



HAL
open science

Analyse mécanique et optimisation géométrique de la dent restaurée par méthode indirecte

Kyo Shindo

► **To cite this version:**

Kyo Shindo. Analyse mécanique et optimisation géométrique de la dent restaurée par méthode indirecte. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Paris Saclay (COMUE), 2019. Français. NNT : 2019SACLC003 . tel-02077122

HAL Id: tel-02077122

<https://theses.hal.science/tel-02077122>

Submitted on 22 Mar 2019

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

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

Analyse mécanique et optimisation géométrique de la dent restaurée par méthode indirecte

Thèse de doctorat de l'Université Paris-Saclay
préparée à CentraleSupélec

Ecole doctorale n°579 Sciences mécaniques et énergétiques, matériaux et
géosciences (SMEMaG)
Spécialité de doctorat : Mécanique des matériaux

Thèse présentée et soutenue à Gif-Sur-Yvette, le 12.02.2019, par

KYO SHINDO

Composition du Jury :

Nabil Anwer Professeur, Université Paris Sud (LURPA - EA 1385)	Président
Éric Maire Directeur de recherche, CNRS (MATEIS - UMR 5510)	Rapporteur
Yannick Tillier Professeur, Mines ParisTech (CEMEF - UMR 7635)	Rapporteur
Jean-Pierre Attal Maître de conférences - PH, Université Paris Descartes (URB2I - EA 4462)	Examineur
Nicolas Schmitt Professeur, Université Paris-Est Créteil (LMT - UMR 8535)	Directeur de thèse
Elsa Vennat Maître de conférences, CentraleSupélec (MSSMAT - UMR 8579)	Co-directrice

Remerciements

Avant toute chose, il me tient à cœur de distribuer quelques remerciements aux personnes ayant eu, d'une manière ou d'une autre, une influence sur ces travaux de recherche.

Tout d'abord à mes directeurs, pour m'avoir guidé dans ces travaux tout en me laissant une grande liberté, mais également pour m'avoir donné la chance d'expérimenter la recherche scientifique.

Aux collègues de Centrale et de l'URB2I, que ce fut un réel plaisir de côtoyer durant ces trois années.

À ma famille, pour m'avoir soutenu de toutes les manières possible durant ces longues études.

Aux amis : les bordelais, les toulonnais, les parisiens, qui se reconnaîtront à la lecture de ces mots.

À toutes les personnes citées dans ce manuscrit, sans lesquelles rien n'aurait été possible.

Un grand merci!



Table des matières

Remerciements	i
Table des matières	iii
Introduction	1
1 L'odontologie conservatrice indirecte : anatomie et techniques	5
1.1 Anatomie de la dent et de ses tissus de soutien	7
1.2 La mastication	13
1.3 Les restaurations indirectes et la CFAO dentaire	17
1.4 Échec clinique des restauration indirectes	26
1.5 Études mécaniques de l'assemblage prothétique dentaire	28
1.6 Synthèse de la bibliographie	34
1.7 Références	35
2 Assemblage axisymétrique : sensibilité aux paramètres de conception	49
2.1 Description mécanique 2D axisymétrique	51
2.2 Sensibilité aux paramètres matériaux	57
2.3 Sensibilité aux paramètres géométriques	63
2.4 Conclusions	70
2.5 Références	73
3 Assemblage axisymétrique : observations et analyse mécanique des défauts du joint	75
3.1 Observation de la couche de scellement par micro-tomographie à rayons X	77
3.2 Modélisation numérique de la contraction volumique du composite de scellement	82
3.3 Impact des défauts sur la tenue statique de la prothese	87
3.4 Conclusions	90
3.5 Références	91

4 Assemblage virtuel : modélisations biomécaniques de la dent saine et restaurée	95
4.1 Conception géométrique des assemblages	97
4.2 Modèles de comportement des tissus biologiques	104
4.3 Influence mécanique de l'anisotropie des tissus durs de la dent saine	113
4.4 Étude mécanique de l'assemblage prothétique dentaire	122
4.5 Conclusions	128
4.6 Références	129
5 Assemblage réel : dimensionnement mécanique en CFAO dentaire	133
5.1 Méthode de rétro-conception à partir d'un nuage de points	135
5.2 Génération de maillages éléments finis	144
5.3 Optimisation de la géométrie prothétique	147
5.4 Conclusions	156
5.5 Références	156
Conclusion	159
A Annexes A : Propriétés mécaniques des matériaux prothétiques	I
B Annexes B : Géométries 3D virtuelles	V
Liste des figures	XI
Liste des tableaux	XVII

Introduction

La restauration des tissus dentaires par le biais d'un matériau étranger au corps humain est un acte médical pratiqué dans le but de réhabiliter les fonctions physiologiques permises par la dent saine (mastication, déglutition, phonation). L'origine de cette pratique est très ancienne, la plus vieille restauration datant de 4500 ans avant notre ère (emploi d'une cire d'abeille pour la restauration d'une canine). De nos jours, malgré l'amélioration de l'hygiène bucco-dentaire, la réparation de la dent par un biomatériau reste une opération fréquemment réalisée par les dentistes. Dans le cadre de ce doctorat nous nous intéressons spécifiquement aux restaurations céramiques (ou céramique hybride) scellées à l'aide d'un matériau composite sur le patient (restauration dite « indirecte »). Les matériaux céramiques étant de plus en plus privilégiés du fait de leurs bonnes propriétés mécaniques et esthétiques ainsi que de leur biocompatibilité.

Dans la majorité des cas, la pose d'une restauration fait suite à la dégradation d'une dent par une carie. Selon l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), les pathologies carieuses touchent 60 à 90 % des enfants dans le monde ainsi que la totalité des adultes. En France le coût sociétal est également important, 3.6 millions de restaurations céramiques sont fabriquées chaque année pour un montant total de 2 milliards d'euros, dont 400 millions sont pris en charge par la Caisse Primaire d'Assurance Maladie (CPAM) et 1.6 milliards à la charge des mutuelles et des patients (source : UNCAM).

Au début des années 2000, le développement de la CFAO en odontologie a notamment permis de réduire ce coût ainsi que le délai de fabrication de la restauration. Dans ce procédé, les techniques conventionnelles de prise d'empreintes (utilisant des pâtes thermoplastiques) sont remplacées par un scanner faisant l'acquisition numérique des géométries dentaires du patient. La conception de la prothèse et sa mise en forme physique sont ensuite entièrement assistées par ordinateur à partir de ces données.

La durée de vie de ces restaurations prothétiques est cependant limitée, avec des taux d'échecs de l'ordre de 20 % au cours des cinq premières années de service. Le principal muscle de la masti-

cation (le masséter) étant l'un des muscles les plus puissants du corps humain, ces restaurations sont soumises à des efforts importants au cours de leur existence. En conséquence, une grande partie des échecs sont directement liés à des phénomènes mécaniques, la rupture par fissuration de la prothèse ou encore son décollement prématuré étant par exemple des complications couramment relevées. Dans ces travaux de recherche, nous avons cherché à étudier les états mécaniques de la prothèse et du joint de scellement par le biais d'outils numériques, en s'appuyant sur des descriptions géométriques de plus en plus complexes au fil du manuscrit.

Le premier chapitre exposé ci-après permet de rendre compte des différents éléments nécessaires à la compréhension du problème posé. Les descriptions anatomique et mécanique des organes bucco-dentaires y sont préliminairement abordées. Les aspects techniques de la dentisterie restauratrice indirecte moderne et des procédés CFAO y sont ensuite décrits. Enfin, les études pré-existantes traitant du comportement mécanique de la dent restaurée et des modes d'échec clinique de ces restaurations sont également présentées.

Dans le deuxième chapitre, nous utilisons un *modèle 2D axisymétrique* simple afin de réaliser dans une première approche l'étude mécanique de la dent restaurée. Ce modèle géométrique permet notamment de fixer des paramètres de conception tout en s'affranchissant de la variabilité morphologique des géométries prothétiques réelles. L'impact mécanique des différents choix effectués lors de la mise en place de la restauration est ainsi évalué afin de rendre compte des optimisations pouvant être réalisées lors de la conception du dispositif prothétique.

Dans le troisième chapitre, une attention particulière est portée sur le joint assurant la cohésion de la restauration à la dent préparée par le dentiste, cette couche semblant revêtir une importance capitale dans les deux modes d'échec cités précédemment. Cliniquement, des résines composites sont utilisées à l'état fluide, puis durcies afin de sceller la prothèse céramique. La géométrie finale du joint est ainsi incertaine compte tenu des effets de contraction volumique ayant lieu durant la polymérisation du composite. Une modélisation simplifiée a une nouvelle fois été mise en oeuvre afin d'effectuer un contrôle métrologique sur l'assemblage étudié. Étant donné le confinement de cette couche au sein de l'assemblage, la micro-tomographie à rayons X a été utilisée pour observer la géométrie et les défauts de structure de celle-ci. Des analyses mécaniques ont ensuite été conduites afin d'étudier l'impact des défauts mis en évidence.

Dans le quatrième chapitre, des *modèles géométriques 3D virtuels* de la dent saine et de la dent restaurée ont été mis en place. Les lois régissant les comportements élastiques des tissus biologiques modélisés sont étudiées. Des contributions sont notamment apportées à la modélisation mécanique de l'anisotropie des tissus durs de l'organe dentaire (dentine et émail). Les sim-

plifications usuellement effectuées pour l'étude mécanique de la dent restaurée sont également discutées par le biais de modélisations mécaniques plus complètes. Une simulation comprenant uniquement les éléments géométriques disponibles au sein des chaînes numériques des procédés CFAO dentaires est mise en place afin d'évaluer la pertinence de cette modélisation dans le cadre de l'identification des zones surcontraintes de la prothèse.

Suivant cette logique, le dernier chapitre propose une méthode permettant l'optimisation mécanique de *géométries réelles*, issues de données scannées directement sur un patient. Cette procédure automatisable s'appuie sur un algorithme de rétro-conception permettant la conversion d'un nuage de point (les données du patient) en un modèle CAO utilisable pour la génération d'un maillage éléments finis et pouvant faire l'objet de modifications de forme. L'objectif étant d'intégrer une étape d'optimisation basée sur les méthodes classiquement utilisées en ingénierie mécanique dans le processus numérique des procédés CFAO dentaires. La méthodologie ainsi développée est illustrée sur un cas test.

Chapitre 1

L'odontologie conservatrice indirecte : anatomie et techniques

Ce premier chapitre traite des différents aspects nécessaires à la compréhension et à l'analyse du problème. Les descriptions anatomiques et mécaniques de l'organe dentaire et de la fonction de mastication sont préalablement abordées afin de prendre connaissance des tissus biologiques et des sollicitations en jeu. Les restaurations dentaires indirectes, le procédé CFAO et la mise en place clinique de la prothèse sur le patient sont ensuite présentés. Les travaux antérieurs traitant de l'étude mécanique de la dent restaurée ainsi que des modes d'échec cliniques de ces restaurations sont finalement décrits.

Sommaire

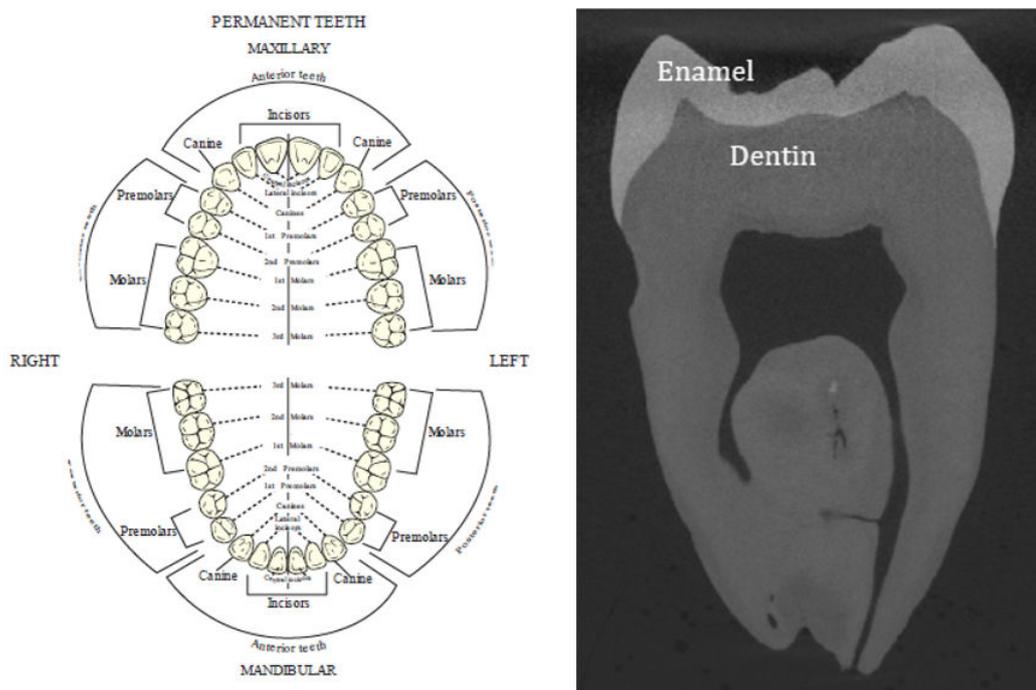
1.1 Anatomie de la dent et de ses tissus de soutien	7
1.1.1 Généralités	7
1.1.2 L'émail	8
1.1.3 La dentine	9
1.1.4 La jonction amélo-dentinaire	10
1.1.5 La pulpe dentaire	11
1.1.6 Le parodonte	11
1.2 La mastication	13
1.2.1 Fonction physiologique	14
1.2.2 Description anatomique	14
1.2.3 L'occlusion dentaire	15
1.2.4 Dynamique masticatoire	16
1.2.5 Efforts exercés entre les dents	16

1.3 Les restaurations indirectes et la CFAO dentaire	17
1.3.1 Les restaurations dentaires en odontologie conservatrice	17
1.3.2 Fonctionnement général du procédé de CFAO en dentisterie	19
1.3.3 La conception des restaurations	20
1.3.4 Les matériaux prothétiques employés en CFAO dentaire	21
1.3.5 L'usinage des prothèses	22
1.3.6 Le scellement des restaurations	22
1.4 Échec clinique des restauration indirectes	26
1.4.1 Décollement prothétique	26
1.4.2 Rupture mécanique de la prothèse	27
1.5 Études mécaniques de l'assemblage prothétique dentaire	28
1.5.1 Comportement mécanique de la dent saine	29
1.5.2 Comportement mécanique de la dent restaurée par méthode indirecte	30
1.6 Synthèse de la bibliographie	34
1.7 Références	35

1.1 Anatomie de la dent et de ses tissus de soutien

1.1.1 Généralités

La dent est un organe dur situé sur le bord des mâchoires de la plupart des vertébrés ayant pour fonctions principales de saisir, retenir et de broyer les aliments. La dentition humaine permanente (denture adulte) comprend 32 dents séparées sur les deux arcades mandibulaire et maxillaire, respectivement appelées mâchoire inférieure et mâchoire supérieure (figure 1.1a). Les arcades étant symétriques par rapport au plan médian, elles sont usuellement divisées en quadrants droit et gauche. La dentition contient 4 types de dents assurant différentes fonctions masticatrices : les incisives servant à trancher, les canines à déchiqueter et les molaires et les prémolaires à broyer. Ces différentes fonctions s'expriment via la géométrie des structures dentaires et leur position. Le profil des dents incisives est écharpé et effilé afin de cisailer les aliments tandis que les molaires possèdent des zones de contact plus grandes s'appuyant sur les cuspides (reliefs coronaires de forme convexe) pour écraser les aliments [WS07].



(a) Organisation de la denture permanente [Sch12] (b) Coupe issue d'un scan X- μ CT d'une troisième molaire (LMT, ENS Paris Saclay)

FIGURE 1.1 – La denture et la dent

Structurellement, la dent est composée de trois tissus biologiques, l'émail, la dentine et la pulpe, décrits ci-après (figure 1.1b).

1.1.2 L'émail

L'émail est le tissu composant la partie externe de la dent et recouvrant la dentine, il est exposé directement à l'environnement buccal et aux chargements de mastication. Au sein d'une dent, l'épaisseur de l'émail est plus grande au niveau des surfaces masticatoires, en particulier au niveau des cuspides, à contrario des parois cervicales (parties latérales) où ses dimensions sont plus petites. Son épaisseur dépend de la dent considérée et varie de 0 à 2 mm pour les incisives et de 0 à 2.6 mm pour les molaires [FP15].

L'émail est un tissu hautement minéralisé contenant en volume 96 % d'hydroxyapatite de calcium, 3.6 % d'eau et 0.4 % de matière organique (protéines résiduelles issues de la formation de l'émail) [Eas60]. La phase minérale est constituée de monocristaux d'hydroxyapatite empilés horizontalement et verticalement pour former des cristallites. Les cristallites s'organisent selon deux architectures : les « bâtonnets » et l'émail interprismatique (figure 1.2). Les « bâtonnets » (ou « prismes » d'émail) sont composés de cristallites arrangés en structures de 4 à 8 μm de diamètre traversant l'émail depuis la jonction amélo-dentinaire jusqu'à la surface de l'émail [PG01]. L'émail interprismatique s'apparente à une matrice englobant les prismes d'émail orientés. Ces deux configurations diffèrent seulement par l'orientation des cristallites. L'émail est constitué de deux couches : une couche aprismatique présente sur le contour externe, composée de bâtonnets et d'émail interprismatique non différenciés, et d'une couche prismatique composant la majeure partie du tissu et où les deux organisations de cristallites sont bien différenciées. La forte teneur en minéraux de l'émail en fait le tissu le plus dur et le plus rigide du corps humain.

Cette organisation microscopique lui confère un comportement mécanique anisotrope, résistant mais fragile [LR72, SVNC⁺93]. Étant donné les petites dimensions de l'organe dentaire, les propriétés mécaniques sont usuellement caractérisées par des méthodes d'indentation. Habeltiz et al. ont par exemple mesurés par nanoindentation un module de Young de 87.5 GPa et une dureté de 3.9 GPa dans la direction des prismes, et respectivement de 72.7 GPa et 3.8 GPa dans la direction transverse [HMMB01].

Il a également été observé une nette variation des propriétés mécaniques au sein même du tissu. Les valeurs de la dureté et de la rigidité augmentent depuis la jonction amélo-dentinaire (jonction entre l'émail et la dentine). Par exemple, il a été mesuré par indentation une évolution du module de Young depuis 70 GPa au cœur de la dent jusqu'à 110 GPa au niveau de la surface externe [CML⁺02, ZDZY14]. Les auteurs suggèrent une possible corrélation de la rigidité avec la teneur locale en hydroxyapatite. La résistance à la rupture de ce tissu est sujette au même type de

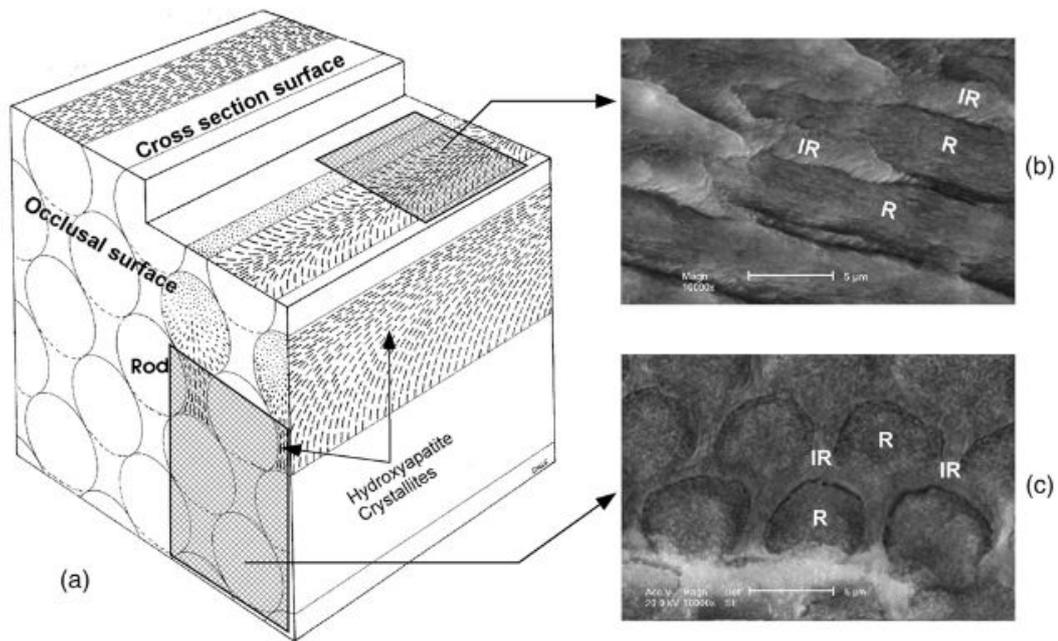


FIGURE 1.2 – a. Organisation de la structure de l'émail - b. et c. observation SEM des différentes faces, (R) : émail prismatique, (IR) émail interprismatique [HS08]

variabilité. Bajaj et Arola ont évalué la ténacité K_{IC} à $0.67 (\pm 0.12) \text{ MPa.m}^{0.5}$ pour l'émail externe et à $2.53 (\pm 1.40) \text{ MPa.m}^{0.5}$ pour des couches internes de l'émail. La ténacité étant donc plus élevée à proximité de la jonction amélo-dentinaire [BA09].

1.1.3 La dentine

La dentine est le tissu majoritaire de l'organe dentaire. Elle s'étend depuis le parodonte (tissu de soutien de la dent) jusqu'à la jonction amélo-dentinaire. Sa composition chimique est proche de celle de l'émail, mais diffère par la proportion en minéraux et par l'organisation de sa micro-structure. La dentine contient ainsi en moyenne une proportion volumique de 70 % d'hydroxyapatite de calcium, de 20 % de matière organique (essentiellement des fibres de collagène) et de 10 % d'eau [FP15]. À l'échelle microscopique, trois principaux éléments structuraux sont distingués : les tubules, la dentine pérítubulaire et la dentine intertubulaire (figure 1.3). Les lumières tubulaires sont des canaux d'irrigation présents dans la dent qui sont entourées à la manière d'une gaine par la dentine pérítubulaire. Ces fibres creuses sont finalement noyées dans une matrice intertubulaire. La dentine est parcourue de tubules partant de la surface de la pulpe dentaire et débouchant à la jonction amélo-dentinaire. La densité, la taille, et l'orientation des tubules et de leurs gaines varient au sein de la structure, ce qui confère au tissu des propriétés mécaniques anisotropes [MMKB97].

