étude.....	31
Figure 10 : Modélisation de l'armature de type homothétique avec un exemple de montage de stratification.....	32
Figure 11 : Modélisation de l'armature de type modifiée avec un exemple de montage de stratification.....	32
Figure 12 : Etape 1. Conversion des données scannées	35
Figure 13 : Etape 2. Homothétie de contour de l'armature → intrados et extrados du liner	35
Figure 14 : Etape 3. CAO du wax-up → extrados du cosmétique extrados du liner → intrados du cosmétique.....	35
Figure 15 : Modélisation mécanique du fichier utilisé pour la méthode des éléments finis	37
Figure 16 : Situation des quatre surfaces d'appui sur la couronne.....	37
Figure 17 : Visualisation des champs de contraintes au sein des différents constituants des couronnes MOD (A) et HOM (B)	39
Figure 18 : Visualisation des champs de contraintes de la surface occlusale des cosmétiques MOD (A) et HOM (B).....	40
Figure 19 : Visualisation des champs de contraintes des intrados des cosmétiques MOD (A) et HOM (B)	40
Figure 20 : Visualisation des champs de contraintes des extrados des liners MOD (A) et HOM (B).....	41
Figure 21 : Visualisation des champs de contraintes des intrados des liners MOD (A) et HOM (B).....	41
Figure 22 : Visualisation des champs de contraintes des extrados des armatures MOD (A) et HOM (B)	42
Figure 23 : Visualisation des champs de contraintes de la surface occlusale des cosmétiques MOD (A) et HOM (B).....	43
Figure 24 : Visualisation des champs de contraintes des intrados des cosmétiques MOD (A) et HOM (B)	44
Figure 25 : Visualisation des champs de contraintes des extrados des liners MOD (A) et HOM (B).....	44
Figure 26 : Visualisation des champs de contraintes des intrados des liners MOD (A) et HOM (B).....	45
Figure 27 : Visualisation des champs de contraintes des extrados des armatures MOD (A) et HOM (B)	45
Figure 28A et 28B : Mise en évidence de la faible épaisseur de cosmétique à proximité d'une surface d'appui.....	49
Figure 29 : Mise en évidence d'un défaut de conception du liner lors de la modélisation sur CATIA	49

Table des tableaux

Tableau 1 : Valeurs des propriétés physiques utilisées pour chaque matériau	38
Tableau 2 : Propriétés des maillages des deux éléments	38
Tableau 3 : Résultats des extremums des contraintes principales maximales pour un chargement en une surface	42
Tableau 4 : Résultats des contraintes principales maximales et minimales pour un chargement en quatre surfaces	46

Références bibliographiques

1. Perelmuter S, De Cooman J, Degrange M, Lelievre F, Lecardonnel A, Pompignoli M, Rocher P. Les Céramo-céramiques. In Association Dentaire Française - ADF; 2011.
2. Agustin-Panadero R, Roman-Rodriguez JL, Ferreiroa A, Sola-Ruiz MF, Fons-Font A. Zirconia in fixed prosthesis. A literature review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*. 2014;e66-73.
3. Durand J-C. Microscopie confocale Raman appliquée à l'étude de l'interface zircone/céramique feldspathique. Montpellier 1; 2014.
4. Ramos CM, Cesar PF, Lia Mondelli RF, Tabata AS, de Souza Santos J, Sanches Borges AF. Bond strength and Raman analysis of the zirconia-feldspathic porcelain interface. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(4):886-94.
5. Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dental Materials*. 2009;25(7):857-62.
6. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CHF. Five-Year Clinical Results of Zirconia Frameworks for Posterior Fixed Partial Dentures [Internet]. *International Journal of Prosthodontics*. 2007 [cité 9 août 2019]. Disponible sur: http://www.quintpub.com/journals/ijp/abstract.php?article_id=2855#.XU1r-eMzaM8
7. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dental Materials*. 1 mars 2009;25(3):383-91.
8. Lin W-S, Ercoli C, Feng C, Morton D. The Effect of Core Material, Veneering Porcelain, and Fabrication Technique on the Biaxial Flexural Strength and Weibull Analysis of Selected Dental Ceramics: Biaxial Flexural Strength and Weibull Analysis of Dental Ceramics. *Journal of Prosthodontics*. 2012;21(5):353-62.
9. Lima JMC, Souza ACO, Anami LC, Bottino MA, Melo RM, Souza ROA. Effects of thickness, processing technique, and cooling rate protocol on the flexural strength of a bilayer ceramic system. *Dental Materials*. 2013;29(10):1063-72.
10. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of zirconia framework thickness on residual stress profile in veneering ceramic: Measurement by hole-drilling. *Dental Materials*. 2012;28(4):378-84.
11. Larsson C, Madhoun SE, Wennerberg A, Vult von Steyern P. Fracture strength of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals crowns with different design: an in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*. 2012;23(7):820-6.
12. Silva NRFA, Bonfante EA, Rafferty BT, Zavanelli RA, Rekow ED, Thompson VP, et al. Modified Y-TZP Core Design Improves All-ceramic Crown Reliability. *Journal of Dental Research*. 2011;90:104-8.
13. Guess PC, Bonfante EA, Silva NRFA, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dental*