Les dimensions de la dentine étant légèrement plus grandes que celle de l'émail, la littéra-

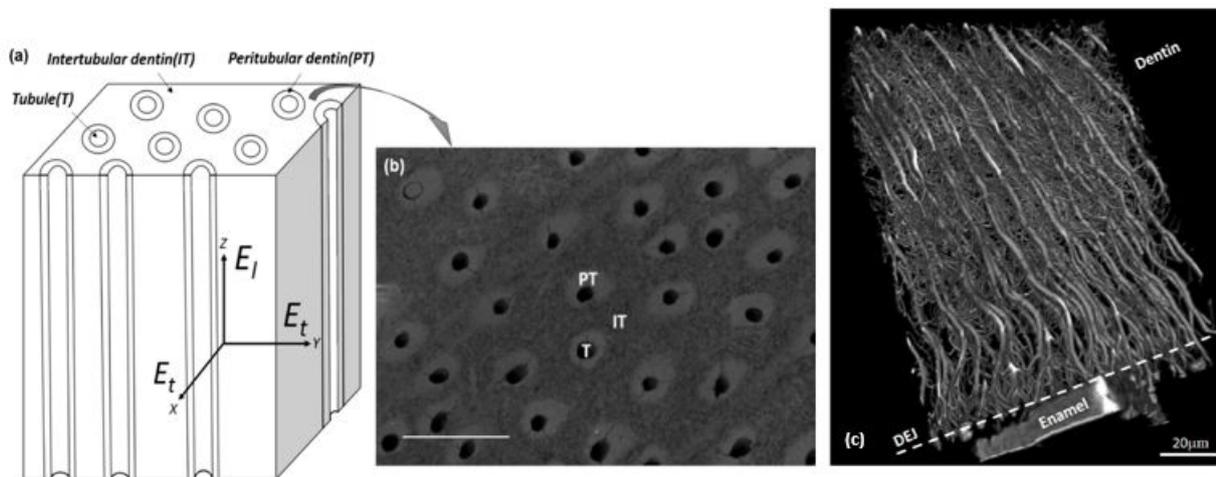


FIGURE 1.3 – a. Organisation orthotrope de la dentine - b. Observation MEB (échelle 10 µm) c. Observation microscopie confocale [Wan16]

ture fournit des données mécaniques issues d'essais d'indentation, de flexion ou de compression présentant des résultats relativement variables [WRP⁺15]. Les essais de flexion fournissent un module de flexion longitudinal de 18.7 GPa et un module transverse de 15.5 GPa [AR06]. Kinney et al. ont notamment mesuré un module de Young longitudinal (direction des tubules) de 25 GPa et un module de Young transverse de 23.3 GPa par une méthode ultrasonore (RUS) [KGM⁺04]. Les propriétés à la rupture de la dentine ont également été étudiées. Mofawy et Watts ont évalué la ténacité à $3.08 (\pm 0.31) \text{ MPa}\cdot\text{m}^{0.5}$ sur des éprouvettes compactes pré-fissurées [OD86]. La ténacité de la dentine semble également être variable selon la zone considérée, des différences ayant été observées entre la dentine coronaire (partie supérieure) et la dentine radiculaire (à proximité des racines) pour des échantillons bovins. Les valeurs étant respectivement de $4.8 (\pm 0.6) \text{ MPa}\cdot\text{m}^{0.5}$ et de $2.1 (\pm 0.3) \text{ MPa}\cdot\text{m}^{0.5}$ [Wan05].

1.1.4 La jonction amélo-dentinaire

La jonction émail-dentine est une interface particulière d'une dizaine de micromètres d'épaisseur au sein de la structure dentaire. La microstructure de cette interface n'est pas homogène et reflète l'organisation naturelle, issue du processus de croissance et de maturation de l'organe dentaire [Mil12]. Mécaniquement, cette jonction possède une continuité remarquable dans l'évolution de ses propriétés. Marshall et al. ont caractérisé par nano-indentation une évolution continue de la dureté et du module d'élasticité entre les deux tissus (figure 1.4) [MBG⁺01]. Cette continuité des propriétés mécaniques, que l'on retrouve également dans d'autres interfaces biologiques, permet de limiter naturellement les concentrations de contrainte à l'interface entre l'émail et la dentine, qui est un problème caractéristique aux interfaces des structures, et que nous retrouverons

dans le cadre de l'étude de la dent restaurée. Il a également été constaté que cette jonction joue le rôle de barrière en freinant la propagation des fissures à l'interface entre l'émail et la dentine [IKM⁺05].

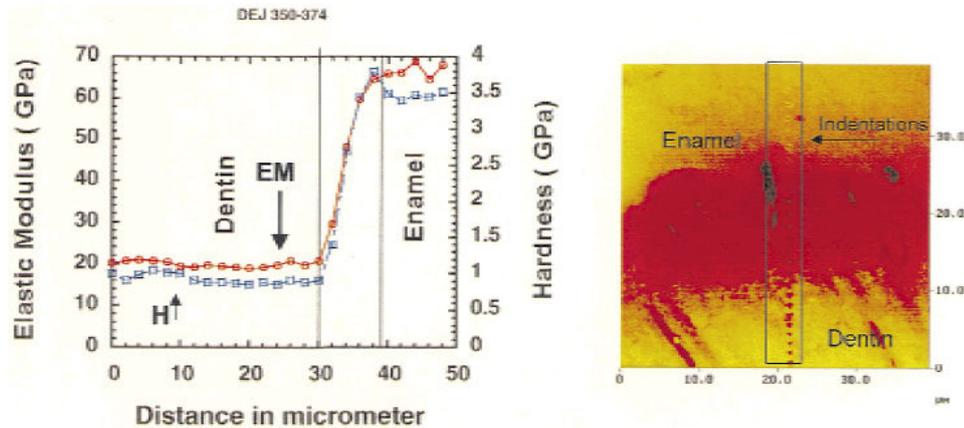


FIGURE 1.4 – Évolution de la rigidité et de la dureté dans la jonction en fonction de la profondeur [MBG⁺01]

1.1.5 La pulpe dentaire

La pulpe est un tissu mou présent dans la cavité pulpaire, au centre des racines. La cavité pulpaire est constituée de deux parties : la partie coronaire (ou chambre pulpaire) et les canaux radiculaires. La pulpe est entièrement entourée de dentine, excepté à l'endroit où se trouve ses orifices (les foraminas). La pulpe présente des fonctions nécessaires à la vitalité de la dent. Elle est notamment responsable de la création d'une dentine de réparation par les odontoblastes (fonction anabolique) et de l'apport en nutriment nécessaire à ce processus (fonction trophique). La pulpe possède également une fonction sensorielle en véhiculant au cerveau des informations captées au sein de l'organe dentaire (sensation de chaleur, de froid ou liées à une pathologie). Enfin, la pulpe peut également produire une dentine de réparation en cas de de lésion carieuse (fonction protectrice) [WS07, PG01].

1.1.6 Le parodonte

Le parodonte est un ensemble de tissus assurant la fixation et le soutien de la dent. Il est constitué des ciments, du ligament parodontal, de l'os alvéolaire et de la gencive (figure 1.5).

Les ciments

Les ciments - il en existe plusieurs types suivant la dent considérée et la position sur la racine - ont pour fonction d'ancrer les fibres du tissu conjonctif du ligament parodontal à la racine

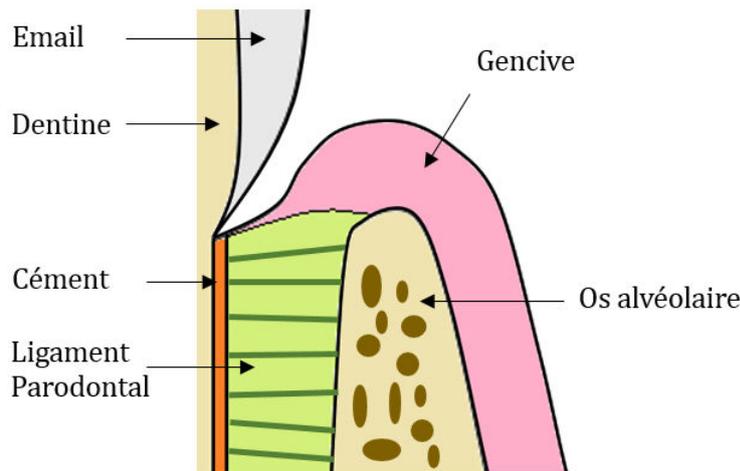


FIGURE 1.5 – Les différents constituants du parodonte humain

de la dent. Ils offrent également à la dentine une protection à l'attaque d'éventuelles bactéries. Les céments mesurent entre 10 et 200 μm d'épaisseurs et sont composés de 12 % d'eau, de 65 % de cristaux d'hydroxyapatite et de 23 % d'une matrice organique composée majoritairement de collagène [FP15].

Le ligament parodontal

Le ligament parodontal (ou alvéolo-dentaire) a pour fonction de lier le cément de la dent avec l'os alvéolaire de la mâchoire. Son épaisseur est variable de 150 à 400 μm . Ce tissu est constitué d'un réseau de fibres et d'une matrice de mucopolysaccharide contenant l'ensemble cellulaire permettant le renouvellement des tissus dont il assure la jonction (cémentoblastes, fibroblastes et ostéoblastes respectivement impliqués dans la formation des céments, des fibres et de l'os de la mâchoire). Les fibres sont composées de molécules de collagène de type I, organisées à différentes échelles. Le comportement mécanique du ligament parodontal est de type élastique non-linéaire anisotrope. Ce ligament est également visqueux, effet mis en évidence par des essais de fluage [Fuk93] et des essais de charge/décharge [NPS04]. La prise en compte de ce comportement est importante pour l'étude des dispositifs en orthodontie (appareils dentaires). Il existe peu d'études sur la caractérisation expérimentale de ligaments humains. De ce fait, les données issues des travaux de Wu et al. ont été utilisées dans nos études mécaniques [WTY09].

L'os alvéolaire

Comme la majorité des structures osseuses du corps humain, les os de la mâchoire sont composés de deux types d'os : l'os spongieux situé sous les dents ainsi qu'au centre de la structure osseuse et l'os cortical situé en périphérie (figure 1.6). Les mâchoires présentent le processus al-

véolaire, en forme d'arc et creusé en cavités où sont présentes les dents. L'os alvéolaire possède une capacité de remodelage et d'adaptation, permettant un réalignement des dents lorsqu'un effort mécanique continu est appliqué à l'aide d'un dispositif orthodontique.

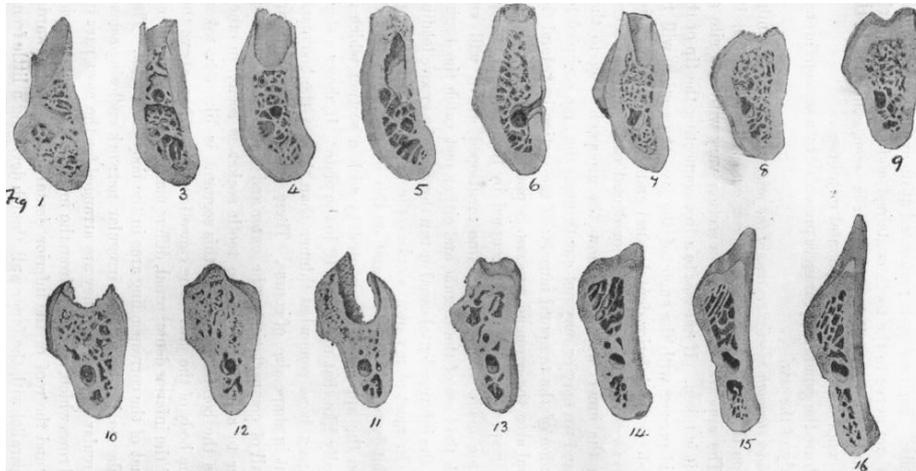


FIGURE 1.6 – Dessins anatomiques de coupes longitudinales observées sur une mâchoire inférieure [Faw95]

La gencive

La gencive est la muqueuse (i.e. membrane tapissant les cavités de l'organisme) du parodonte recouvrant la base des dents et la surface des os de la mâchoire. Elle a pour fonction de protéger l'os et d'assurer l'étanchéité de la dent au niveau du collet (i.e jonction gencive/dent). Tout comme la majeure partie des tissus humains « de surface » (épiderme, épithélium intestinal, épithélium des voies respiratoires, etc.), la gencive est un tissu constitué de deux parties : le chorion et l'épithélium.

Le chorion est la couche profonde, constitué de fibres de collagène, de fibres élastiques, de vaisseaux sanguins et de nerfs. Le tissu épithélial est formé de cellules jointives, juxtaposées, solidaires les unes des autres par des systèmes de jonction et séparées du tissu conjonctif sous-jacent par une lame basale. Dans le cas de la gencive, le tissu épithélial contient de la kératine en grande quantité, ce qui lui confère une bonne résistance aux attaques microbiennes ainsi que sa couleur rosée [Bib18a].

1.2 La mastication

Afin de pouvoir appréhender les chargements mécaniques mis en jeu dans le cadre de l'étude de la dent restaurée, nous traitons dans cette partie de la fonction physiologique de mastication. Nous abordons notamment la trajectoire de la mâchoire inférieure lors du cycle masticatoire ainsi

que de la mesure des efforts mécaniques appliqués entre les dents.

1.2.1 Fonction physiologique

Lors de la mastication, les mouvements relatifs de la mâchoire inférieure par rapport à la mâchoire supérieure permettent de réduire la taille des aliments mastiqués, les rendant ainsi plus facilement ingérables. Ce processus constitue également la première phase de la digestion, la mastication permettant notamment l'imprégnation des aliments par la salive contenant des enzymes facilitant la digestion alimentaire. De plus, le goût et la texture des aliments sont des sensations perçues lors de la mastication qui ont un effet direct sur la fréquence et la force du cycle masticaire appliqué par l'individu [Chr84].

1.2.2 Description anatomique

L'os de la mâchoire inférieure est le seul os mobile du crâne, il est maintenu par plusieurs muscles, notamment le masséter (principal acteur de la mastication), le temporal et le ptérygoïdien médial, et est mis en liaison avec les os temporaux du crâne via les articulations temporo-mandibulaires (figure 1.7). La mâchoire supérieure est composée des os symétriques maxillaires.

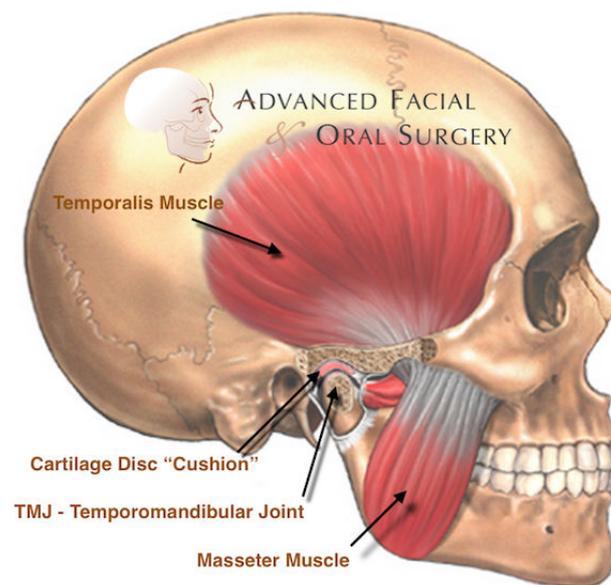


FIGURE 1.7 – Anatomie du système masticaire [Bib18c]

Les articulations temporo-mandibulaires sont les articulations mobiles permettant les mouvements de la mandibule : de haut en bas (élévation), de gauche à droite (diduction), vers l'avant (propulsion), vers l'arrière (rétropulsion) [KvE97]. Cette articulation met en liaison une zone complexe de l'os temporal avec le condyle mandibulaire présent sur la mâchoire inférieure. Le mouvement masticaire est limité par l'occlusion dentaire.

1.2.3 L'occlusion dentaire

L'occlusion est la manière dont les dents inférieures s'engrènent avec les dents supérieures. Un individu présente plusieurs positions d'occlusion possibles, la plus stabilisante étant l'occlusion d'intercuspidie maximale (OIM), maximisant la surface de contact entre les deux arcades [PGR69, ODPD14]. Cette configuration est un standard pour les praticiens.

En situation normale, les cuspides linguales (internes, proches de la langue) des dents supérieures entrent en contact avec les fosses occlusales (creux au sein des molaires) des dents inférieures (figure 1.8a). De plus, un faible décalage entre les arcades est observé, la troisième molaire (molaire en extrémité) supérieure étant légèrement en arrière (figure 1.8b). L'engrènement des dents fait cependant l'objet de grandes variations entre les individus. Des décalages intérieurs/extérieur (figure 1.8a) ou avant/arrière (figure 1.8b) sont notamment observés.

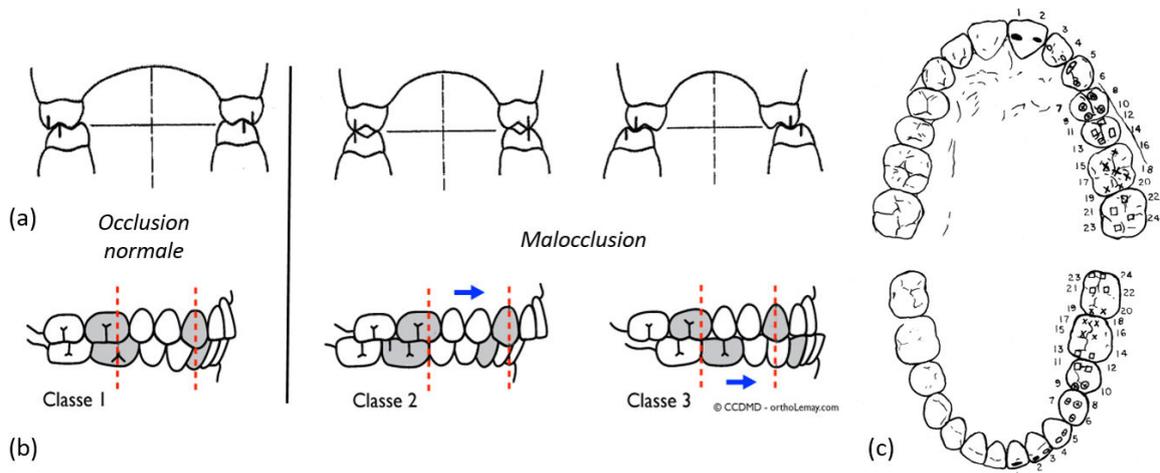


FIGURE 1.8 – L'occlusion - (a) décalage intérieur/extérieur (d'après [Bib18d]) - (b) décalage avant/arrière [Bib18b] – (c) contacts occlusaux sur une demi-denture [Ric69]

La répartition des surfaces de contact entre les deux dentures varie selon le type de dent considéré. Pour un même individu, les molaires présentent le plus grand nombre de contact, suivies des prémolaires, des canines puis des incisives (figure 1.8c). Étant donné la grande variabilité des morphologies dentaires, l'étendue des surfaces de contact diffère d'un individu à l'autre et selon l'état de la denture considérée [YM49].

L'étendue du contact occlusal dépend aussi de la force exercée entre les deux mâchoires. Ainsi, selon Hidaka et al., pour différents niveaux de chargement la surface de contact totale varie en moyenne de 14.0 mm² (SD 12.7) à 30.2 mm² (SD 10.7) [HISM99]. Ce sont notamment les surfaces de contact des molaires et des prémolaires qui sont le plus impactées par ce phénomène [GABF00].

1.2.4 Dynamique masticatoire

Les chargements mécaniques de mastication sont des successions de cycles d'ouverture/ fermeture de la mâchoire appliqués avec une force d'intensité variable. L'intensité de la force moyenne déployée dépend de facteurs liés à l'individu considéré : âge, genre, morphologie crânio-faciale, santé, état de la denture. . . Les muscles masticatoires sont principalement contrôlés par les mécanorécepteurs du parodonte (i.e. neurones sensoriels sensibles aux déformations mécaniques) qui permettent d'ajuster la force appliquée en fonction de la rigidité de l'aliment mastiqué. Les maladies parodontales peuvent ainsi impacter le contrôle de la mastication et peuvent induire une mauvaise perception de la force nécessaire pour la mastication [KDB10]. La forme du cycle masticatoire d'ouverture/fermeture dans le plan frontal (plan de séparation ventral/dorsal, figure 1.9a) est représentée en figure 1.9b. L'aspect du cycle est relativement homogène pour les différents cas masticatoires d'un même individu, mais change énormément d'un individu à l'autre [BSH75]. La fréquence de mastication varie entre 49 et 120 cycles/min et dépend principalement du type d'aliment mastiqué (figure 1.9c) [LG82].

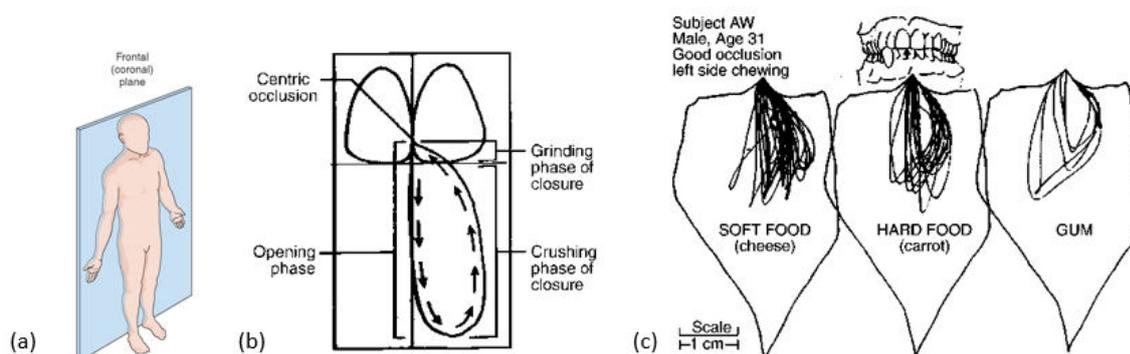


FIGURE 1.9 – Trajectoire du cycle masticatoire - a. Plan frontal chez l'humain - b. Cycle théorique d'ouverture/fermeture lors de la mastication [Oke12] - c. Succession de cycles lors de la mastication pour différents types d'aliments [LG82]

1.2.5 Efforts exercés entre les dents

L'estimation des forces développées entre les dents lors de la mastication a fait l'objet de nombreuses études. La force de morsure maximale (« Maximum bite force »), mesurée à l'aide d'un capteur d'effort (transducteur piézoélectrique ou capteur à jauge de contrainte) placé entre deux dents opposées fait office de standard. Si la méthode est cliniquement pratique, elle est critiquée car elle introduit un décalage géométrique entre les deux mâchoires et modifie donc l'occlusion dentaire naturelle [Bak06]. Il est possible d'arguer que ce type de sollicitation reste proche de la mastication, au cours de laquelle l'occlusion n'est pas parfaite car les zones de contact entre les

deux mâchoires se font par l'intermédiaire de l'aliment mastiqué. Nous avons adopté par la suite des valeurs issues de ces études pour définir un cas de chargement pour une dent. Les valeurs issues de la littérature mettent en évidence des forces de mastication variant entre 100 et 700 N, celle-ci pouvant être plus élevées (≈ 1500 N) chez les patients atteints de bruxisme (serrement inconscient des dents, en général lors du sommeil).

Compte tenu de l'évolution des surfaces de contact entre les mâchoires, la pression moyennée sur toute l'arcade développée lors de l'occlusion est constante quelle que soit la force développée par l'individu, et vaut approximativement 40 MPa [HISM99]. En revanche les surfaces de contact sur chacune des dents étant variables, les pressions appliquées le sont également.

1.3 Les restaurations indirectes et la CFAO dentaire

La réparation des tissus dentaires est un acte médical dont les premières tentatives dans le passé remontent de 7 000 à 5 500 ans avant J.C. [MAKA17]. Mais c'est au XIXe siècle que la première prothèse moderne fait son apparition grâce à la découverte du procédé de vulcanisation permettant le durcissement du caoutchouc naturel, en vue de réaliser un support en élastomère sur lequel s'insère une prothèse en porcelaine [Nob02]. L'emploi de moules, puis plus récemment de techniques de numérisation a permis de proposer des prothèses plus durables tout en réduisant le temps de fabrication de la restauration [KNC96]. Dans le cadre de notre étude nous sommes particulièrement intéressés aux restaurations indirectes en céramique issues du procédé CFAO.

1.3.1 Les restaurations dentaires en odontologie conservatrice

L'odontologie conservatrice (ou dentisterie restauratrice) constitue l'ensemble des pratiques dentaires ayant pour but de soigner les dents tout en minimisant la perte de tissu sain. Les opérations cliniques consistent principalement à éliminer des tissus atteints par une carie, puis à redonner une intégrité structurelle à la dent afin qu'elle puisse assurer ses fonctions physiologiques.

Dans un premier temps, le praticien élimine les tissus cariés à l'aide d'un instrument rotatif. En général, il utilise soit une fraise à boule, tournant à faible vitesse et montée sur un contre-angle, soit une fraise diamantée, tournant à vitesse élevée, montée sur une turbine et utilisée avec un système de refroidissement. Plus rarement, le dentiste peut également employer un laser Erbium. La dent ainsi préparée est appelée *préparation dentaire*.

Dans un second temps, le dentiste reconstitue la dent en comblant l'espace laissé vacant par

l'élimination par fraisage de la lésion carieuse. Pour cela, il a le choix entre les *techniques directes*, et les *techniques indirectes* (figure 1.10) :

- La technique directe est applicable aux lésions de petite taille et consiste à obturer la cavité résiduelle par un matériau de comblement à l'état fluide, puis de l'y faire durcir. Plusieurs matériaux sont employables : les amalgames, les résines composites, les ciments verre-ionomères.
- La technique indirecte consiste à prendre l'empreinte volumique de la dent à restaurer et de son environnement buccal proche, puis à fabriquer à partir de celle-ci une restauration dentaire. Plusieurs matériaux sont employables pour la prothèse, tels que les alliages métalliques ou les céramiques. La restauration est finalement collée à la dent à l'aide d'une résine composite ou d'un ciment verre-ionomère. Plusieurs types de restaurations indirectes sont usuellement distinguées en fonction de leur taille : les inlays, les onlays (couvrant la pointe ou le sommet d'une dent) et les couronnes (restaurations couvrant la partie coronaire de la dent).

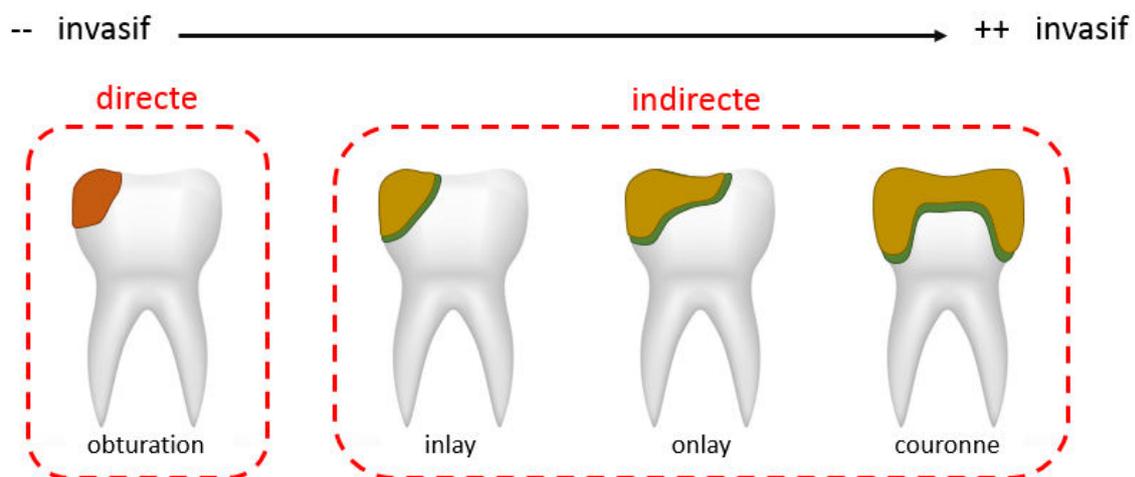


FIGURE 1.10 – Les différents types de restauration en odontologie conservatrice

Afin d'assurer la bonne insertion de la future restauration, il est nécessaire de modeler correctement la préparation dentaire lors du fraisage. Le dentiste doit alors respecter certaines considérations cliniques afin d'éviter la mise en place d'une restauration prothétique trop fragile. Ces considérations peuvent être soit des recommandations générales, telle que la nécessité de mettre en place des arrondis aux angles de la préparation, soit des recommandations plus spécifiques fournies par les fabricants de biomatériaux (il est souvent donné une épaisseur minimale à respecter, de l'ordre de 1 – 1.5 mm suivant la résistance mécanique du matériau) [ES02, JA11, CFBDB13].

Dans le cadre de cette thèse nous nous sommes intéressés spécifiquement aux restaurations de type couronne qui correspondent à des soins touchant environ 1/3 des populations française et européenne [ZSW⁺08, Wat11]. Ce type de restauration est indiqué lorsque la perte de tissu est importante et entraîne la nécessité de réhabiliter la totalité de la partie périphérique de la dent.

Les procédés CFAO sont spécifiquement abordés ci-après car une partie de nos recherches visent à apporter une contribution à l'amélioration de leur phase de conception. Ces procédés de conception/fabrication des restaurations dentaires intègrent dans leur chaîne numérique les étapes d'acquisition géométrique, de conception et de fabrication de la prothèse.

1.3.2 Fonctionnement général du procédé de CFAO en dentisterie

La CFAO dentaire (Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur) est un procédé permettant, à partir d'une prise d'empreinte des mâchoires du patient, de réaliser la conception et la fabrication d'une restauration prothétique dentaire. Ce procédé numérique a été proposé dès 1973 par le Dr. François Duret dans le cadre de sa thèse d'exercice et a connu de nombreux développements techniques dans les années 80, notamment avec l'apparition du système CEREC (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) [Dur73]. Le marché des systèmes CAD/CAM apparu dans les années 90 connaît depuis les années 2000 un fort développement commercial [Mo6, DK11].

Le procédé CFAO (figure 1.11) débute par l'acquisition de l'empreinte dentaire du patient à l'aide d'un scanner laser ou d'une caméra dynamique. Cette opération est réalisée soit directement dans la bouche du patient, soit par l'intermédiaire d'un moule de la denture. Le système fait ainsi l'acquisition de la préparation dentaire, des dents adjacentes (voisines sur la même mâchoire) et des dents opposées (en contact occlusal). Ces données sont enregistrées sous un format géométrique (STL ou autre format propriétaire aux propriétés similaires). À partir de la géométrie de la préparation, il est demandé au prothésiste de sélectionner manuellement le contour de la préparation (ligne cervicale). Ces données sont ensuite utilisées pour la conception de la prothèse (cf. partie suivante). Une fois la prothèse conçue, un parcours d'usinage est calculé, transcrit en langage G-Code, puis envoyé au centre d'usinage à commande numérique (CNC) [TLM⁺15]. Le choix du matériau est tributaire du dentiste, qui s'adapte au cas clinique et qui doit tenir compte des aspects mécaniques mais également esthétiques [Dar13].

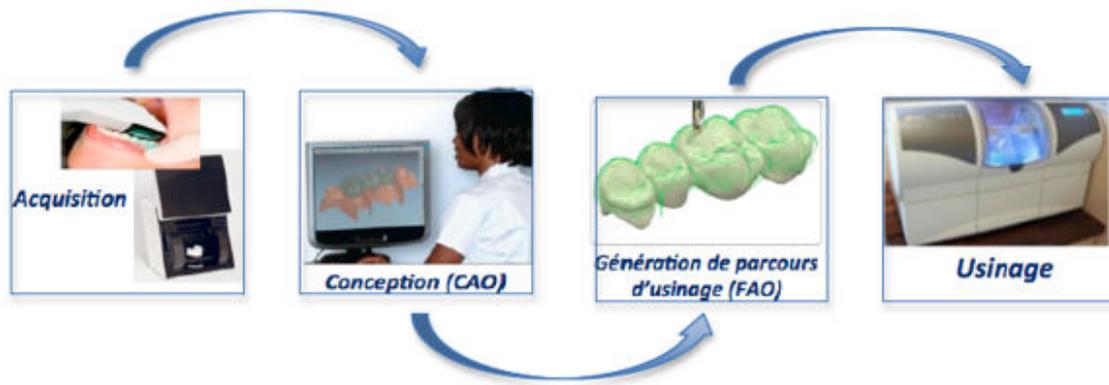


FIGURE 1.11 – La chaîne numérique en CFAO dentaire [Tap15]

1.3.3 La conception des restaurations

La conception géométrique de la restauration s'appuie sur une base de données d'entités anatomiques dentaires associée à chaque type de dent et sur des modules d'assistance à la conception plus ou moins automatisés selon la solution commerciale. Des procédures entièrement automatisées, basées sur la reconnaissance de points et de courbes spécifiques de l'anatomie dentaire ou encore la duplication de la dent symétrique peuvent être mises en œuvre. Des outils d'aide à la simulation des contacts avec les dents adjacentes et les dents antagonistes, numérisées elles aussi, permettent, à l'aide d'algorithmes de morphing, de modifier localement la géométrie afin qu'elle s'insère correctement sur la préparation du patient [TLS19]. Lors de la conception, la géométrie prothétique est divisée en deux parties par la ligne cervicale : intrados (surface interne collées à la préparation dentaire) et extrados (surface externe, en contact avec l'environnement buccal). S'il existe pour chaque procédé CAD/CAM disponible sur le marché une solution de conception prothétique différente, il apparaît que les conceptions de l'intrados et de l'extrados sont toujours séparées.

Le design de l'extrados (contour externe) est conditionné par l'espace laissé vacant par les dents adjacentes et occlusales à la préparation dentaire. Les logiciels de CAO dentaire possèdent plusieurs banques de données contenant des arcades dentaires de référence. Ainsi, pour définir l'extrados prothétique, l'utilisateur spécifie la dent traitée puis choisit dans la banque de donnée la morphologie la plus proche de celle du patient. Des opérateurs géométriques (homothétie, facteurs d'échelle, etc.) sont ensuite appliqués pour remplir l'espace disponible pour la prothèse.

La surface de l'intrados est calculée en tenant compte de la forme de l'extrados, de la forme de la préparation dentaire ainsi que de paramètres de jeu instanciés pour le positionnement de la prothèse et pour le dimensionnement du joint de scellement. La définition de ces paramètres est

propre à chaque fabriquant. Elle consiste généralement à effectuer un découpage de la géométrie de la préparation en plusieurs zones, auxquelles seront appliquées diverses opérations géométriques (homothétie, translation, rotation) pondérées par les valeurs du paramétrage (figure 1.12). Le jeu entre la prothèse et la préparation est appelé *hiatus*.

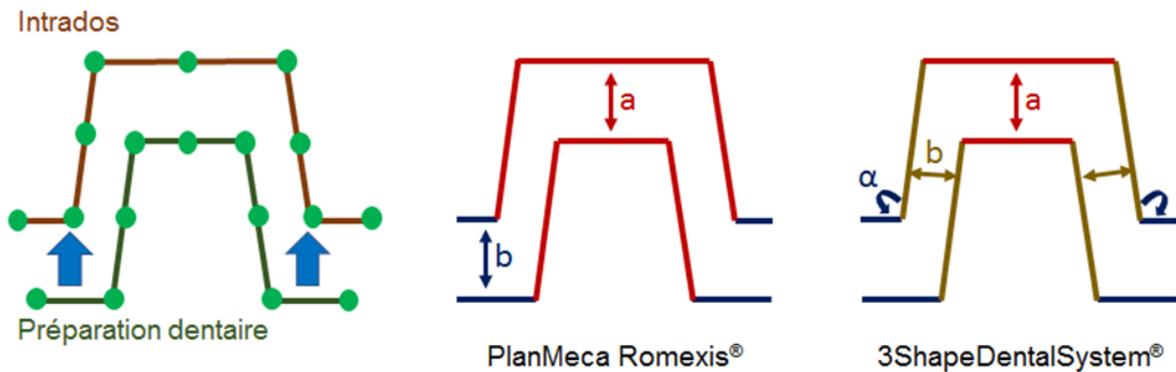


FIGURE 1.12 – Exemples de paramétrages du hiatus prothétique

1.3.4 Les matériaux prothétiques employés en CFAO dentaire

Usuellement, les biomatériaux employés en dentisterie restauratrice se classent en deux catégories : les matériaux métalliques et non-métalliques. Les matériaux non-métalliques sont eux-mêmes classés en trois types : les céramiques, les composites et les polymères (pour des restaurations temporaires). Ces travaux se focaliseront principalement sur les composites et les céramiques.

Plusieurs types de céramiques sont utilisés pour la réalisation des couronnes : les céramiques feldspathiques, les céramiques polycristallines et les vitrocéramiques [Col14]. Bien qu'historiquement la première restauration dentaire réalisée par procédé CFAO fut une céramique feldspathique (Vita Mark I, Vita Zahnfabrik), elles ne sont plus employées dans le cadre de la réalisation des couronnes du fait de leur faible résistance mécanique [LCM14].

Les céramiques polycristallines sont composées d'oxyde de zircon ou d'alumine. Elles sont fournies dans un état pré-fritté afin d'être facilement usinables et sont recuites après la mise en forme. À l'état final, elles présentent un module de Young relativement élevé (> 200 GPa), des duretés d'environ 1000 Hv et une ténacité élevée de 4 à 7 MPa.m^{0.5} [GARS04]. Bien que possédant de bonnes propriétés mécaniques, du fait de leur microstructure dense, elles présentent une teinte opaque ce qui est pénalisant pour l'esthétique de la restauration.

Les vitrocéramiques sont fabriquées par traitement thermique d'une pâte de verre (verre pré-curseur) contenant des catalyseurs de germination. Ces matériaux sont composés d'une phase

vitreuse et d'une phase cristalline. Il existe en dentisterie des vitrocéramiques à base de leucite ou de silicate/disilicate de lithium [CSP07]. Ces matériaux offrent un module d'élasticité proche de l'émail naturel de 60 à 120 GPa, des duretés de l'ordre de 600-800 Hv, une ténacité de 1 à 2 MPa.m^{0.5} ainsi que de bonnes qualités esthétiques [LEB17].

Les composites employés avec le procédé CFAO pour la réalisation de pièce prothétique sont des matériaux hybrides-infiltrés, constitués d'un réseau principal de céramique renforcé par un réseau polymère. Ces composites hybrides ont un module d'élasticité relativement faible (entre 20 et 40 GPa), une dureté comprise entre 70 et 300 Hv et une ténacité de l'ordre de 1.4 à 2.26 MPa.m^{0.5}.

1.3.5 L'usinage des prothèses

L'usinage des prothèses est réalisé à l'aide de centres d'usinage à commande numérique (CNC). Les centres d'usinages employés en dentisterie ont des cinématiques allant de 3 à 5 axes, la configuration la plus générale étant un contrôle sur les 3 axes de la fraise lors de l'usinage et un contrôle de positionnement en rotation de l'axe porte-pièce (3+1 axes). Les matériaux prothétiques utilisés avec le procédé CFAO se présentent sous la forme de blocs supportés par un insert métallique pour le maintien dans la machine (figure 1.13). La vitesse de rotation de la broche est généralement constante lors de l'usinage et se situe entre 42 000 et 60 000 tr/min et les vitesses d'avance se situent entre 1800 et 3600 mm/min. Les études sur la précision de ces machines indiquent des répétabilités d'usinages comprises entre 5 et 25 µm [LTDA16].

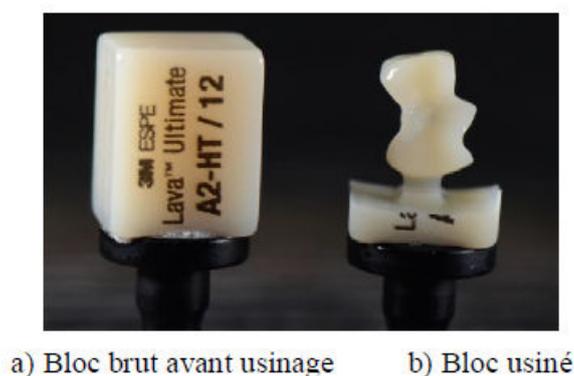


FIGURE 1.13 – Blocs CAD/CAM avant/après usinage [LEB17]

1.3.6 Le scellement des restaurations

Après fabrication du dispositif prothétique, la dernière étape du processus consiste à coller la restauration. La rétention de la prothèse étant réalisée par l'ajout d'un matériau de scellement

infiltrant les porosités des substrats à l'état fluide, puis provoquant un ancrage micromécanique au cours de son durcissement. Nos travaux considèrent la méthode de scellement employant des résines composites, les ciments verres-ionomères étant de moins en moins utilisés du fait de leur moins bonne durabilité et de la moins bonne tenue mécanique des restaurations scellées avec ces matériaux [HAPL⁺07].

Procédure clinique

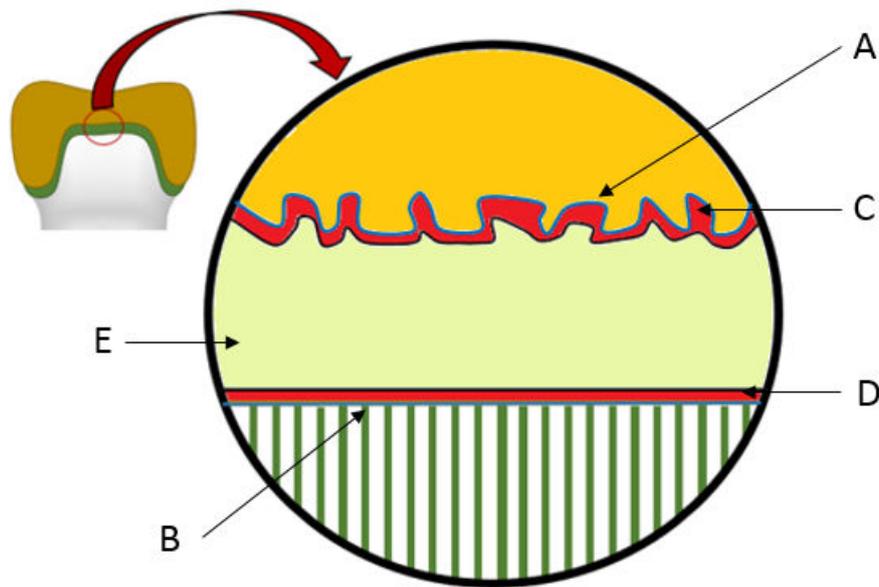


FIGURE 1.14 – Interface de scellement d'une restauration prothétique céramique collée (d'après Roulet et Degrange [RD00])

L'opération de scellement débute par un mordantage des substrats à l'aide de solutions acides. L'application d'acide fluorhydrique sur l'intrados prothétique A (figure 1.14) permet de déminéraliser la céramique en surface, créant ainsi les porosités nécessaires à l'adhésion par ancrage micromécanique. L'emploi d'une solution d'acide phosphorique B sur la préparation dentaire permet de réaliser une ouverture des pores similaire au sein de l'émail. Dans la dentine, l'acide a pour effet d'évacuer les boues dentinaires résiduelles au fraisage, d'éliminer les gaines périrubulaires et permet de dénuder sur quelques microns les réseaux de fibres de collagène présent dans la matrice intertubulaire.[Ven09].

Dans l'étape suivante, l'application d'un adhésif primaire à base de silane sur le substrat céramique C permet d'activer chimiquement la surface de collage en favorisant la mise en place de liaisons hydrogènes entre la céramique et le futur matériau de scellement [MD72]. Le caractère hydrophobe du primaire permet également de protéger la surface céramique d'une dégradation

hydrolytique qui aurait pour effet de diminuer la ténacité du matériau.

Un adhésif primaire amélo-dentinaire est également appliqué sur la préparation dentaire D. Ce primaire stabilise le réseau de fibre de collagène attaqué par l'acide afin d'assurer une bonne mouillabilité du substrat, favorisant ainsi l'ancrage micromécanique à la préparation [HBD02]. La dernière étape est l'application à l'état liquide d'une résine composite E, principale constituante de cette couche de scellement. Ces matériaux sont composés notamment d'esters méthacrylates qui, après polymérisation et durcissement, assurent l'essentiel de la cohésion du joint. Le praticien initie la polymérisation à l'aide d'un dispositif de rayonnement spécifique (lampe tungstène-halogène, diode électro lumineuse ou diode laser) appliqué au niveau des surfaces libres du joint (ligne cervicale). Étant donné le confinement de cette couche, nous avons utilisé la microtomographie à rayon X afin d'avoir accès à la répartition réelle de ce matériau (chapitre 3). Cette méthode n'est pas utilisable en clinique où le praticien peut uniquement vérifier par palpation la périphérie externe du joint à l'aide d'une sonde à bout sphérique (rayon $\approx 100 \mu\text{m}$).

Au sein de la dentine, l'infiltration du réseau de fibre de collagène par la résine composite engendre la création d'une couche hybride (d'épaisseur $\approx 5 \mu\text{m}$), dont la caractérisation est pertinente dans la mesure où l'adhésion à la dentine reste moins maîtrisée que l'adhésion à l'émail [Ven09]. Le matériau résineux occupant la majeure partie de cette interface, nous considérons par la suite que le comportement mécanique de la couche de scellement est déduit des propriétés physiques de ce matériau. La partie suivante s'intéresse donc aux propriétés mécaniques des résines composites.

Les composites de scellement

Les matériaux utilisés dans le cadre du scellement des restaurations indirectes sont des matériaux composites constitués d'une matrice résineuse, issue de la polymérisation de monomères méthacrylates/diméthacrylate, et de renforts céramiques. Ces renforts ont pour propriétés d'augmenter la résistance mécanique et de diminuer le taux de contraction volumique du matériau lors de la polymérisation. En revanche leur présence a également pour effet de rendre le composite plus fragile à la rupture [BP12].