Materials. 2013;29(3):307-16.

14. Blatz MB, Bergler M, Ozer F, Holst S, Phark JH, Chiche GJ. Bond strength of different veneering ceramics to zirconia and their susceptibility to thermocycling. *Am J Dent.* 2010;23(4):213-6.
15. Cömlekoğlu ME, Dündar M, Ozcan M, Güngör MA, Gökçe B, Artunç C. Evaluation of bond strength of various margin ceramics to a zirconia ceramic. *J Dent.* 2008;36(10):822-7.
16. Aboushelib M, Kleverlaan C, Feilzer A. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations Part II : Zirconia veneering ceramics. *Dental Materials.* 2006;22(9):857-63.
17. Göstemeyer G, Jendras M, Borchers L, Bach F-W, Stiesch M, Kohorst P. Effect of thermal expansion mismatch on the Y-TZP/veneer interfacial adhesion determined by strain energy release rate. *J Prosthodont Res.* 2012;56(2):93-101.
18. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of cooling rate on residual stress profile in veneering ceramic: Measurement by hole-drilling. *Dental Materials.* 1 sept 2011;27(9):906-14.
19. Tan JP, Sederstrom D, Polansky JR, McLaren EA, White SN. The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1 mars 2012;107(3):163-9.
20. Djurado E, Dessemond L, Roux C. Phase stability of nanostructured tetragonal zirconia polycrystals versus temperature and water vapor. *Solid State Ionics.* 2 nov 2000;136-137:1249-54.
21. Kisi EH, Howard CJ. Crystal Structures of Zirconia Phases and their Inter-Relation [Internet]. *Key Engineering Materials.* 1998 [cité 2 août 2019]. Disponible sur: <https://www.scientific.net/KEM.153-154.1>
22. Göstemeyer G, Jendras M, Dittmer MP, Bach F-W, Stiesch M, Kohorst P. Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. *Acta Biomaterialia.* 1 déc 2010;6(12):4532-8.
23. Pradines C. Infracstructures de bridges en zircone Y-TZP : de la conception aux applications [Internet]. Nancy 1; 2010. Disponible sur: <https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01739138/document>
24. Kler MD, Jager ND, Meegdes M, Zel JMVD. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2007;34(11):841-7.
25. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research.* 1 oct 2013;57(4):236-61.
26. Nishigori A, Yoshida T, Bottino MC, Platt JA. Influence of zirconia surface treatment on veneering porcelain shear bond strength after cyclic loading. *J Prosthet Dent.* déc

2014;112(6):1392-8.