Les renforts céramiques sont obtenus soit par fusion (les verres) soit par frittage. Les renforts vitreux employés usuellement sont : la silice cristalline, le dioxyde de silicium amorphe, le verre de lithium, le verre de barium-aluminium et le verre borosilicate. Les renforts issus d'un frittage étant composés d'un mélange alumine-silice ou d'oxyde de zirconium. Les composites de scellement sont classés par taille de renforts : macro- (10 à 50 μm), micro- (40 à 50 nm), et nano-composites

(5 à 100 nm). Plus récemment des composites renforcés par des mélanges de charges de différentes tailles ont été introduits sur le marché ; c'est notamment le cas des composites « minifill » (renforts 0.6–1 µm et 40 nm) et « midifill » (renforts 1-10 µm et 40 nm) [BP12].

Les investigations menées sur les propriétés mécaniques de ces matériaux conduisent à une estimation du module de Young comprise entre 2.4 et 16 MPa, une résistance à la flexion comprise entre 60 et 160 MPa et une résistance à la compression comprise entre 70 et 280 MPa, suivant la solution commerciale. Le comportement étant fortement dépendant de la taille des renforts employés, la configuration « midifill » semblant fournir la plus grande rigidité, tandis que les « microfill » fournissent les matériaux les plus souples et les moins résistants. Leur ténacité est comprise entre 0.8 et 2 MPa.m^{0.5} [IH09a, IH09b, Fer11].

Au cours du durcissement de ces matériaux, les monomères s'assemblent en chaînes polymères lorsque les liaisons de Van der Waals se transforment en liaison covalente forte [Odi04, KKCL15]. Cette transformation moléculaire s'accompagne d'une évolution des propriétés physiques à l'échelle macroscopique du matériau. Sont notamment observés une augmentation de la rigidité, une diminution de la viscosité et une diminution du volume occupé par le matériau [BVdMF⁺03]. Le taux de contraction étant compris entre 1 et 6 % [BBF05, MM13, SFESR⁺17].

Le comportement viscoélastique de ces matériaux a également été étudié par des essais de fluage. Alrahlah et al. ont notamment caractérisé le comportement en fluage de résines composites sous différentes conditions chimiques tentant de reproduire la chimie des aliments [AKA⁺18]. Ces conditions ont été étudiées car les résines composites sont également le composant structurel majoritaire des restaurations obtenues par obturation directe (dans cette configuration le matériau sera directement en contact avec l'environnement buccal). Dans le cadre de l'étude des restaurations indirectes, il est envisageable que ces conditions chimiques affectent localement les propriétés du joint de scellement au niveau de la surface libre. La figure 1.15 présente les résultats d'essai de relaxation en flexion 3 points (poutre 14 mm x 3 mm x 3 mm, chargement : 2 N pendant 7200 sec puis 7200 sec en relaxation) sur un nano-composites (Tetric N-ceram, Ivoclar Vivaden AG, Schaan, Liechtenstein).

Les composites présentent ainsi un comportement en fluage et sont très dépendant des conditions chimiques appliquées. Dans le cas d'un chargement de mastication, la durée de contact occlusal étant de l'ordre de la seconde [KvE97], cet aspect visqueux a été négligé dans le cadre de nos études. Ces données sont en revanche pertinentes pour le traitement des individus atteints de bruxisme (serrement inconscient des mâchoires, principalement durant le sommeil) pour lesquels des chargements mécaniques continus sont exercés aux surfaces occlusales.

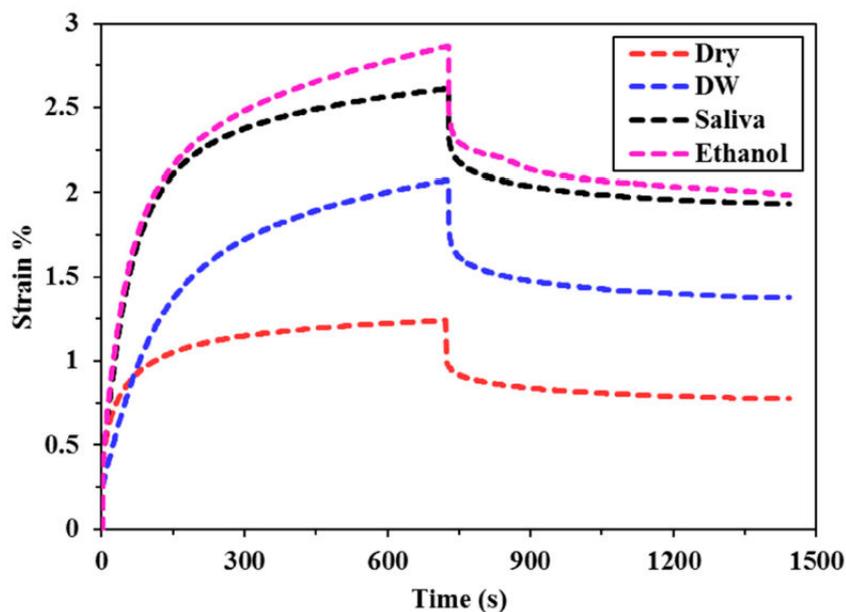


FIGURE 1.15 – Essais de fluage en flexion trois points sous différentes conditions de stockage (DW : distilled water) [AKA⁺18]

Le comportement mécanique de ces composites est ainsi influencé par l'environnement chimique et notamment par la salive, Walker et al. ayant également observés une diminution de la résistance mécanique et une modification du mécanisme de rupture pour un composite après traitement du matériau par des conditions d'humidité similaires à celles de l'environnement buccal. L'humidité des substrats lors de la pose peut ainsi avoir un rôle néfaste sur la tenue mécanique du joint [WSE03].

1.4 Échec clinique des restauration indirectes

Plusieurs complications cliniques sont susceptibles de se produire à la suite de la pose d'une restauration indirecte collée : reprise de carie, maladie parodontale, décollement et rupture de la prothèse [GBRK03]. La reprise de carie et les maladies touchant au parodonte étant des problèmes pathologiques, ils sont considérés comme étant hors de notre champ d'étude.

1.4.1 Décollement prothétique

Les études cliniques réalisées sur des populations de patients auxquels une restauration indirecte a été réalisée font état du décollement prothétique comme étant un mode d'échec fréquent [TWDAB93, BWT⁺93, HB96, SG15, KVA⁺16]. Goodacre et al. ont repris les résultats de 48 études cliniques afin d'évaluer l'incidence du phénomène de décollement pour les restaurations scellées spécifiquement avec des résines composites. 1481 sur les 7029 prothèses considérées ont subi un

décollement au cours de leur surveillance [GBRK03]. Le taux de décollement observé est notamment de 24 % entre la 2e et la 5e année suivant la pose, une occurrence très élevée qui peut être mis en relation avec la jeunesse du procédé de collage par résine composite au début des années 2000. Des études cliniques plus récentes mettent en évidence un taux bien inférieur à celui-ci [GB14]. La même problématique est également observée pour le scellement des restaurations de type dentures partielles mises en place à l'aide de techniques de collage similaires [PTT⁺08].

Quelques travaux concernant l'interprétation mécanique de ce problème ont été réalisés. Hernandez et al., ont testé spécifiquement les interfaces dentine/composite et composite/céramique par des essais de traction réalisés à de petites échelles. Ils ont notamment observé que la liaison composite/céramique était moins résistante que la liaison dentine/composite. La liaison composite/céramique semble également sensible à l'application préalable d'un chargement mécanique cyclique et aux conditions d'humidité [HRKS08, LWM⁺13]. Dans une étude très récente, Liu et al., ont montré par une analyse éléments finis que la présence de décollement locaux pouvait sensiblement augmenter les contraintes dans la prothèse céramique [LXS⁺18]. La nature du phénomène de décollement reste cependant mal comprise car d'autres facteurs pourraient être impliqués dans l'endommagement du joint. Les études conduites au chapitre 3 semblent notamment indiquer que des zones de décollement localisées peuvent apparaître suite à la contraction volumique du joint lors de la pose.

1.4.2 Rupture mécanique de la prothèse

Les restaurations dentaires sont également susceptibles de rompre par fissuration de la structure céramique. Ce mode de défaillance semble être moins fréquent que le décollement, le taux de rupture s'élevant toutefois à 6 % lors des 5 premières années d'utilisation [SMT⁺15]. Il semblerait également que la probabilité de rupture soit plus élevée pour les restaurations placées sur les dents postérieures (molaires et prémolaires) [KVA⁺16].

Les suivis cliniques révèlent que ce taux de rupture est tributaire de la céramique employée pour la réalisation de la restauration. En effet, on observe un taux de rupture de 9.3 % après cinq années d'utilisation pour les céramiques feldspathiques, 5.4 % pour les vitrocéramiques en silicate de lithium, 3.4 % pour les céramiques alumineuses infiltrées par un verre, 4 % pour les céramiques alumineuses et 8.8 % pour les zircons [SMT⁺15].

L'introduction des méthodes d'analyse fractographique en dentisterie a permis d'étudier la localisation des zones de rupture au sein des restaurations céramiques [SQK06]. In-vitro, il ressort que la fissuration s'initie soit au niveau de la zone de chargement, soit à l'interface entre la

couche de scellement et la céramique. Cependant, étant donné que dans ces études le chargement appliqué est majoritairement monotone jusqu'à rupture, le mode de sollicitation diffère du cas réel, où la rupture observée se produit plus vraisemblablement sous un chargement de fatigue. Heintz et al., ont sollicité cycliquement des assemblages prothétiques dentaires (prothèse - joint - préparation) en appliquant un chargement centré occlusal [HCZ⁺08]. Pour les restaurations qui ont rompus, ils ont constaté que la rupture initiait majoritairement depuis l'interface composite/céramique au niveau de la surface occlusale de l'intradados (surface supérieure, sous le chargement, figure 1.16 a).

Cliniquement, il ressort que la rupture des restaurations initie effectivement à l'interface composite/céramique. Deux sites d'initiation de rupture ont été observés : la zone occlusale et la zone cervicale (contour bas de la prothèse) présentés en 1.16 b et c [TANM94, UG14]. Il a également été observé de rares cas où la rupture s'initiait depuis la zone externe en contact occlusal [SQQK06]. Nous présentons dans la partie suivante les études traitant du comportement mécanique de l'assemblage prothétique dentaire.

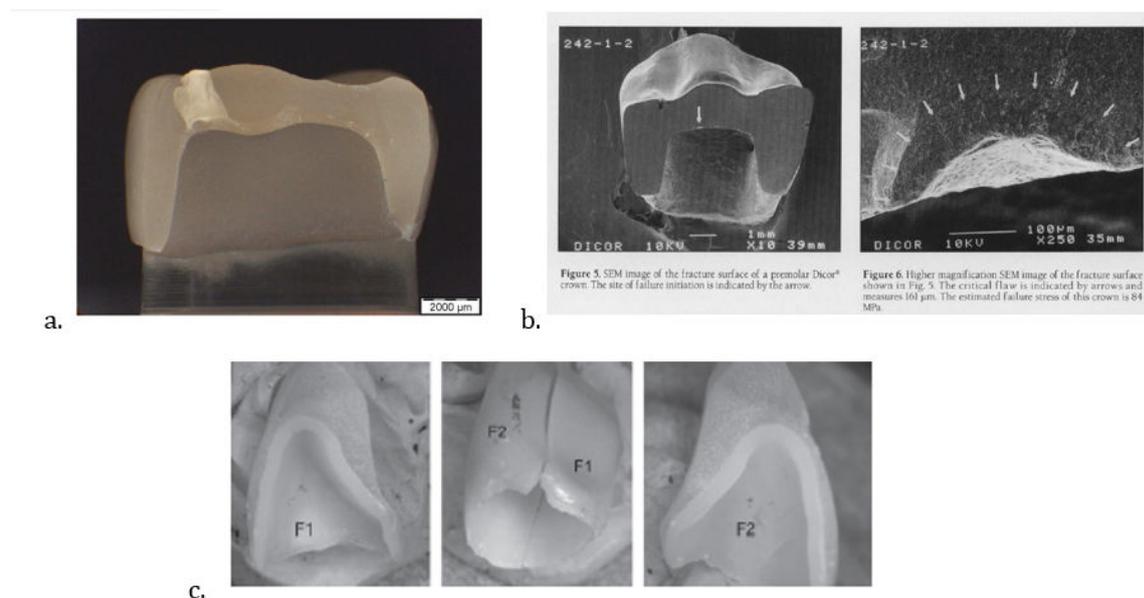


FIGURE 1.16 – Rupture des restaurations - a. rupture in-vitro en zone occlusale, couronne [HCZ⁺08] - b. rupture clinique en zone occlusale, observation MEB couronne [TANM94] - c. rupture clinique en zone cervicale, couronne incisive [UG14]

1.5 Études mécaniques de l'assemblage prothétique dentaire

Dans cette partie nous effectuons une synthèse des études préexistantes concernant le comportement mécanique de la dent restaurée. Les études traitant de la dent saine sont dans un pre-

mier temps abordées afin de cerner les efforts en jeu et les méthodes d'investigation employées. La réponse mécanique de l'assemblage prothétique dentaire ainsi que les études traitant de l'influence des paramètres géométriques et matériels de l'assemblage sont ensuite présentées.

1.5.1 Comportement mécanique de la dent saine

In-vivo, la réponse mécanique de la dent saine a été étudiée à partir des années 60 afin d'analyser les mobilités de la dent lors de l'application d'une sollicitation mécanique. Sous l'application d'une force sur la dent à l'aide d'un indenteur, la réponse en déplacement est non-linéaire, celle-ci étant attribuée à la déformation du ligament parodontal sous l'effet de la charge [Par60]. Les fonctions mécaniques de ce ligament étant de fournir une certaine mobilité à la dent et d'amortir les contraintes au sein de l'os alvéolaire [Fuk93, NCL⁺17].

L'introduction de la méthode des éléments finis en dentisterie a ensuite permis d'obtenir une approximation du champ des contraintes au sein de la structure dentaire [SSK75, DMR05, MCM⁺15]. Dejak et al. ont ainsi caractérisé l'état de contrainte en considérant le contact occlusal et la mastication d'aliments de différentes rigidités. Si l'on peut émettre des réserves quant aux forces imposées pour le cas de chargement en contact occlusal et sur la forme des aliments mastiqués, ces travaux restent pertinents vis-à-vis de la localisation des efforts résultants sur la dent ainsi que sur le champ des contraintes au sein de celle-ci. Il ressort que les contraintes les plus élevées se situent en surface occlusale, sous la zone de contact du chargement. Plus l'aliment mastiqué est rigide, et plus la transmission des efforts entre les mâchoires inférieures et supérieures est importante. En revanche un aliment moins rigide réparti davantage l'effort lors de sa déformation. Le chargement en contact occlusal (sans la présence d'un aliment) crée des zones de contact de surfaces plus petites et génère ainsi de fortes zones de contraintes localisées. La mastication alimentaire se caractérise par des surfaces de contact plus élargies du fait de l'étalement des aliments. L'article mentionne des pressions de contact qui varient entre 8 et 50 MPa [DMR03].

Des contraintes élevées peuvent également apparaître au sein de la structure dentaire au niveau de l'interface dentine/émail [BAU⁺07]. Ces contraintes de compression peuvent être la conséquence d'une différence abrupte de module d'élasticité entre la dentine et l'émail implémentée dans le modèle numérique. En réalité, cette jonction présente une évolution quasi-linéaire du module de Young permettant possiblement une atténuation des contraintes mécaniques, et donc de limiter cette concentration de contraintes [HWT⁺07].

1.5.2 Comportement mécanique de la dent restaurée par méthode indirecte

L'assemblage prothétique dentaire (APD) est constitué de la couronne, du joint de scellement et de la préparation dentaire (figure 1.18a). De nombreuses études visant à distinguer les matériaux offrant la meilleure tenue mécanique, ou encore les configurations géométriques les plus adaptées à la réalisation des restaurations sont disponibles dans la littérature. Étant donné la morphologie complexe de ces assemblages, de nombreux modèles géométriques ont été utilisés dans ces travaux afin de décrire le comportement de la dent restaurée et de définir des paramètres d'étude pertinents. Dans cette section, une synthèse des différentes méthodes de modélisation et des conclusions de ces études sont présentées.

Première approche : assemblage tri-couche cylindrique

Afin d'appréhender le comportement mécanique de la dent restaurée, une première approche consiste à considérer un modèle géométrique simplifié constitué de trois couches axisymétriques [TPAY98, DD03, KMKL03]. La structure se présente comme un sandwich composé d'une céramique relativement rigide, d'un polymère composite relativement souple, et des tissus dentaires de rigidité intermédiaire (figure 1.17 a).

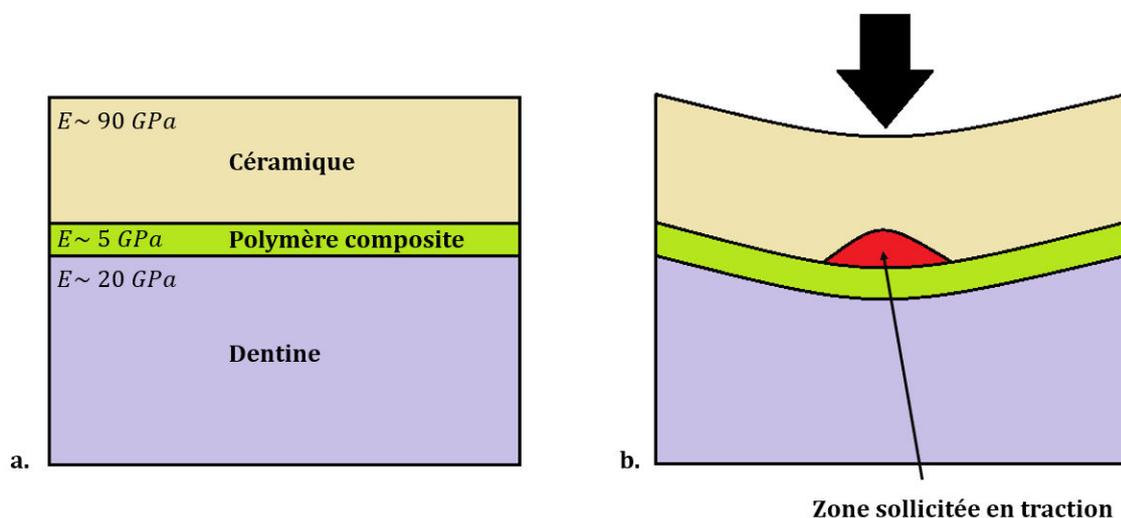


FIGURE 1.17 – Étude d'une structure tri-couche simplifiée - a. propriétés de l'assemblage - b. assemblage sollicité

Lors de l'application d'une force sur la céramique, la déformation de celle-ci est conditionnée par la déformation de la couche de scellement, plus souple. La céramique est sollicitée à la manière d'un essai de flexion biaxial auquel on aurait rajouté un amortissement réalisé par la couche de polymère. Il apparaît ainsi des contraintes de traction au niveau de l'interface entre ces deux

matériaux (figure 1.17b). Les matériaux céramiques étant sensibles à ce type de contraintes, cette zone sollicitée constitue le point faible de l'assemblage.

Les études expérimentales réalisées sur ce modèle mettent en évidence que la fissuration s'initiait à l'interface céramique/composite suite à l'application continue d'un chargement mécanique [KMKL03]. La résistance du substrat céramique augmentant notamment avec la rigidité élastique du matériau de scellement [TPAY98, DD03, CRKS07].

Plusieurs modèles géométriques plus complexes sont utilisés dans les travaux préexistants afin de traiter de manière plus réaliste le comportement mécanique de la dent restaurée. Nous distinguerons les géométries réelles ou 3D virtuelles (figure 1.18a) et les géométries 2D axisymétriques (figure 1.18b).

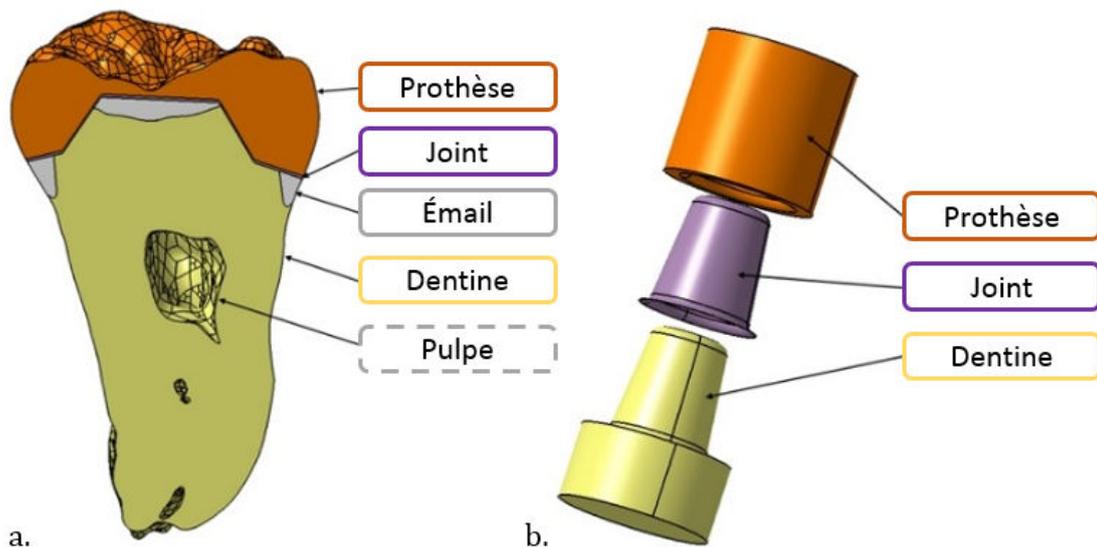


FIGURE 1.18 – Modélisation géométrique de la dent restaurée - a. géométrie réelle - b. géométrie 2D axisymétrique

Revue de littérature : géométries 2D axisymétriques

Dans les *modèles 2D axisymétriques*, les géométries des trois parties sont différenciées et symétriques par rapport à un axe de révolution. Ces assemblages permettent de s'affranchir de la variabilité morphologique inhérente aux prothèses réelles tout en intégrant les principaux éléments géométriques permettant la description de la préparation, du joint de scellement et de la prothèse. Les reliefs externes de la prothèse (cuspidés) ne sont donc pas considérés.

Ces modèles géométriques ont dans un premier temps été introduits pour comparer la résistance à rupture des couronnes réalisées dans différents matériaux prothétiques [SCGK98, PGW⁺04, BLM06]. La tenue mécanique est généralement étudiée dans le cadre de l'application d'un char-

gement mécanique monotone jusqu'à rupture de la prothèse. Ces travaux fournissent peu de résultats supplémentaires en rapport aux essais mécaniques réalisés directement sur les matériaux céramiques.

Ces assemblages ont ensuite été utilisés dans des études de sensibilité afin d'étudier l'influence des différents paramètres géométriques [SS12, ZSR⁺16, MKYE18]. Ces études sont focalisées sur l'impact des dimensions du hiatus (intradoss prothétique) et de la préparation sur la tenue mécanique de la restauration.

En appliquant un chargement mécanique sur la totalité de la surface occlusale, Sornsuwan et al. ont mis en évidence une inclinaison de la paroi axiale de la préparation semblant optimiser la tenue mécanique de la prothèse (6°) [SS12, ZSR⁺16]. Dans les travaux de May et al, considérant un chargement mécanique centré, il a été montré qu'une diminution de l'épaisseur du joint de scellement (et donc une diminution des épaisseurs du hiatus) permettait de diminuer les contraintes mécaniques au sein de la prothèse [MKBH12, MK13].

Malgré les grandes similarités des géométries employées dans ces études, il n'existe pas de standardisation pour ce type de modèle. La détermination de l'influence relative de chacun des paramètres est donc un exercice complexe compte tenu du fait que des différences sont observées entre ces études : écarts géométriques, matériaux employés et chargements mécaniques considérés. Dans nos travaux (chapitre 2), nous avons donc repris une grande partie de ces études de sensibilité en se basant sur un même modèle, afin d'étudier l'influence propre de chacun des paramètres en rapport à une configuration de référence.

Revue de littérature : géométries réelles ou 3D virtuelles

Les modèles géométriques les plus réalistes considèrent soit des *géométries réelles* soit des *géométries 3D virtuelles*. Les *géométries réelles* sont principalement employées dans les études expérimentales, où des dents sont extraites, préparées, puis finalement restaurées. Plus récemment, ces géométries ont également été scannées puis utilisées directement dans des modélisations éléments finis. Les *géométries 3D virtuelles* sont créées par des outils CAO, puis utilisées dans des analyses éléments finis.

Une grande partie de ces études expérimentales traite une nouvelle fois de la comparaison des chargements à rupture pour différentes céramiques [JSDH85, MQB97, WTB00, ZKN14]. L'influence d'un préchargement cyclique, thermique, et de l'humidité sur l'assemblage a également été évaluée expérimentalement dans plusieurs études [AK04, VvSEH⁺06]. Il apparaît que l'influence d'un préchargement mécanique ou thermique est incertain, et dépend grandement des condi-

tions expérimentales (nombre de cycles, intensité du chargement appliqué, gradient de température). En revanche les études relevées s'accordent sur le rôle néfaste de l'humidité sur la tenue mécanique de la restauration. En conséquence, il est pertinent de considérer l'environnement buccal lors de la mise en place d'essais mécaniques [BCT⁺09]. Si l'on trouve des études expérimentales traitant du dimensionnement de la préparation basées sur des géométries réelles, celles-ci semblent peu adaptées à la définition de paramètres géométriques reproductibles [WTB00, LCL08, NHI⁺15].

Les travaux numériques portant sur la dent restaurée par méthode indirecte ont débuté dans les années 90 en employant des *géométries 3D virtuelles*. Les premières simulations restant très simplifiées et ne modélisant par exemple pas le joint de scellement [HA90, AHAHH00]. Des études de sensibilités similaires à celles réalisées sur les modélisations axisymétriques ont plus récemment été menées et ne fournissent pas de conclusions supplémentaires [LLW⁺11, BIKS13, MHF⁺18]. L'emploi de géométries 3D permet notamment de considérer des cas de chargement mécanique plus complexes. En appliquant une indentation sphérique sur la totalité de la surface de contact, Nasrin et al., ont par exemple pu identifier une zone fortement sollicitée en traction en bordure cervicale de la prothèse [NKSRI17]. Cette zone semblant coïncider avec le second mode de rupture présenté en partie précédente. En revanche sur cette simulation, la zone de sollicitation en traction biaxiale où des rupture clinique ont également lieu n'apparaît pas, le chargement étant entièrement transmis au niveau de la ligne cervicale de la prothèse.

Il est intéressant de noter que certains aspects biomécaniques sont systématiquement omis lors de l'analyse mécanique de la dent restaurée :

- d'une part le ligament parodontal est rarement modélisé dans le cadre des études numérique et rarement pris en compte dans les études expérimentales (les dents sont extraites puis testées) ;
- l'anisotropie de la dentine n'est jamais prise en compte dans le cadre de l'étude de la dent restaurée, et reste peu étudiée à l'échelle macroscopique dans le cadre de l'étude de la dent saine ;
- la même remarque peut être faite pour l'émail.

1.6 Synthèse de la bibliographie

Les principaux éléments soulevés dans cette étude bibliographique sont résumés ci-après :

- La dent est composée de deux tissus (émail et dentine) et est liée à la mâchoire par le parodonte
- Les restaurations dentaires indirectes permettent de redonner une intégrité structurelle à la dent préparée par collage d'une pièce prothétique
- Le procédé CFAO utilisé en dentisterie intègre une chaîne numérique utilisant les géométries dentaires scannées sur le patient et permettant la conception et l'usinage d'une pièce prothétique en céramique
- Deux modes d'échec cliniques semblent relatifs à la mécanique du problème : le décollement et la fissuration de la prothèse
- La fissuration peut se produire en droit du chargement (zone occlusale) et sur la ligne basse de la prothèse (zone cervicale)
- Les études de sensibilité réalisées sur des *modèles 2D axisymétriques* permettent de mettre en évidence que le dimensionnement géométrique de la prothèse à une incidence non négligeable sur sa tenue mécanique
- Les modélisations 3D de la dent restaurée permettent (entre autres) de considérer des chargements mécaniques plus réalistes et d'identifier de fortes contraintes en zone cervicale
- Des simplifications de modèle non justifiées sont usuellement effectuées dans les études préexistantes

Différents modèles géométriques sont considérés tout au long de ce manuscrit. Dans le chapitre 2, un *modèle 2D axisymétrique* est employé afin de mettre en place des études de sensibilité. De plus, nous utiliserons également un modèle axisymétrique dans le chapitre 3 afin d'observer par le biais de la microtomographie à rayons X la répartition réelle du matériau de scellement. Au chapitre 4, une *géométrie 3D virtuelle* est mise en place afin de traiter des différentes hypothèses usuellement prises en compte dans le cadre de l'analyse mécanique de la dent restaurée. Finalement, les *géométries réelles* sont considérées dans le dernier chapitre afin de proposer une méthode d'optimisation "patient specific" de la prothèse, utilisant directement les géométries scannées sur le patient et intégrable dans les chaînes numériques des procédés CFAO.

1.7 Références

- [AHAHH00] M. I. Abu-Hassan, O. A. Abu-Hammad, and A. Harrison. Stress distribution associated with loaded ceramic onlay restorations with different designs of marginal preparation. An FEA study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27(4) :294–298, April 2000. [33](#)
- [AK04] Ahmed Attia and Matthias Kern. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6) :551–556, December 2004. [32](#)
- [AKA⁺18] Ali Alrahlah, Rawaiz Khan, Khalid Alotaibi, Ziad Almutawa, H. Fouad, Mohamed El-sharawy, and Nikolaos Silikas. Simultaneous Evaluation of Creep Deformation and Recovery of Bulk-Fill Dental Composites Immersed in Food-Simulating Liquids. *Materials (Basel, Switzerland)*, 11(7), July 2018. [25](#), [26](#), [XI](#)
- [AR06] Dwayne D. Arola and Robert K. Reppel. Tubule orientation and the fatigue strength of human dentin. *Biomaterials*, 27(9) :2131–2140, March 2006. [10](#)
- [BA09] Devendra Bajaj and Dwayne D. Arola. On the R-curve behavior of human tooth enamel. *Biomaterials*, 30(23) :4037–4046, August 2009. [9](#)
- [Bak06] Merete Bakke. Bite Force and Occlusion. *Seminars in Orthodontics*, 12(2) :120–126, June 2006. [16](#)
- [BAU⁺07] Josipa Borčić, Robert AntoniĆ, Miranda Muhvić Urek, Nikola Petricević, Petra Nola-Fuchs, Amir Catić, and Ivica Smojver. 3-D stress analysis in first maxillary premolar. *Collegium Antropologicum*, 31(4) :1025–1029, December 2007. [29](#)
- [BBF05] Roberto R. Braga, Rafael Y. Ballester, and Jack L. Ferracane. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites : A systematic review. *Dental Materials*, 21(10) :962–970, October 2005. [25](#)
- [BCT⁺09] Gilberto A. Borges, Danilo Caldas, Burak Taskonak, Jiahau Yan, Lourenco Correr Sobrinho, and Wildomar José de Oliveira. Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 18(8) :649–655, December 2009. [33](#)
- [Bib18a] Gum | anatomy, Nov 2018. [Online; accessed 2. Nov. 2018]. [13](#)

- [Bib18b] Malocclusion, Nov 2018. [Online; accessed 12. Nov. 2018]. [15](#), [XI](#)
- [Bib18c] Skull, Facial Bones & Joints. Dentition, Nov 2018. [Online; accessed 2. Nov. 2018]. [14](#), [XI](#)
- [Bib18d] Sollicitations masticatoires insuffisantes (alimentation «molle»/peu de force et peu de mouvements de latéralité), Nov 2018. [Online; accessed 12. Nov. 2018]. [15](#), [XI](#)
- [BIKS13] John F. Bowley, Ionut P. Ichim, Jules A. Kieser, and Michael V. Swain. FEA evaluation of the resistance form of a premolar crown. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 22(4) :304–312, June 2013. [33](#)
- [BLM06] A. Bindl, H. Lüthy, and W. H. Mörmann. Thin-wall ceramic CAD/CAM crown copings : strength and fracture pattern. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(7) :520–528, July 2006. [31](#)
- [BP12] Stephen Bonsor and Gavin Pearson. *A Clinical Guide to Applied Dental Materials*. 1st edition, December 2012. [24](#), [25](#)
- [BSH75] J. F. Bates, G. D. Stafford, and A. Harrison. Masticatory function—a review of the literature. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2(3) :281–301, July 1975. [16](#)
- [BVdMF⁺03] M. Barink, P. C. P. Van der Mark, W. M. M. Fennis, R. H. Kuijs, C. M. Kreulen, and N. Verdonschot. A three-dimensional finite element model of the polymerization process in dental restorations. *Biomaterials*, 24(8) :1427–1435, April 2003. [25](#)
- [BWT⁺93] D. B. Boyer, V. D. Williams, K. E. Thayer, G. E. Denehy, and A. M. Diaz-Arnold. Analysis of debond rates of resin-bonded prostheses. *Journal of Dental Research*, 72(8) :1244–1248, August 1993. [26](#)
- [CFBDB13] Pedro Henrique Corazza, Sabrina Alves Feitosa, Alexandre Luiz Souto Borges, and Alvaro Della Bona. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 29(3) :339–347, March 2013. [18](#)
- [Chr84] C. M. Christensen. Food Texture Perception. In C. O. Chichester, E. M. Mrak, and B. S. Schweigert, editors, *Advances in Food Research*, volume 29, pages 159–199. Academic Press, January 1984. [14](#)

- [CML⁺02] J. L. Cuy, A. B. Mann, K. J. Livi, M. F. Teaford, and T. P. Weihs. Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth enamel. *Archives of Oral Biology*, 47(4) :281–291, April 2002. [8](#)
- [Col14] A. Coldea. *Suitability of Polymer-Infiltrated-Ceramic-Networks for CAD/CAM based dental restorative materials*. PhD thesis, University of Otago, 2014. [21](#)
- [CRKS07] Nancy L. Clelland, Adriana Ramirez, Noriko Katsube, and Robert R. Seghi. Influence of bond quality on failure load of leucite- and lithia disilicate-based ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(1) :18–24, January 2007. [31](#)
- [CSP07] Heather J. Conrad, Wook-Jin Seong, and Igor J. Pesun. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations : a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5) :389–404, November 2007. [22](#)
- [Dar13] C. Daries. *Relevé de la couleur au cabinet dentaire : Connaissance et moyens d'optimisation actuels*. PhD thesis, Université Toulouse III, 2013. [19](#)
- [DD03] X. D. Dong and B. W. Darvell. Stress distribution and failure mode of dental ceramic structures under Hertzian indentation. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 19(6) :542–551, September 2003. [30](#), [31](#)
- [DK11] Gary Davidowitz and Philip G. Kotick. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55(3) :559–570, ix, July 2011. [19](#)
- [DMR03] Beata Dejak, Andrzej Młotkowski, and Maciej Romanowicz. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(6) :591–597, December 2003. [29](#)
- [DMR05] Beata Dejak, Andrzej Młotkowski, and Maciej Romanowicz. Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(6) :520–529, December 2005. [29](#)
- [Dur73] Francois Duret. *Empreinte optique. Thèse de diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire*. PhD thesis, Université Claude Bernard-Lyon, 1973. [19](#)
- [Eas60] J. E. Eastoe. Organic Matrix of Tooth Enamel. *Nature*, 187(4735) :411–412, July 1960.

- [ES02] Daniel Edelhoff and John A. Sorensen. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(5) :503–509, May 2002. [18](#)
- [Faw95] E. Fawcett. The Structure of the Inferior Maxilla, with special reference to the position of the Inferior Dental Canal. *Journal of Anatomy and Physiology*, 29(Pt 3) :355–366, April 1895. [13](#), [XI](#)
- [Fer11] Jack L. Ferracane. Resin composite—State of the art. *Dental Materials*, 27(1) :29–38, January 2011. [25](#)
- [FP15] M Fehrenbach and Tracy Popowics. *Illustrated Dental Embryology, Histology, and Anatomy*. 4th edition, February 2015. [8](#), [9](#), [12](#)
- [Fuk93] T. Fukui. Analysis of stress-strain curves in the rat molar periodontal ligament after application of orthodontic force. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics : Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, 104(1) :27–35, July 1993. [12](#), [29](#)
- [GABF00] W. Gurdapsri, M. Ai, K. Baba, and K. Fueki. Influence of clenching level on intercuspal contact area in various regions of the dental arch. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27(3) :239–244, March 2000. [15](#)
- [GARS04] Massimiliano Guazzato, Mohammad Albakry, Simon P Ringer, and Michael V Swain. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental Materials*, 20(5) :441–448, June 2004. [21](#)
- [GB14] Aristidis A. Galiatsatos and Dimitra Bergou. Clinical evaluation of anterior all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 45(1) :9–14, January 2014. [27](#)
- [GBRK03] Charles J. Goodacre, Guillermo Bernal, Kitichai Rungcharassaeng, and Joseph Y. K. Kan. Clinical complications in fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(1) :31–41, July 2003. [26](#), [27](#)
- [HA90] B. Hojjatie and K. J. Anusavice. Three-dimensional finite element analysis of glass-ceramic dental crowns. *Journal of Biomechanics*, 23(11) :1157–1166, 1990. [33](#)

- [HAPL⁺07] M. Helvatjoglu-Antoniades, Y. Papadogiannis, R. S. Lakes, G. Palaghias, and D. Papadogiannis. The effect of temperature on viscoelastic properties of glass ionomer cements and compomers. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 80(2) :460–467, February 2007. [23](#)
- [HB96] Ola Hansson and Björn Bergström. A longitudinal study of resin-bonded prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(2) :132–139, August 1996. [26](#)
- [HBD02] L. Hitmi, D. Bouter, and M. Degrange. Influence of drying and HEMA treatment on dentin wettability. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 18(7) :503–511, November 2002. [24](#)
- [HCZ⁺08] S. D. Heintze, A. Cavalleri, G. Zellweger, A. Büchler, and G. Zappini. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 24(10) :1352–1361, October 2008. [28](#), [XII](#)
- [HISM99] O. Hidaka, M. Iwasaki, M. Saito, and T. Morimoto. Influence of Clenching Intensity on Bite Force Balance, Occlusal Contact Area, and Average Bite Pressure. *Journal of Dental Research*, 78(7) :1336–1344, July 1999. [15](#), [17](#)
- [HMMB01] S. Habelitz, S.J. Marshall, G.W. Marshall, and M. Balooch. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Archives of Oral Biology*, 46(2) :173–183, February 2001. [8](#)
- [HRKS08] Alfredo I. Hernandez, Thasanai Roongruangphol, Noriko Katsube, and Robert R. Seghi. Residual interface tensile strength of ceramic bonded to dentin after cyclic loading and aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(3) :209–217, March 2008. [27](#)
- [HS08] Li Hong He and Michael V. Swain. Understanding the mechanical behaviour of human enamel from its structural and compositional characteristics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 1(1) :18–29, January 2008. [9](#), [XI](#)
- [HWT⁺07] M. Huang, R. Wang, V. Thompson, D. Rekow, and W. O. Soboyejo. Bioinspired design of dental multilayers. *Journal of Materials Science : Materials in Medicine*, 18(1) :57–64, January 2007. [29](#)
- [IH09a] Nicoleta Ilie and Reinhard Hickel. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clinical Oral Investigations*, 13(4) :427–438, December 2009. [25](#)

- [IH09b] Nicoleta Ilie and Reinhard Hickel. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 25(6) :810–819, June 2009. [25](#)
- [IKM⁺05] V. Imbeni, J. J. Kruzic, G. W. Marshall, S. J. Marshall, and R. O. Ritchie. The dentin–enamel junction and the fracture of human teeth. *Nature Materials*, 4(3) :229, March 2005. [11](#)
- [JA11] Ezatollah Jalalian and Neda Sadat Aletaha. The effect of two marginal designs (chamfer and shoulder) on the fracture resistance of all ceramic restorations, Inceram : An in vitro study. *Journal of Prosthodontic Research*, 55(2) :121–125, April 2011. [18](#)
- [JSDH85] B. A. Josephson, A. Schulman, Z. A. Dunn, and W. Hurwitz. A compressive strength study of an all-ceramic crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 53(3) :301–303, March 1985. [32](#)
- [KDB10] Duygu Koc, Arife Dogan, and Bulent Bek. Bite Force and Influential Factors on Bite Force Measurements : A Literature Review. *European Journal of Dentistry*, 4(2) :223–232, April 2010. [16](#)
- [KGM⁺04] J. H. Kinney, J. R. Gladden, G. W. Marshall, S. J. Marshall, J. H. So, and J. D. Maynard. Resonant ultrasound spectroscopy measurements of the elastic constants of human dentin. *Journal of Biomechanics*, 37(4) :437–441, April 2004. [10](#)
- [KKCL15] Ryan Jin-Young Kim, Yu-Jin Kim, Nak-Sam Choi, and In-Bog Lee. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 43(4) :430–439, April 2015. [25](#)
- [KMKL03] Jong Ho Kim, Pedro Miranda, Do Kyung Kim, and Brian R. Lawn. Effect of an adhesive interlayer on the fracture of a brittle coating on a supporting substrate. *Journal of Materials Research*, 18(1) :222–227, January 2003. [30](#), [31](#)
- [KNC96] J. Robert Kelly, Ichiro Nishimura, and Stephen D Campbell. Ceramics in dentistry : Historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(1) :18–32, January 1996. [17](#)
- [KVA⁺16] Vatche Kassardjian, Sachin Varma, Manoharan Andiappan, Nico H. J. Creugers, and David Bartlett. A systematic review and meta analysis of the longevity of anterior

- and posterior all-ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, 55 :1–6, December 2016. [26](#), [27](#)
- [KvE97] J. H. Koolstra and T. M. G. J. van Eijden. The jaw open-close movements predicted by biomechanical modelling. *Journal of Biomechanics*, 30(9) :943–950, September 1997. [14](#), [25](#)
- [LCL08] Chun-Li Lin, Yen-Hsiang Chang, and Perng-Ru Liu. Multi-factorial analysis of a cusp-replacing adhesive premolar restoration : A finite element study. *Journal of Dentistry*, 36(3) :194–203, March 2008. [33](#)
- [LCM14] Raymond Wai Kim Li, Tak Wah Chow, and Jukka Pekka Matinlinna. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology : State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4) :208–216, October 2014. [21](#)
- [LEB17] Nicolas LEBON. *CAD/CAM MACHINING IMPACT ON THE SURFACE INTEGRITY OF DENTAL CROWN PROSTHESES*. Theses, universite Paris 13, June 2017. [22](#), [XI](#)
- [LG82] H. C. Lundeen and C. H. Gibbs. Advances in occlusion. 1982. [16](#), [XI](#)
- [LLW⁺11] Bin Liu, Chenglin Lu, Yanling Wu, Xiuyin Zhang, Dwayne Arola, and Dongsheng Zhang. The effects of adhesive type and thickness on stress distribution in molars restored with all-ceramic crowns. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 20(1) :35–44, January 2011. [33](#)
- [LR72] S. Lees and F. R. Rollins. Anisotropy in hard dental tissues. *Journal of Biomechanics*, 5(6) :557–566, November 1972. [8](#)
- [LTDA16] Nicolas Lebon, Laurent Tapie, François Duret, and Jean-Pierre Attal. Understanding dental CAD/CAM for restorations : dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint Part A : Chairside milling machines. *International Journal of Computerized Dentistry*, 19(1) :45–62, March 2016. [22](#)
- [LWM⁺13] Chenglin Lu, Raorao Wang, Shuangshuang Mao, Dwayne Arola, and Dongsheng Zhang. Reduction of load-bearing capacity of all-ceramic crowns due to cement aging. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 17 :56–65, January 2013. [27](#)

- [LXS⁺18] Yonggang Liu, Yuanzhi Xu, Bo Su, Dwayne Arola, and Dongsheng Zhang. The effect of adhesive failure and defects on the stress distribution in all-ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, 75 :74–83, August 2018. [27](#)
- [MAKA17] Rajesh Mahant, S Vineet Agrawal, Sonali Kapoor, and Isha Agrawal. Milestones of dental history. October 2017. [17](#)
- [MBG⁺01] G. W. Marshall, M. Balooch, R. R. Gallagher, S. A. Gansky, and S. J. Marshall. Mechanical properties of the dentinoenamel junction : AFM studies of nanohardness, elastic modulus, and fracture. *Journal of Biomedical Materials Research*, 54(1) :87–95, January 2001. [10](#), [11](#), [XI](#)
- [MCM⁺15] Laís S. Munari, Tulimar P. M. Cornacchia, Allyson N. Moreira, Jason B. Gonçalves, Estevam B. De Las Casas, and Cláudia S. Magalhães. Stress distribution in a premolar 3d model with anisotropic and isotropic enamel. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 53(8) :751–758, August 2015. [29](#)
- [MD72] R. L. Myerson and I. L. Dogon. The role of the porcelain inlay in restorative dentistry. *Journal of Biomedical Materials Research*, 6(1) :405–441, 1972. [23](#)
- [MHF⁺18] Ebrahim Maghami, Ehsan Homaei, Khalil Farhangdoost, Edmond Ho Nang Pow, Jukka Pekka Matinlinna, and James Kit-Hon Tsoi. Effect of preparation design for all-ceramic restoration on maxillary premolar : a 3d finite element study. *Journal of Prosthodontic Research*, May 2018. [33](#)
- [Mil12] N. Miller. Ten Cate's oral histology, 8th edition. *British Dental Journal*, 213(4) :194, August 2012. [10](#)
- [MK13] Liliana G. May and J. Robert Kelly. Influence of resin cement polymerization shrinkage on stresses in porcelain crowns. *Dental Materials*, 29(10) :1073–1079, October 2013. [32](#)
- [MKBH12] Liliana G. May, J. Robert Kelly, Marco A. Bottino, and Thomas Hill. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns : multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 28(8) :e99–109, August 2012. [32](#)
- [MKYE18] Shoko Miura, Shin Kasahara, Shinobu Yamauchi, and Hiroshi Egusa. Effect of finish line design on stress distribution in bilayer and monolithic zirconia crowns : a