27. Guo J, Zhu J, Liu H-G, Zhu H-S. [Evaluation of the effect of modified wet particle erosion on bond strength between 3Y-TZP zirconia framework and veneering porcelain]. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*. 2017;26(1):26-31.
28. Aboushelib MN, Wang H. Influence of crystal structure on debonding failure of zirconia veneered restorations. *Dental Materials*. 2013;29(7):e97-102.
29. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*. 2003;19(8):725-31.
30. Chaiyabutr Y, McGowan S, Phillips KM, Kois JC, Giordano RA. The effect of hydrofluoric acid surface treatment and bond strength of a zirconia veneering ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2008;100(3):194-202.
31. Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental Materials Journal*. 2014;33(1):79-85.
32. Harding AB, Norling BK, Teixeira EC. The Effect of Surface Treatment of the Interfacial Surface on Fatigue-Related Microtensile Bond Strength of Milled Zirconia to Veneering Porcelain : Effect of Surface Treatment on MTBS of Y-TZP to Porcelain. *Journal of Prosthodontics*. 2012;21(5):346-52.
33. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental Materials*. 2005;21(10):984-91.
34. Yoon H, Yeo I, Yi Y, Kim S, Lee J, Han J. Effect of surface treatment and liner material on the adhesion between veneering ceramic and zirconia. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2014;40:369-74.
35. Jang Y-S, Noh H-R, Lee M-H, Lim M-J, Bae T-S. Effect of Lithium Disilicate Reinforced Liner Treatment on Bond and Fracture Strengths of Bilayered Zirconia All-Ceramic Crown. *Materials*. 2018;11(1):77.
36. Wang G, Zhang S, Bian C, Kong H. Interface toughness of a zirconia-veneer system and the effect of a liner application. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(3):576-83.
37. Kim H-J, Lim H-P, Park Y-J, Vang M-S. Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2011;105(5):315-22.
38. Chai H, Mieszko AJ, Chu SJ, Zhang Y. Using glass-graded zirconia to increase delamination growth resistance in porcelain/zirconia dental structures. *Dental Materials* [Internet]. [cité 7 déc 2017]; Disponible sur: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S010956411730550X>
39. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *Journal of Dentistry*. 2012;40(2):154-62.

40. Marchionatti AME, Aurélio IL, May LG. Does veneering technique affect the flexural strength or load-to-failure of bilayer Y-TZP ? A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;119(6):916-24.
41. Preis V, Letsch C, Handel G, Behr M, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M. Influence of substructure design, veneer application technique, and firing regime on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *Dental Materials*. 2013;29(7):e113-21.
42. Gendre L. Introduction à la simulation par éléments finis [Internet]. Ecole normale supérieure Paris-Saclay; 2013. Disponible sur: https://eduscol.education.fr/sti/sites/eduscol.education.fr/sti/files/ressources/pedagogiques/7954/7954-introduction-la-simulation-par-elements-finis-ensps_0.pdf
43. Silva NRFA, Bonfante E, Rafferty BT, Zavanelli RA, Martins LL, Rekow ED, Dianne, et al. Conventional and Modified Veneered Zirconia vs. Metallo-ceramic: Fatigue and Finite Element Analysis : Fatigue and FEA of All-Ceramics vs. MCR. *Journal of Prosthodontics*. 2012;21(6):433-9.
44. Dejak B, Młotkowski A, Langot C. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dental Materials*. 2012;28(4):433-41.
45. Coelho PG, Bonfante EA, Silva NRF, Rekow ED, Thompson VP. Laboratory Simulation of Y-TZP All-ceramic Crown Clinical Failures. *J Dent Res*. 2009;88(4):382-6.
46. Ha S-R, Kim S-H, Han J-S, Yoo S-H, Jeong S-C, Lee J-B, et al. The influence of various core designs on stress distribution in the veneered zirconia crown : a finite element analysis study. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2013;5(2):187-97.
47. De Jager N, De Kler M, van der Zel JM. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dental Materials*. 2006;22(3):234-42.
48. Diker B, Erkut S. The influence of zirconia coping designs on maximum principal stress distribution in all-ceramic premolar crowns: A finite element analysis. *Am J Dent*. 2019;32(5):255-9.
49. Alsadon O, Patrick D, Johnson A, Pollington S, Wood D. Fracture resistance of zirconia-composite veneered crowns in comparison with zirconia-porcelain crowns. *Dent Mater J*. 2017;36(3):289-95.
50. Rocha EP, Anchieta RB, Freitas-Junior AC, de Almeida EO, Cattaneo PM, Ko CC. Mechanical behavior of ceramic veneer in zirconia-based restorations : A 3- dimensional finite element analysis using microcomputed tomography data. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2011;105(1):14-20.
51. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. *Dental Materials*. 1 janv 2012;28(1):102-11.
52. Moráquez OD, Wiskott HW, Anselm, Scherrer SS. Three- to nine-year survival estimates