- three-dimensional finite element analysis study. *European Journal of Oral Sciences*, 126(2) :159–165, April 2018. [32](#)
- [MM13] Shiv P. Mantri and Sneha S. Mantri. Management of Shrinkage Stresses in Direct Restorative Light-Cured Composites : A Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 25(5) :305–313, October 2013. [25](#)
- [MMKB97] Grayson W. Marshall, Sally J. Marshall, John H. Kinney, and Mehdi Balooch. The dentin substrate : structure and properties related to bonding. *Journal of Dentistry*, 25(6) :441–458, November 1997. [9](#)
- [Mo6] Werner H. Moörmann. The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*, 137(Supplement 1) :7S–13S, September 2006. [19](#)
- [MQB97] M. Mak, A. J. Qualtrough, and F. J. Burke. The effect of different ceramic materials on the fracture resistance of dentin-bonded crowns. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 28(3) :197–203, March 1997. [32](#)
- [NCL⁺17] Anneke Nikolaus, John D. Currey, Tom Lindtner, Claudia Fleck, and Paul Zaslansky. Importance of the variable periodontal ligament geometry for whole tooth mechanical function : A validated numerical study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 67 :61–73, March 2017. [29](#)
- [NHI⁺15] Keisuke Nakamura, Akio Harada, Ryoichi Inagaki, Taro Kanno, Yoshimi Niwano, Percy Milleding, and Ulf Örtengren. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(8) :602–608, 2015. [33](#)
- [NKSR17] S. Nasrin, N. Katsube, R. R. Seghi, and S. I. Rokhlin. Survival Predictions of Ceramic Crowns Using Statistical Fracture Mechanics. *Journal of Dental Research*, 96(5) :509–515, May 2017. [33](#)
- [Nob02] Henry W. Noble. Tooth transplantation : a controversial story. June 2002. [17](#)
- [NPS04] Arturo N Natali, Piero G Pavan, and Caterina Scarpa. Numerical analysis of tooth mobility : formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. *Dental Materials*, 20(7) :623–629, September 2004. [12](#)

- [OD86] O.M. El Mowafy and D.C. Watts. Fracture Toughness of Human Dentin. *Journal of Dental Research*, 65(5) :677–681, May 1986. [10](#)
- [Odi04] George Odian. *Principles of Polymerization*. John Wiley & Sons, 2004. Google-Books-ID : GbLrBgAAQBAJ. [25](#)
- [ODPD14] J.-D. Orthlieb, L. Darmouni, A. Pedinielli, and J. Jouvin Darmouni. Fonctions occlusales : aspects physiologiques de l'occlusion dentaire humaine. */data/traites/s1/22-69185/*, November 2014. [15](#)
- [Oke12] J Okeson. *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*. 7th edition, May 2012. [16](#), [XI](#)
- [Par60] G. J. Parfitt. Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction. *Journal of Dental Research*, 39 :608–618, June 1960. [29](#)
- [PG01] Etienne Piette and Michel Goldberg. *La dent normale et pathologique*. De Boeck Supérieur, 2001. Google-Books-ID : w2MpAwAAQBAJ. [8](#), [11](#)
- [PGR69] Jan H. N. Pameijer, Irving Glickman, and Fred W. Roeber. Intraoral Occlusal Telemetry III. Tooth Contacts in Chewing, Swallowing and Bruxism. *Journal of Periodontology-Periodontics*, 40(5) :253–258, May 1969. [15](#)
- [PGW⁺04] Konstantinos Pallis, Jason A. Griggs, Ronald D. Woody, Guillermo E. Guillen, and Amp W. Miller. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(6) :561–569, June 2004. [31](#)
- [PTT⁺08] Bjarni E. Pjetursson, Wah Ching Tan, Ken Tan, Urs Brägger, Marcel Zwahlen, and Niklaus P. Lang. A systematic review of the survival and complication rates of resin-bonded bridges after an observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 19(2) :131–141, February 2008. [27](#)
- [RD00] Jean-François Roulet and Michel Degrange. *Adhesion : The Silent Revolution in Dentistry*. Quintessence, 2000. Google-Books-ID : htdpAAAAMAAJ. [23](#), [XI](#)
- [Ric69] Robert M. Ricketts. Occlusion—the medium of dentistry. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 21(1) :39–60, January 1969. [15](#), [XI](#)

- [SCGK98] L. C. Sobrinho, M. J. Cattell, R. H. Glover, and J. C. Knowles. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *The International Journal of Prosthodontics*, 11(3) :255–262, June 1998. [31](#)
- [Sch12] Rickne C. Scheid. *Woelfel's Dental Anatomy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2012. Google-Books-ID : UNTzFQszCuQC. [7](#)
- [SFESR⁺17] Carlos José Soares, André Luis Faria-E-Silva, Monise de Paula Rodrigues, Andomar Bruno Fernandes Vilela, Carmem Silvia Pfeifer, Daranee Tantbirojn, Antheunis Versluis, Carlos José Soares, André Luis Faria-E-Silva, Monise de Paula Rodrigues, Andomar Bruno Fernandes Vilela, Carmem Silvia Pfeifer, Daranee Tantbirojn, and Antheunis Versluis. Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements – What do we need to know? *Brazilian Oral Research*, 31, August 2017. [25](#)
- [SG15] Piero Simeone and Stefano Gracis. Eleven-Year Retrospective Survival Study of 275 Veneered Lithium Disilicate Single Crowns. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 35(5) :685–694, October 2015. [26](#)
- [SMT⁺15] Irena Sailer, Nikolay Alexandrovich Makarov, Daniel Stefan Thoma, Marcel Zwahlen, and Bjarni Elvar Pjetursson. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I : Single crowns (SCs). *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 31(6) :603–623, June 2015. [27](#)
- [SQK06] Susanne S. Scherrer, Janet B. Quinn, George D. Quinn, and J. Robert Kelly. Failure analysis of ceramic clinical cases using qualitative fractography. *The International Journal of Prosthodontics*, 19(2) :185–192, April 2006. [27](#), [28](#)
- [SS12] Tanapon Sornsuwan and Michael V. Swain. The effect of margin thickness, degree of convergence and bonding interlayer on the marginal failure of glass-simulated all-ceramic crowns. *Acta Biomaterialia*, 8(12) :4426–4437, December 2012. [32](#)
- [SSK75] L. G. Selna, H. T. Shillingburg, and P. A. Kerr. Finite element analysis of dental structures—axisymmetric and plane stress idealizations. *Journal of Biomedical Materials Research*, 9(2) :237–252, March 1975. [29](#)
- [SVNC⁺93] I.R. Spears, R. Van Noort, R.H. Crompton, G.E. Cardew, and I.C. Howard. The Effects

- of Enamel Anisotropy on the Distribution of Stress in a Tooth. *Journal of Dental Research*, 72(11) :1526–1531, November 1993. [8](#)
- [TANM94] J. Y. Thompson, K. J. Anusavice, A. Naman, and H. F. Morris. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *Journal of Dental Research*, 73(12) :1824–1832, December 1994. [28](#), [XII](#)
- [Tap15] Laurent Tapie. UE CFAO M1 Ingénierie de la Danté et Biomatériaux, Université Paris Descartes, 2015. [20](#), [XI](#)
- [TLM⁺15] L. Tapie, N. Lebon, B. Mawussi, H. Fron Chabouis, F. Duret, and J.-P. Attal. Understanding dental CAD/CAM for restorations—the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(1) :21–44, 2015. [19](#)
- [TLS19] Laurent Tapie, Nicolas LEBON, and Kyo Shindo. La CFAO en ingénierie biomédicale (en cours de publication). *Techniques de l'ingénieur*, 2019. [20](#)
- [TPAY98] Y. L. Tsai, P. E. Petsche, K. J. Anusavice, and M. C. Yang. Influence of glass-ceramic thickness on Hertzian and bulk fracture mechanisms. *The International Journal of Prosthodontics*, 11(1) :27–32, February 1998. [30](#), [31](#)
- [TWDAB93] K. E. Thayer, V. D. Williams, A. M. Diaz-Arnold, and D. B. Boyer. Acid-etched, resin bonded cast metal prostheses : a retrospective study of 5- to 15-year-old restorations. *The International Journal of Prosthodontics*, 6(3) :264–269, June 1993. [26](#)
- [Ven09] Elsa Vennat. *Étude expérimentale et numérique de l'infiltration de la dentine déminéralisée en surface par des résines composites*. thesis, Châtenay-Malabry, Ecole centrale de Paris, October 2009. [23](#), [24](#)
- [VvSEH⁺06] P. Vult von Steyern, S. Ebbesson, J. Holmgren, P. Haag, and K. Nilner. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(9) :682–689, September 2006. [32](#)
- [Wan05] Rizhi Wang. Anisotropic fracture in bovine root and coronal dentin. *Dental Materials*, 21(5) :429–436, May 2005. [10](#)
- [Wan16] Wenlong Wang. *Caractérisation géométrique et mécanique multi-échelle de la dentine humaine*. Paris Saclay, December 2016. [10](#), [XI](#)

- [Wat11] G Watts. *Évaluation statistique rétrospective de l'état bucco-dentaire de la population lorraine portant sur 893 orthopantomogrammes*. PhD thesis, Université Henri Poincaré - Nancy 1, 2011. [19](#)
- [WRP⁺15] Wenlong Wang, Nicolas Roubier, Guillaume Puel, Jean-Marc Allain, Ingrid C. Infante, Jean-Pierre Attal, and Elsa Vennat. A New Method Combining Finite Element Analysis and Digital Image Correlation to Assess Macroscopic Mechanical Properties of Dentin. *Materials*, 8(2) :535–550, February 2015. [10](#)
- [WS07] Julian B. Woelfel and Rickne C. Scheid. *Anatomie dentaire : application à la pratique de la chirurgie dentaire*. Maloine, 2007. Google-Books-ID : n809PAAACAAJ. [7](#), [11](#)
- [WSE03] M. P. Walker, P. Spencer, and J. D. Eick. Effect of simulated resin-bonded fixed partial denture clinical conditions on resin cement mechanical properties. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(8) :837–846, August 2003. [26](#)
- [WTB00] S. G. Wylie, H. K. Tan, and K. Brooke. Restoring the vertical dimension of mandibular incisors with bonded ceramic restorations. *Australian Dental Journal*, 45(2) :91–96, June 2000. [32](#), [33](#)
- [WTY09] B. Wu, W. Tang, and B. Yan. Study on Stress Distribution in Periodontal Ligament of Impacted Tooth Based on Hyperelastic Model. In *2009 International Conference on Information Engineering and Computer Science*, pages 1–4, December 2009. [12](#)
- [YM49] Algirdas Yurkstas and R. S. Manly. Measurement of occlusal contact area effective in mastication. *American Journal of Orthodontics*, 35(3) :185–195, March 1949. [15](#)
- [ZDZY14] Ya-Rong Zhang, Wen Du, Xue-Dong Zhou, and Hai-Yang Yu. Review of research on the mechanical properties of the human tooth. *International Journal of Oral Science*, 6(2) :61, June 2014. [8](#)
- [ZKN14] Tim F. Zesewitz, Andreas W. Knauber, and Frank P. Nothdurft. Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns : an in vitro study. *The International Journal of Prosthodontics*, 27(3) :264–266, June 2014. [32](#)
- [ZSR⁺16] Zhongpu Zhang, Tanapon Sornsuvan, Chaiky Rungsiyakull, Wei Li, Qing Li, and Michael V. Swain. Effects of design parameters on fracture resistance of glass simulated dental crowns. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 32(3) :373–384, March 2016. [32](#)

- [ZSW⁺08] Nicola U. Zitzmann, Katharina Staehelin, Angus W. G. Walls, Giorgio Menghini, Roland Weiger, and Elisabeth Zemp Stutz. Changes in oral health over a 10-yr period in Switzerland. *European Journal of Oral Sciences*, 116(1) :52–59, February 2008. [19](#)
- [UG14] Marit Øilo, Anne D Hardang, Amanda H Ulsund, and Nils R Gjerdet. Fractographic features of glass-ceramic and zirconia-based dental restorations fractured during clinical function. *European Journal of Oral Sciences*, 122(3) :238–244, June 2014. [28](#), [XII](#)

Chapitre 2

Assemblage axisymétrique : sensibilité aux paramètres de conception

L'étude bibliographique a permis de mettre en lumière certains paramètres clés sur lesquels le praticien et le prothésiste ont la possibilité d'agir pour optimiser la tenue mécanique de l'assemblage prothétique dentaire (APD). Dans ce chapitre nous cherchons à fournir des informations comparatives sur l'impact de chacun de ces paramètres. Des *géométries 2D axisymétriques* ont été mises en place afin de réaliser ces études. Nous avons étudié séparément l'influence du choix des matériaux (céramique et composites de scellement), du dimensionnement de l'intrados prothétique et du modelage de la préparation dentaire. Les résultats de différentes simulations éléments finis sont présentés et comparés à ceux d'une configuration choisie comme référence.

Sommaire

2.1 Description mécanique 2D axisymétrique	51
2.1.1 Modélisation éléments finis	51
2.1.2 Analyse EF dans la configuration de référence	53
2.2 Sensibilité aux paramètres matériaux	57
2.2.1 Influence du module de Young du matériau de scellement	57
2.2.2 Influence du module de Young pour différents matériaux prothétiques	58
2.3 Sensibilité aux paramètres géométriques	63
2.3.1 Influence du dimensionnement de l'intrados prothétique	63
2.3.2 Influence du dimensionnement de la préparation dentaire	69
2.4 Conclusions	70
2.4.1 État mécanique de la prothèse	70
2.4.2 État mécanique du joint de scellement	71

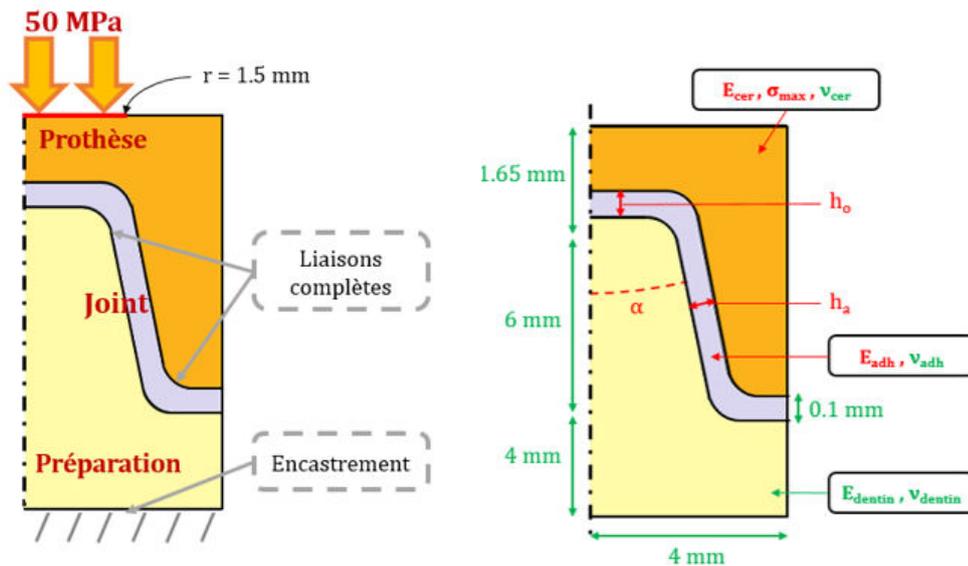
2.5 Références **73**

2.1 Description mécanique 2D axisymétrique

Le modèle mécanique adopté pour réaliser les différents calculs éléments finis est présenté dans cette section. Les analyses des états de contraintes dans les différentes parties de l'assemblage sont présentées pour la configuration considérée comme référence. Les calculs EF exposés dans ce chapitre ont été réalisés à l'aide du logiciel éléments finis SIMULIA/ABAQUS 6.11 (Dassault Système, Vélizy Villacoublay) [Das11].

2.1.1 Modélisation éléments finis

Le support d'étude 2D axisymétrique est présenté sur la figure 2.1. L'assemblage prothétique dentaire est composé de trois parties : la prothèse, le joint de scellement et la préparation. Les géométries modélisées sont largement inspirées de travaux antérieurs [Chi14, Shi15].



(a) Modélisation mécanique du problème (b) Paramétrisation de l'assemblage; en vert : valeurs fixes, en rouge : valeurs variables

FIGURE 2.1 – Modélisation axisymétrique la dent restaurée

Les conditions aux limites et le chargement mécanique appliqués au modèle sont présentés sur la figure 2.1a. La base de la préparation est considérée comme étant encastree sur un support infiniment rigide, le parodonte étant donc négligé dans cette première étude. Les interfaces préparation/joint de scellement et joint de scellement/prothèse sont considérées comme étant des liaisons complètes. La fonction "Tie constraint" du logiciel ABAQUS a été utilisée pour assurer cette condition (pas de déplacement relatif des noeuds appartenant aux interfaces ainsi jointes). Un chargement sous la forme d'une pression normale de 50 MPa est appliqué uniformément sur

TABEAU 2.1 – Caractéristiques du maillage EF

Pièce	Nombre d'éléments	Taille moyenne des éléments(mm)
Prothèse	23552	0.02 – 0.05
Joint	9250	0.01
Préparation	3240	0.02 – 0.08

un disque axisymétrique de rayon 1.5 mm situé sur la partie occlusale de la prothèse. Cette valeur de chargement est de l'ordre de grandeur des pressions masticatoires relevées dans la littérature (section 1.2.5). L'état de contraintes initial avant le chargement est supposé nul, ce qui revient à négliger les contraintes résiduelles pouvant être induites lors du collage de la restauration.

Les maillages EF des trois parties de l'assemblage sont majoritairement constitués d'éléments finis linéaires quadrilatéraux CAX4R (éléments axisymétriques à 4 nœuds et intégration réduite) et d'une faible proportion d'éléments linéaires triangulaires CAX3 dans certaines zones afin d'améliorer les transitions géométriques (0.1 % du maillage de la prothèse et 0.6 % de la préparation). Le nombre d'éléments et leur taille moyenne sont répertoriés dans le tableau 2.1. La principale difficulté rencontrée lors du maillage est liée à la faible épaisseur du joint en comparaison aux autres parties de l'assemblage.

La figure 2.1b présente les différents paramètres considérés. En vert sont distingués les paramètres fixes du modèle, et en rouge les paramètres qui feront l'objet d'une étude de sensibilité. Une configuration de référence est arbitrairement définie avec les valeurs issues du tableau 2.2.

Dans cette étude, le comportement des trois matériaux a été considéré comme étant élastique linéaire isotrope et caractérisé par les modules de Young et les coefficients de Poisson. E_{cer} , ν_{cer} , E_{adh} , ν_{adh} , E_{dentin} , ν_{dentin} étant respectivement les modules de Young et coefficients de Poisson de la céramique, du composite de scellement et de la dentine. La résistance à la rupture de la céramique (σ_{max}) n'est pas une variable incluse dans le calcul EF mais a été utilisée lors du post-traitement dans certaines études. Elle n'est donc pas définie pour la configuration de référence. La préparation dentaire a été considérée comme étant composée uniquement de dentine.

h_o et h_a sont respectivement les hiatus occlusal et axial. Ils définissent la géométrie de l'intrados de la prothèse. α représente l'inclinaison de la paroi axiale de la préparation par rapport à l'axe de symétrie de l'assemblage. Les arrondis et congés présents sur les géométries ont un rayon fixé à 0.5 mm.

TABEAU 2.2 – Paramétrage pour la configuration de référence

E_{cer} (GPa)	ν_{cer}	E_{adh} (GPa)	ν_{adh}	E_{dentin} (GPa)	ν_{dentin}	$h_o(\mu m)$	$h_a(mm)$	α
80.0	0.30	5.0	0.35	18.3	0.3	100	100	6

2.1.2 Analyse EF dans la configuration de référence

Les résultats de la simulation numérique du modèle de référence sont présentés dans cette partie. L'analyse des états de contraintes a été réalisée séparément pour la prothèse, le joint de scellement et pour la préparation. La prothèse étant fabriquée dans un matériau fragile, elle est particulièrement sensible aux contraintes de traction (la résistance en traction est approximativement dix fois inférieure à la résistance en compression). L'analyse a donc essentiellement porté sur les contraintes principales ($\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$). Les contraintes principales sont également utilisées pour étudier l'état mécanique de la préparation. Pour l'analyse de l'état mécanique du joint de scellement, la contrainte équivalente de von Mises (σ_{VM}) a également été étudiée afin de considérer la partie déviatorique du tenseur des contraintes.

État de contraintes dans la prothèse

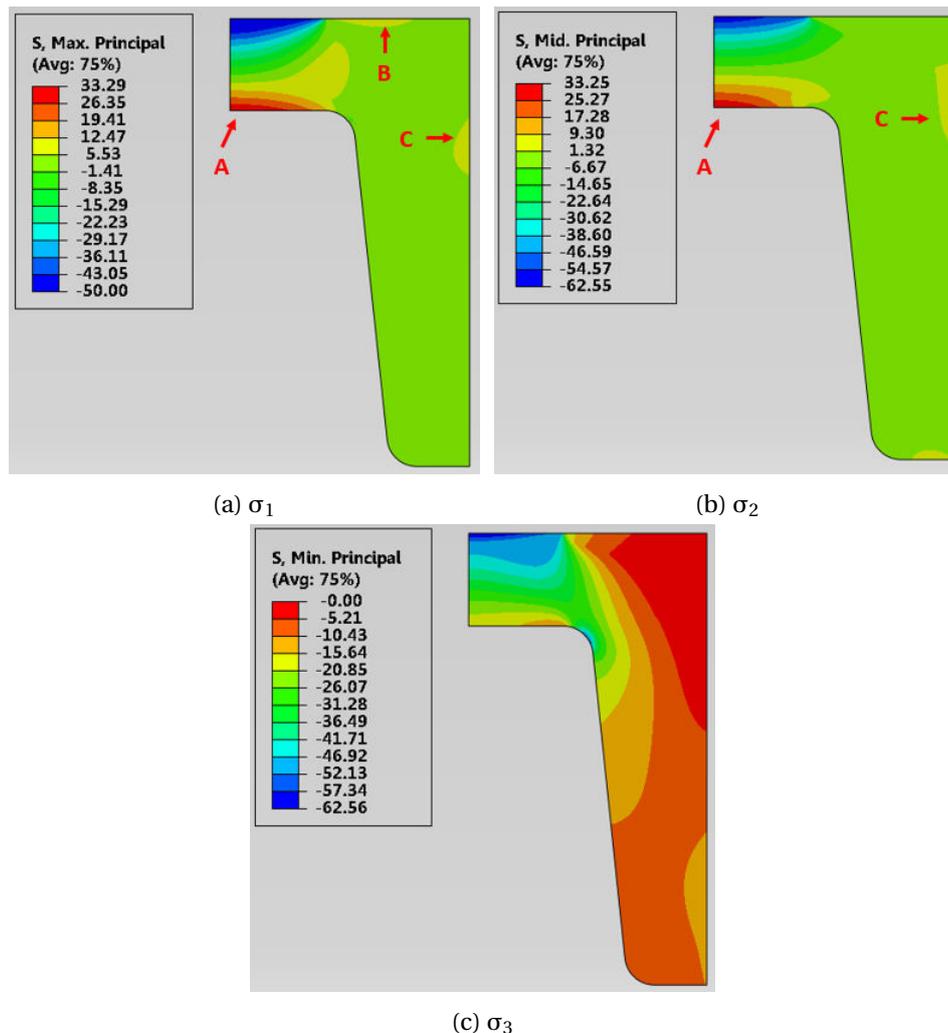


FIGURE 2.2 – Champs des contraintes principales dans la prothèse (MPa) - configuration de référence

La répartition des contraintes principales dans la prothèse céramique est présentée en fi-

figure 2.2. Sous le chargement appliqué, c'est dans la zone basse de la prothèse au droit du chargement (zone A, figure 2.2a et 2.2b) que les contraintes de traction sont les plus élevées et correspondent à un état de traction biaxial ($\sigma_1 \approx \sigma_2$) créé par la flexion de la partie supérieure et qui pourrait être assimilées aux contraintes dans un disque encastré sur ses bords et soumis à un chargement axial. L'intensité est assez élevée, de l'ordre de 30 MPa, en comparaison à la résistance en traction de ce matériau (de l'ordre de 150 MPa pour la résistance à la flexion uniaxiale). Cette zone de forte sollicitation en bi-traction est bien corrélée avec l'un des modes de rupture clinique observé fréquemment (section 1.4.2). Deux autres zones sollicitées en traction sont également mise en évidence : en surface occlusale (zone B) et sur la paroi latérale externe (zone C).

La figure 2.2c présentant la répartition de la troisième contrainte principale révèle que la prothèse est également sollicitée en compression. L'intensité de contrainte de compression atteint -62.6 MPa au niveau de la zone de chargement. Ce chargement apparaît comme peu préjudiciable car proche d'un état de compression isostatique ($\sigma_1 \approx \sigma_2 \approx \sigma_3$). Il n'y a donc que peu de risque qu'une rupture par compression excessive puisse avoir lieu. En première approximation, cette valeur est à comparer avec la résistance en compression, de l'ordre de 1500 MPa.

Par la suite, nous avons limité l'analyse de l'état de contraintes dans la prothèse à l'évolution de la première contrainte principale σ_1 le long de l'interface entre la prothèse et le joint de scellement (figure 2.3). Les études de sensibilité ont ainsi pour objectif d'étudier l'influence des paramètres dans cette zone en vue de minimiser les contraintes de bi-traction et de diminuer le risque de rupture fragile.

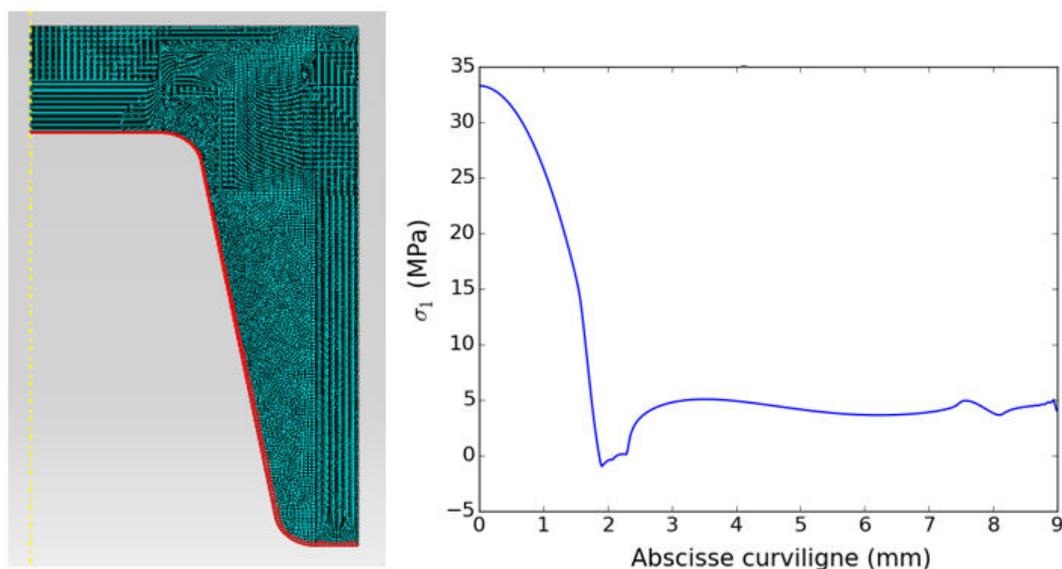


FIGURE 2.3 – Évolution des contraintes σ_1 le long de l'abscisse curviligne dans la prothèse

État de contraintes dans le matériau de scellement

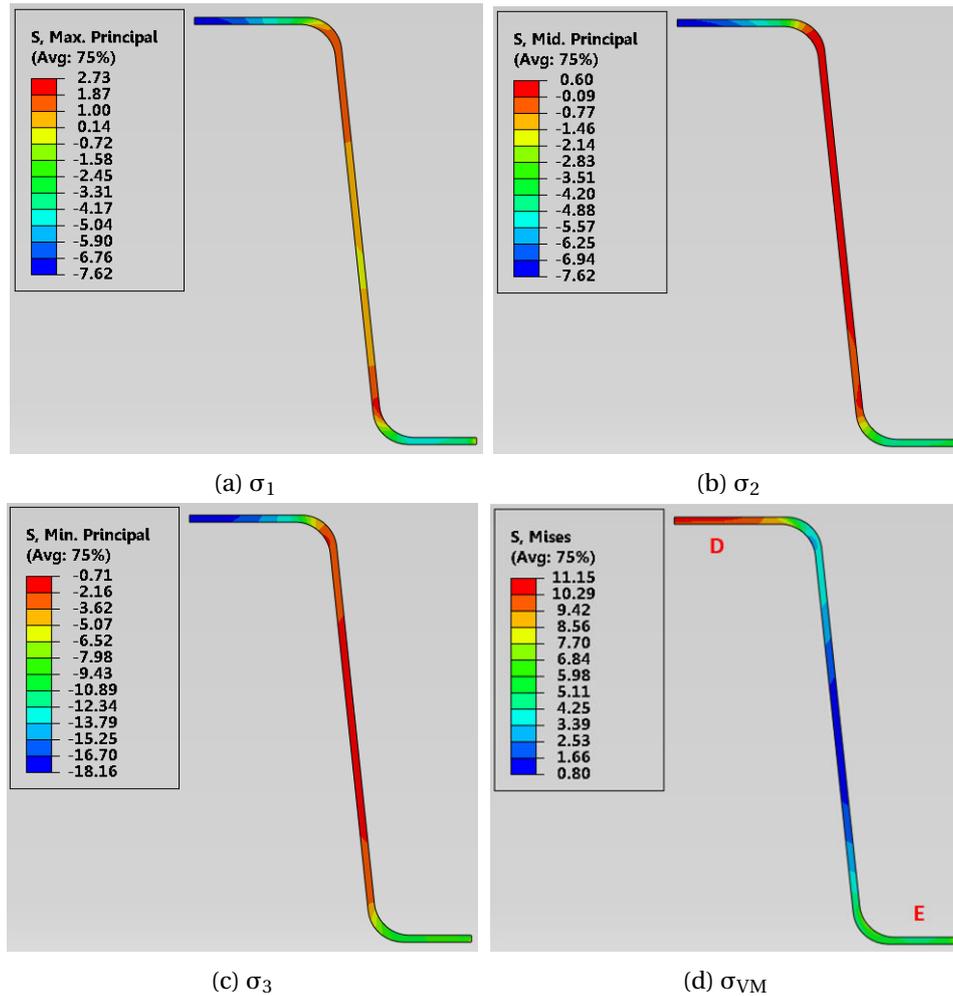


FIGURE 2.4 – Champs des contraintes dans le joint de scellement (MPa) - configuration de référence

Compte tenu de son confinement au sein de l'assemblage, la couche de scellement est majoritairement sollicitée en compression (cf. contraintes principales, figures 2.4a, 2.4b et 2.4c). Les contraintes de traction sont faibles, inférieures à 2.7 MPa et localisées au niveau de la paroi latérale du joint. Ces valeurs sont faibles en comparaison à la résistance en traction des matériaux de scellement (≈ 100 MPa [MOKMO96]). Néanmoins, un défaut d'adhérence entre le joint et la prothèse ou entre le joint et la préparation pourrait favoriser le décollement de la restauration [AKA⁺18].

Une zone de forte concentration de contraintes de compression est observée dans le joint sous la zone de chargement, la contrainte y atteint -18.2 MPa au niveau de l'axe. Il peut ainsi être considéré que le transfert du chargement mécanique vers la préparation est principalement réalisé dans cette zone.

La répartition de la contrainte équivalente de Von Mises est décrite en figures 2.4d et 2.5. Deux zones plus fortement sollicitées sont observées, l'une au droit de la charge D (11.1 MPa), l'autre

au niveau de la surface libre du joint appelée “ligne cervicale” E (10.9 MPa). Dans cette seconde zone, les propriétés mécaniques du matériau de scellement peuvent être affectée par la chimie de l’environnement buccal.

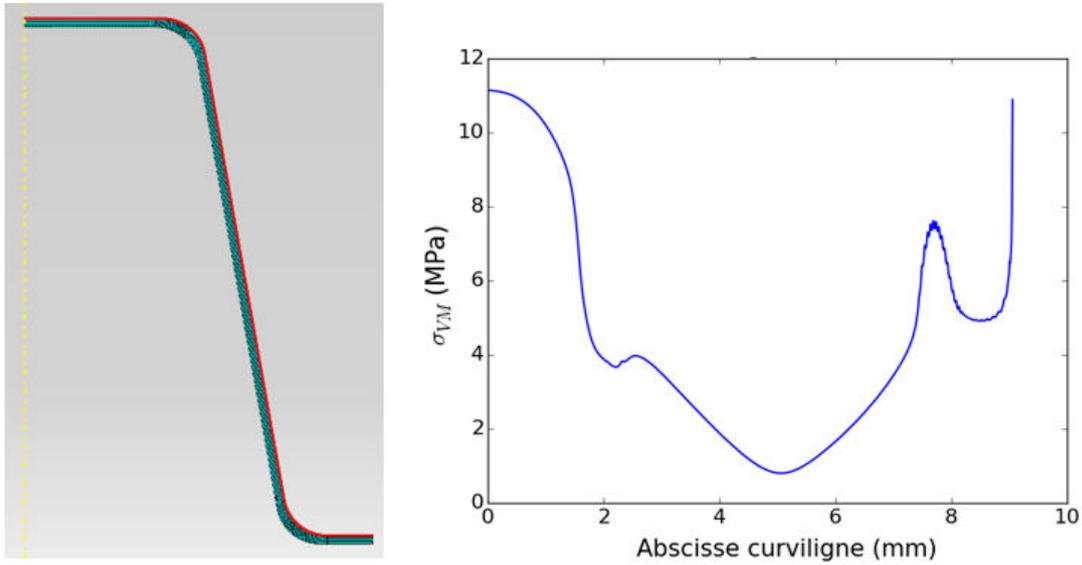


FIGURE 2.5 – Évolution des contraintes σ_{VM} le long de l’abscisse curviligne dans le joint de scellement - configuration de référence

État de contraintes dans la préparation dentaire

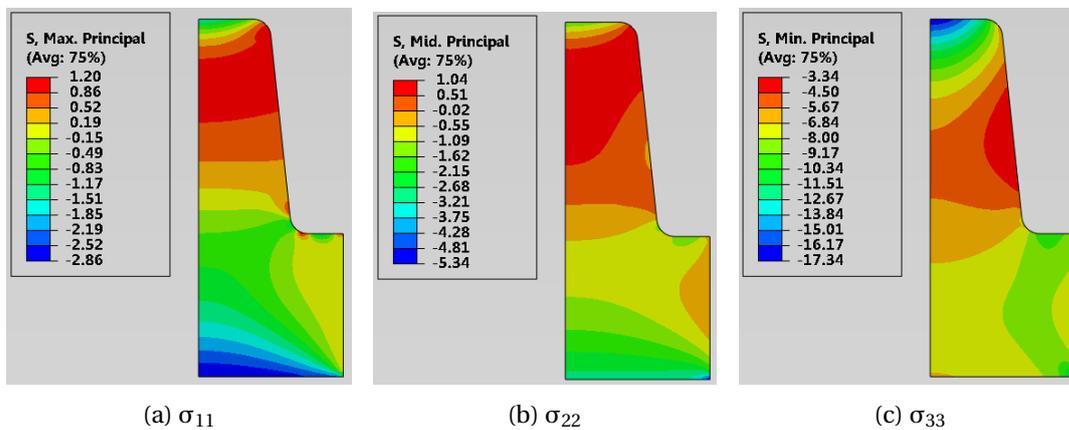


FIGURE 2.6 – Champs des contraintes principales dans la préparation (MPa)

La préparation dentaire est relativement peu sollicitée par rapport aux autres parties de l’assemblage. Les contraintes de traction ne dépassant pas les 1.2 MPa (voir figures 2.6a et 2.6b) (la résistance en traction de la dentine étant de l’ordre de 150 MPa). Elle est également majoritairement soumise à des contraintes de compression, avec des contraintes atteignant -17.3 MPa (figure 2.6c). Cette valeur est nettement en dessous de la résistance en compression de la dentine qui est de l’ordre de 300 MPa. Étant donné le faible niveau de sollicitation de la préparation, l’influence des

différents paramètres sur son état mécanique n'a pas été étudiée.

2.2 Sensibilité aux paramètres matériaux

2.2.1 Influence du module de Young du matériau de scellement

Dans cette étude, le module de Young du matériau de scellement est le paramètre variable (ce paramètre était fixé à 5 GPa dans la configuration de référence, tableau 2.1). Dans la mesure où le joint transmet le chargement vers la préparation, le module de Young qui est plus faible que celui de la prothèse (≈ 80 GPa) a une incidence sur l'état de contraintes dans la prothèse, c'est pourquoi cette analyse a été réalisée.

Dix valeurs comprises entre 2.5 et 16 GPa avec un pas de 1.5 GPa sont considérées. Cette plage de rigidité couvre des résines composites renforcées par différents type de charges. Les résines composites de faibles module de Young (inférieur à 6 GPa) correspondent à des renforts de type "microfill" (40-50 nm), les modules de Young compris entre 8 et 12 GPa correspondent à des renforts de type "minifill" (mélange de renforts 0.6 – 1 μm et 40 nm) ou "nanofill" (5 à 100 nm) tandis que les composites "midifill" présentent généralement un module de Young plus élevé [Fer11].

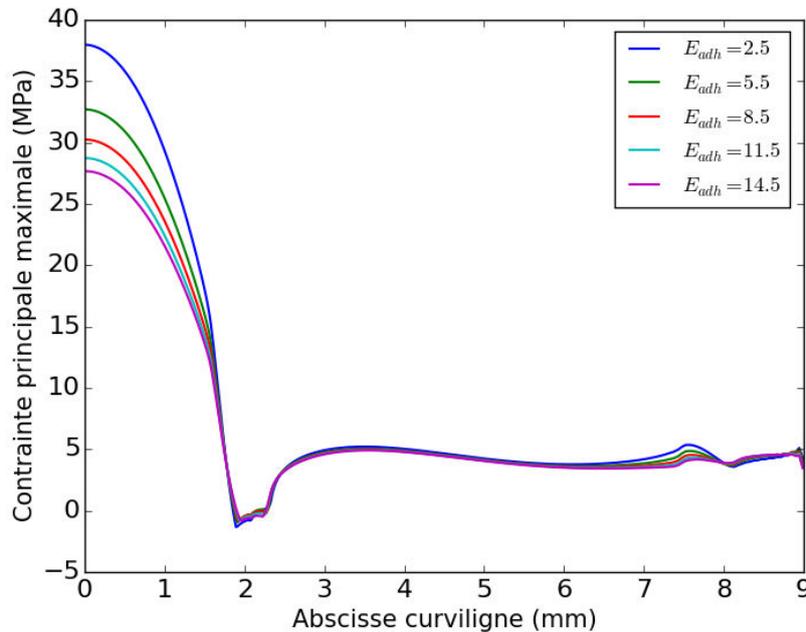


FIGURE 2.7 – Première contrainte principale σ_1 en fonction de l'abscisse curviligne dans la prothèse - paramètre : module de Young du matériau de scellement (GPa)

L'évolution de la première contrainte principale σ_1 au sein de la prothèse le long de l'interface est présentée en figure 2.7 pour cinq valeurs de module de Young. L'emploi d'un matériau de scel-

lement de faible rigidité augmente sensiblement l'intensité des contraintes mécaniques au niveau de la zone sollicitée en traction biaxiale. En revanche, l'intensité de σ_1 reste quasiment inchangée dans le reste de l'interface où la prothèse est moins sollicitée. Il est ainsi constaté que l'emploi d'un matériau présentant une forte rigidité élastique permet de limiter la flexion biaxiale observée dans l'analyse de la configuration de référence, et donc de minimiser les contraintes de traction au sein de la prothèse.

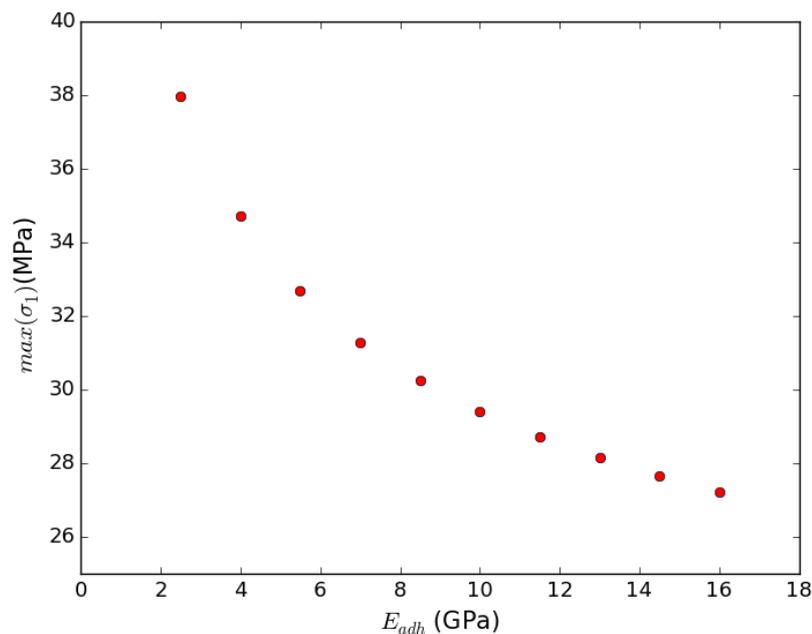


FIGURE 2.8 – Évolution de $max(\sigma_1)$ dans la prothèse - paramètre : module de Young du matériau de scellement (GPa)

La figure 2.8 présente l'évolution de la valeur de la contrainte de traction la plus élevée $max(\sigma_1)$ au sein de la céramique pour toutes les configurations considérées. Compte tenu de notre plage d'étude cette valeur varie entre 27.2 et 38.0 MPa, ce qui correspond à des écarts de -18.3% et +14.0% par rapport à la configuration de référence. Le module de Young du matériau de scellement influe donc de manière non-négligeable sur la tenue mécanique de la prothèse.

2.2.2 Influence du module de Young pour différents matériaux prothétiques

Dans cette seconde étude, onze céramiques employées dans le cadre de la mise en place de restaurations prothétiques de type couronne ont été considérées. Les valeurs utilisées dans les modélisations sont issues des travaux de Guazzato et al. [GARS04a, GARS04b], Lawson et al. [LBB16] et Goujat et al. [GAC⁺18]. Dans ces études, les propriétés des matériaux ont été identifiées par des essais de flexion trois points réalisés dans des conditions similaires. Leurs propriétés méca-

niques sont répertoriées en annexe A. Trois céramiques hybrides, cinq vitrocéramiques et trois céramiques à base de zircone ou d'alumine ont été considérées, la plage de variation du module de Young pour ces matériaux s'étalant de 14.1 GPa à 260 GPa. Afin de pouvoir d'une part comparer les différentes céramiques entre elles, et d'autre part étudier l'impact du choix de la céramique sur l'état de sollicitation du composite, l'étude de la structure prothétique et celle du joint de scellement ont été distinguées.

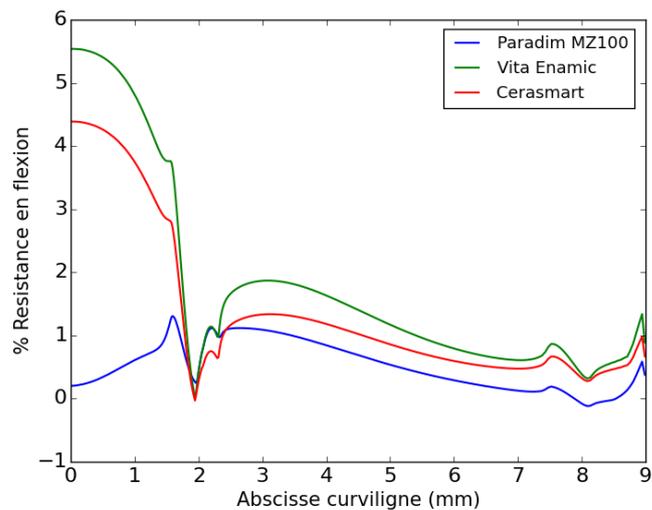
État mécanique de la prothèse

Pour faciliter la comparaison des matériaux céramiques, les contraintes relevées à l'interface ont été exprimées en pourcentage de la limite élastique du matériau. En effet, plus le module de Young du matériau est élevé, plus les contraintes mécaniques développées sont élevées, mais la limite d'élasticité l'est également. Il est donc intéressant de comparer ces contraintes à la limite acceptable par le matériau considéré. Les résultats sont présentés en figure 2.9 par types de céramique (hybride, vitrocéramique ou à base de zircone/alumine).