and fracture mechanisms of zirconia- and alumina-based restorations using standardized criteria to distinguish the severity of ceramic fractures. *Clin Oral Investig*. 2015;19(9):2295-307.

53. Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: An up to 9-year retrospective study. *Journal of Dentistry*. 2013;41(12):1164-74.
54. Ivoclar Vivadent technical. IPS e-max Ceram Mode d'emploi. Ivoclar Vivadent AG; 2017.
55. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of Clenching Intensity on Bite Force Balance, Occlusal Contact Area, and Average Bite Pressure. *J Dent Res*. 1999;78(7):1336-44.
56. Anami LC, Lima JM da C, Corazza PH, Yamamoto ETC, Bottino MA, Borges ALS. Finite element analysis of the influence of geometry and design of zirconia crowns on stress distribution. *J Prosthodont*. 2015;24(2):146-51.
57. Beck H, Basting RT. Influence of infrastructure design and ceramic coverage material on stress development in posterior crowns. *Am J Dent*. 2019;32(2):99-104.

Annexes

Annexe 1 : Propriétés mécaniques des Biomatériaux utilisés en Odontologie

<http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap4/site/html/cours.pdf>

Annexe 2 : Contraintes et déformations (1)

http://www.ipgp.jussieu.fr/~cogne/pub/polys/pdf_Tecto/SVT7_Contraintes_et_rheologie.pdf

Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille : Année [2019] – N°:

Optimisation par éléments finis de l'architecture des armatures zircone sur les couronnes stratifiées/ **MARECHAL Gaultier**.- p. (60) : ill. (29) ; réf. (56).

Domaines : Prothèse

Mots clés Rameau: Prothèses dentaires ; Zircone ; Eléments finis, Méthode des ; Couronne de la dent ; Simulation par ordinateur ; Analyse numérique ; Conception assistée par ordinateur

Mots clés FMeSH: Odontologie ; Prothèses dentaires ; Couronne dentaire ; Conception de prothèse dentaire ; Simulation numérique ; Analyse numérique assistée par ordinateur ; Conception assistée par ordinateur

Résumé de la thèse :

La majorité des études concernant la liaison de l'armature zircone à la céramique de stratification se porte sur le potentiel adhésif des deux matériaux, faisant fi d'une évolution de l'architecture de l'armature vieille de 40 ans. L'objectif de cette étude est de vérifier si une modification de cette architecture, proposée par le laboratoire de prothèse dentaire, renforce effectivement l'ensemble zircone-céramique cosmétique.

Dans cette étude, la préparation a été numérisée afin d'obtenir le fichier numérique de l'armature. Le wax-up de la stratification a également été numérisé. Le modèle numérique de la reconstitution a été transféré afin d'effectuer les tests mécaniques par une méthodologie utilisant les éléments finis. L'application de force à 40MPa nous a permis d'observer des différences notables entre les deux types d'armature.

D'importantes contraintes de traction se concentrent dans le cosmétique de la couronne à l'armature homothétique. Les résultats semblent montrer que l'armature avec une architecture modifiée, permet une répartition des contraintes de tractions à ses différentes couches. Dans les limites de cette étude, l'armature modifiée semble favorable à une réduction du risque de fracture du cosmétique.

JURY :

Président : **Monsieur le Professeur Pascal BEHIN**
Assesseurs : **Monsieur le Docteur Philippe ROCHER**
Monsieur le Docteur Philippe BOITELLE
Monsieur le Docteur Clément ROBERT

Membre invité : **Hervé MARECHAL**