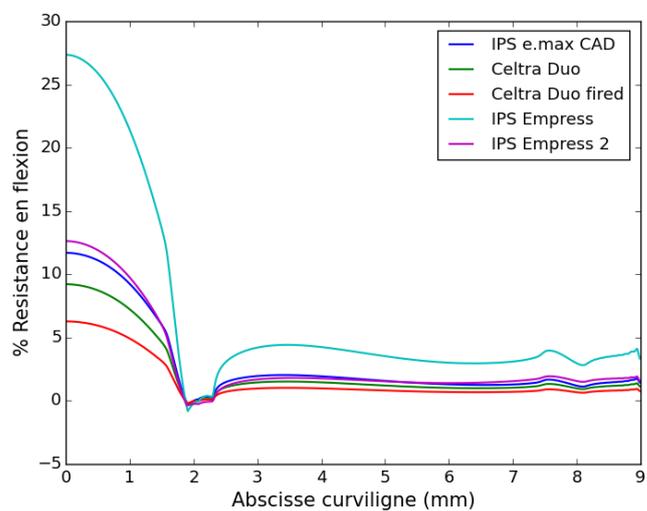
Les modules de Young des céramiques hybrides sont relativement faibles, respectivement 14.1, 23.3 et 25 GPa pour le Paradigm MZ100, le Vita Enamic et le Cerasmart. Cette faible rigidité élastique minimise l'intensité des contraintes mécaniques au sein de la prothèse. Ces matériaux sont donc relativement peu sollicités par rapport aux contraintes mécaniques qu'ils peuvent admettre (figure 2.9a). Ces matériaux possèdent cependant des propriétés mécaniques assez éloignées de l'émail sain. Ils sont plus souples et présentent une faible dureté (cf annexe A) ce qui est préjudiciable pour la tenue mécanique en présence de charges très localisées. Si l'on étudie spécifiquement le matériau Paradigm MZ100, il est constaté que celui-ci est tellement peu rigide, que l'aspect du champ des contraintes en est modifié, les déformations dans l'assemblage ayant principalement lieu dans la céramique, et non dans le matériau de scellement.

Parmi les matériaux céramiques étudiés, les vitrocéramiques possèdent les propriétés mécaniques les plus proches de celles de l'émail sain, et respectent de ce fait le mieux le cahier des charges d'un matériau de restauration (cf annexe A). Il ressort de l'étude comparative (figure 2.9b) que le Celtra Duo recuit (application d'un traitement thermique post-usinage) présente le couple de propriétés rigidité-résistance optimal. En omettant le matériau IPS Empress qui n'est plus employé de nos jours, les vitrocéramiques testées développent des contraintes comprises entre 6.27 et 12.62 % de leur limite élastique.

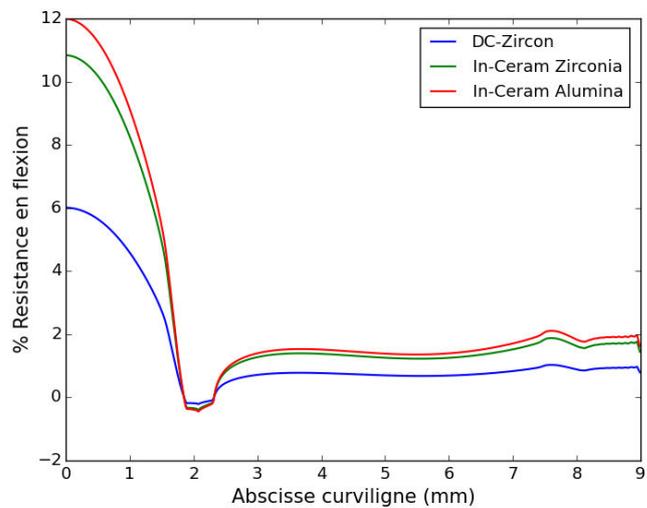
Les céramiques à base de zircone ou d'alumine ont une résistance à la rupture élevée en comparaison aux autres matériaux considérés dans l'étude mais également un module de Young élevé.



(a) Céramique hybrides



(b) Vitrocéramiques



(c) Zircone/alumine

FIGURE 2.9 – Contraintes σ_1 en fonction de l'abscisse curviligne dans la prothèse - paramètre : module de Young du matériau prothétique

En conséquence, les contraintes développées au sein du matériau lors de l'application d'un chargement mécanique sont importantes. Le couplage rigidité/résistance est du même ordre de grandeur que pour les vitrocéramiques (figure 2.9). Ces matériaux ont cependant des propriétés mécaniques assez éloignées de l'émail sain (la rigidité et la dureté sont plus importantes) et ce sont de plus des matériaux opaques ne présentant pas de bonnes propriétés esthétiques. En général, l'emploi de ces matériaux est combiné avec l'application d'une céramique de vernissage pour s'affranchir de ce problème. Ce type d'assemblage est alors sujet à d'autres mécanismes de rupture non exposés dans ce manuscrit.

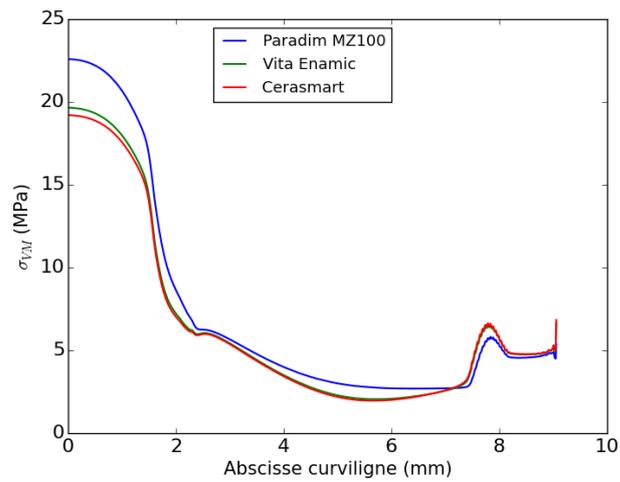
État de contrainte dans le joint de scellement

Intéressons-nous maintenant à l'influence du choix de la céramique sur l'état de contraintes au sein de la couche de scellement. L'évolution de la contrainte équivalente de von Mises σ_{VM} le long de l'abscisse curviligne de l'interface est présenté en figure 2.10.

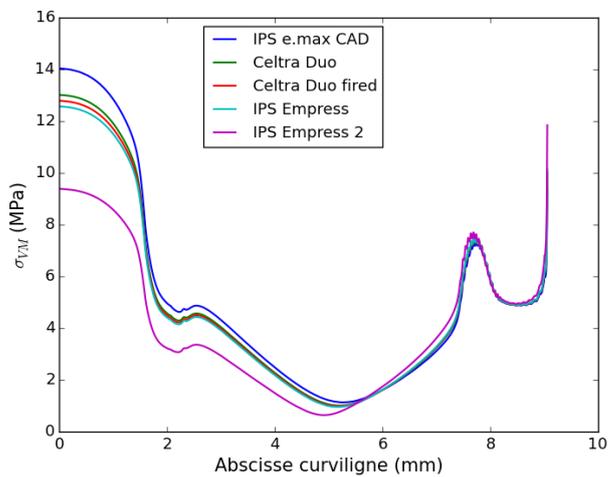
Il ressort de l'analyse des différentes courbes que l'intensité des contraintes au sein du joint de scellement est fortement dépendante du matériau prothétique considéré. Pour les céramiques hybrides, les contraintes les plus élevées se situent au niveau de la zone de chargement (figure 2.10a). Elles sont comprises entre 19.2 et 22.5 MPa. Pour les vitrocéramiques deux zones fortement sollicitées sont distinguées, l'une en dessous du chargement et l'autre au niveau de la ligne cervicale 2.10b. Ces contraintes étant comprises respectivement entre 9.4 et 14.0 MPa pour la zone centrale et entre 9.4 et 11.8 MPa pour la ligne cervicale. Pour les matériaux à base de zircone/alumine, le joint de scellement est peu sollicité sous le chargement, mais présente de fortes contraintes au niveau de la ligne cervicale, où la contrainte équivalente de von Mises est comprise entre 14.1 et 14.6 GPa (figure 2.10c).

Il est possible de constater une corrélation entre les contraintes sous la zone de chargement et le module de Young du matériau considérée (figure 2.11). La contrainte dans le joint de scellement en droit du chargement semblant être minimisée pour un matériau prothétique présentant un module de Young proche de 100 GPa.

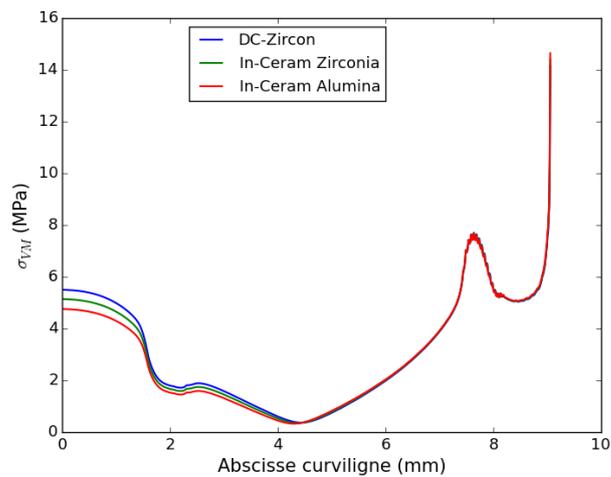
Compte tenu de la variabilité des matériaux prothétiques disponibles, le choix de la céramique employée par le praticien a donc un impact non négligeable sur l'état mécanique du joint de scellement. Une céramique relativement souple transmettra principalement les efforts de mastication en droit du chargement et laissera la ligne cervicale peu sollicitée. À l'inverse, une céramique relativement rigide transmettra principalement les efforts au niveau de la ligne cervicale. Compte-tenu du manque de connaissance concernant l'origine des décollements prothétiques observés



(a) Céramique hybrides



(b) Vitrocéramiques



(c) Zirconie/alumine

FIGURE 2.10 – Contraintes σ_{VM} en fonction de l'abscisse curviligne dans le joint de scellement - paramètre : module de Young du matériau prothétique

cliniquement, il est difficile de conclure sur l'influence du choix de la céramique sur ce phénomène.

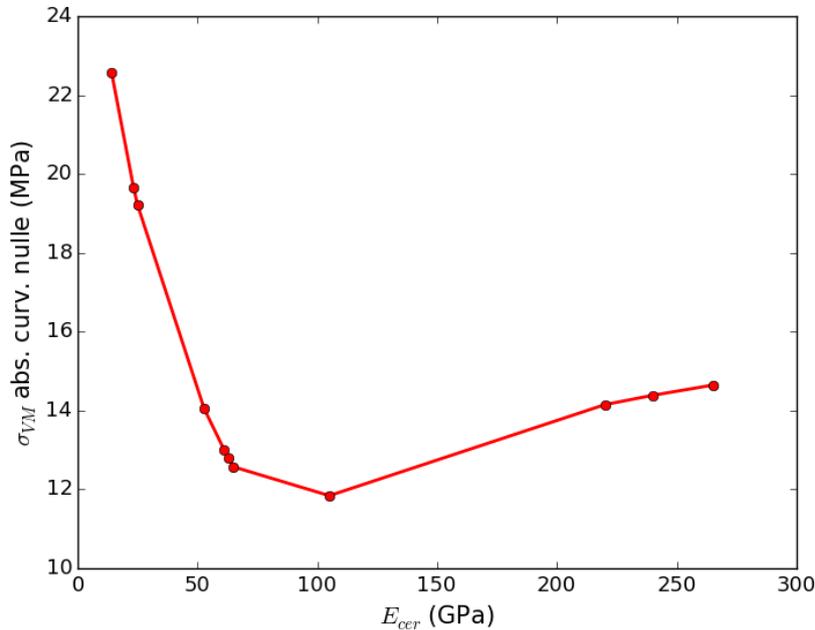


FIGURE 2.11 – Évolution de σ_{VM} dans le joint de scellement à l'abscisse curviligne nulle - paramètre : module de Young de la céramique

2.3 Sensibilité aux paramètres géométriques

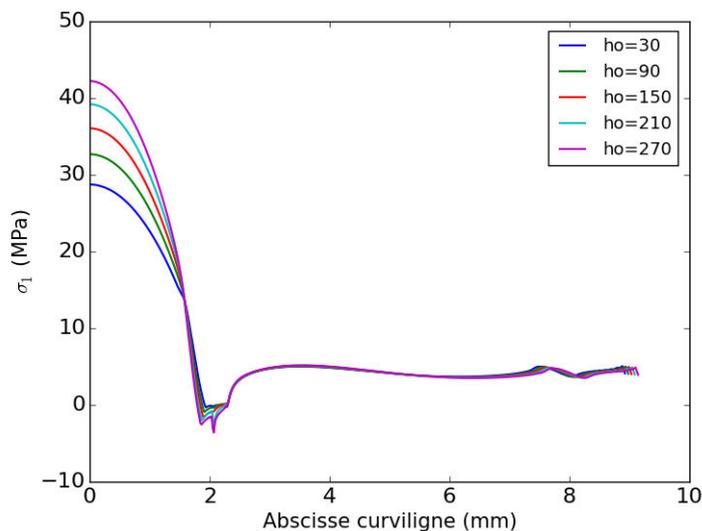
Dans cette section, l'influence du dimensionnement géométrique de l'assemblage est étudiée. Il est à noter que ces paramètres sont moins aisément maîtrisables par le praticien que le choix des matériaux. En effet, un contrôle précis de la préparation est difficile à obtenir, et les méthodes de dimensionnement de la restauration et plus précisément de l'intrados prothétique font l'objet d'une grande variabilité suivant la solution CFAO commerciale utilisée.

2.3.1 Influence du dimensionnement de l'intrados prothétique

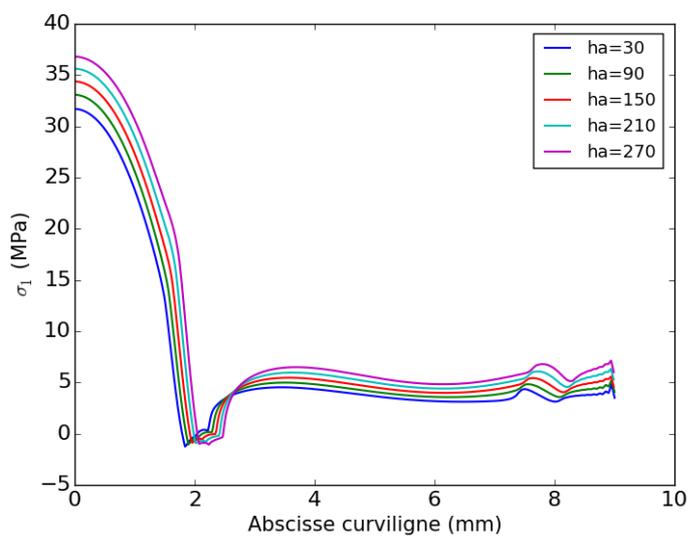
Deux paramètres géométriques ont été considérés dans cette étude, à savoir le hiatus occlusal h_o et le hiatus axial h_a (cf. figure 2.1b). Ils permettent de définir l'intrados prothétique et conditionnent par conséquent les épaisseurs de la couche de scellement. La géométrie du contour de l'extrados étant fixée, une augmentation des hiatus entraîne une diminution de l'épaisseur de la céramique. En pratique, ce dimensionnement des hiatus est réalisé librement par le prothésiste dans le cadre de la conception de la restauration. Pour chaque paramètre, des simulations ont été effectuées pour dix valeurs comprises entre 30 et 300 μm (dans la configuration de référence les

deux hiatus sont fixés à 100 μm). De la même manière que dans l'étude précédente, les états de contraintes de la prothèse et du joint de scellement ont été analysés séparément.

État de contrainte dans la prothèse



(a) hiatus occlusal (h_o)



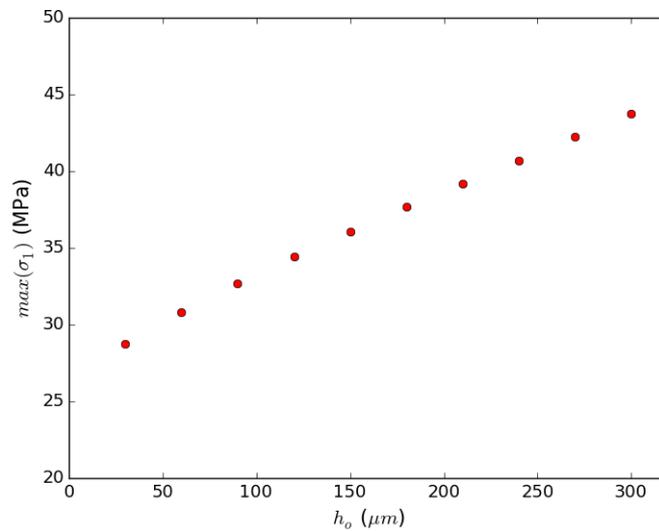
(b) hiatus axial (h_a)

FIGURE 2.12 – Contraintes σ_1 en fonction de l'abscisse curviligne dans la prothèse - paramètres : hiatus (μm)

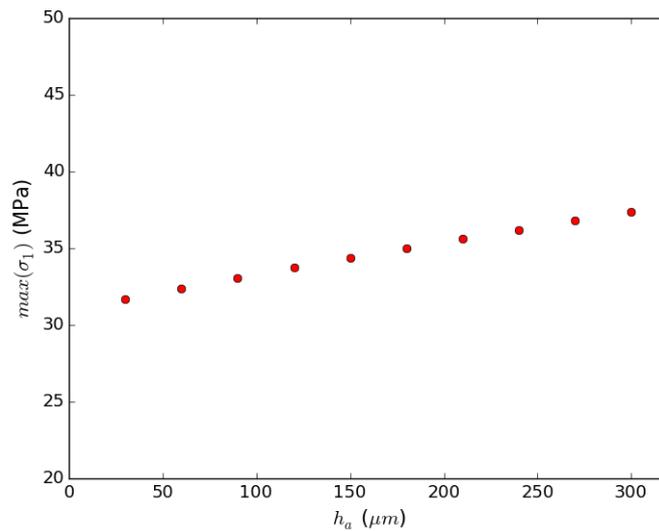
Les figures 2.12a et 2.12b présentent l'évolution de la première contrainte principale σ_1 au sein de la prothèse le long de l'abscisse curviligne de l'interface pour différents paramétrages. Ces résultats mettent en évidence une augmentation de σ_1 avec h_o et h_a . En considérant les variations du hiatus occlusal, les écarts entre les modèles sont principalement localisés au niveau de la zone A sollicitée sous le chargement (figure 2.2a). Pour le hiatus axial, les écarts entre les modèles sont

localisés au niveau de la zone de chargement ainsi qu’au niveau de la ligne cervicale. De légers décalages sont également observés entre les courbes, ils sont liés à la non constance de l’abscisse curviligne totale entre les différents modèles.

Les figures 2.13a et 2.13b présentent l’évolution du maximum de la première contrainte principale $max(\sigma_1)$ dans la prothèse en fonction de chacun des paramètres. La valeur $max(\sigma_1)$ évolue de manière croissante et est quasi-linéaire en fonction de h_o et de h_a . L’état mécanique au niveau de l’interface céramique/composite semble donc être particulièrement sensible aux variations du hiatus occlusal, l’épaisseur de la prothèse variant avec ce paramètre.



(a) hiatus occlusal (h_o)



(b) hiatus axial (h_a)

FIGURE 2.13 – Évolution de $max(\sigma_1)$ dans la prothèse - paramètres : hiatus (μm)

Sur la plage de variation du hiatus occlusal, la contrainte maximale au sein de la prothèse varie

entre 28.7 et 43.8 MPa, ce qui correspond à des écarts respectifs de -13.8 % et +31.5 % par rapport à la configuration de référence. Pour le hiatus axial, la contrainte maximale au sein de la prothèse varie entre 31.7 et 37.4 MPa ce qui correspond à des écarts respectifs de -4.8 % et +12.3 % par rapport à la configuration de référence. L'augmentation de la contrainte σ_1 avec l'augmentation des épaisseurs h_o et h_a est cohérente avec l'étude précédente considérant une diminution du module de Young du matériau de scellement. Dans les deux cas la rigidité globale du joint diminue. Sa réaction sur la base de la prothèse est plus faible et de ce fait la flexion biaxiale dans la prothèse devient plus importante.

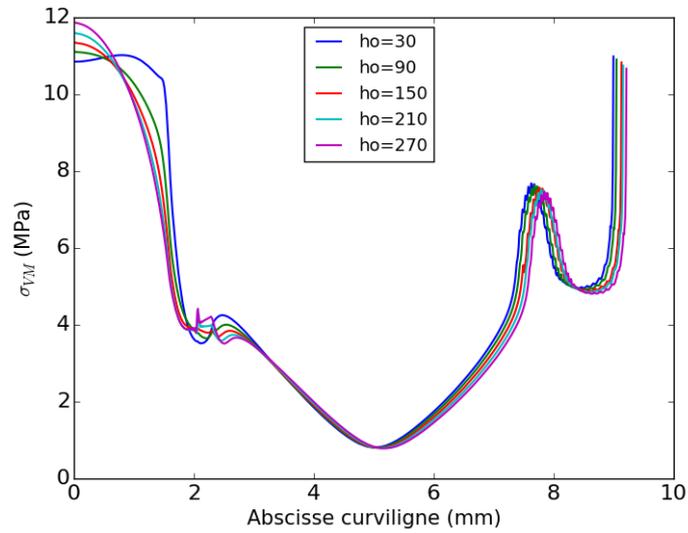
Le dimensionnement des hiatus semble donc revêtir une importance significative pour la tenue mécanique de la restauration et il semble donc pertinent de considérer de telles optimisations de forme pour des prothèses réelles. Dans l'assemblage simplifié étudié, compte tenu de la symétrie radiale le hiatus occlusal possède une importance plus grande que celle du hiatus axial. Cette tendance résulte du mode de chargement mécanique qui est imposé centré, les parois latérales de la prothèse étant de ce fait moins sollicitées. Il n'est pas certain que ces conclusions soient directement extrapolables aux configurations géométriques rencontrées dans les cas réels.

État mécanique du joint de scellement

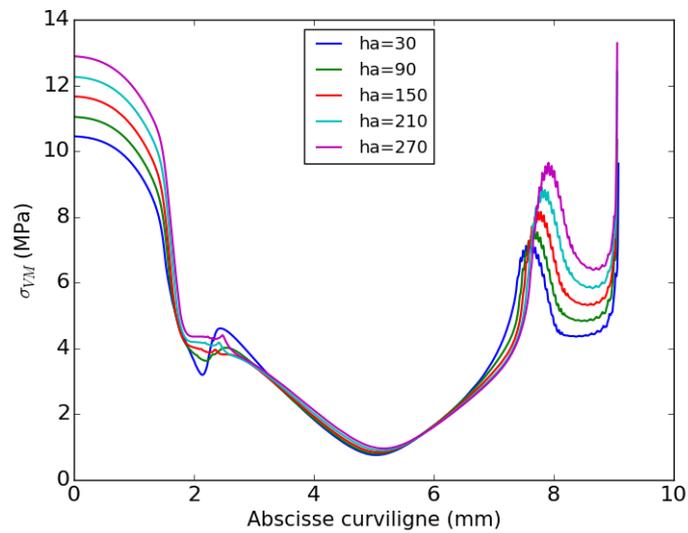
Les figures 2.14a et 2.14b présentent l'évolution de la contrainte équivalente de von Mises σ_{VM} au sein du matériau de scellement le long de l'abscisse curviligne de l'interface. Une évolution croissante de la contrainte σ_{VM} est observée avec l'augmentation des deux paramètres. En considérant les variations du hiatus occlusal, les écarts entre les modèles sont principalement localisés au niveau de la zone sollicitée sous le chargement. Pour le hiatus axial, les écarts entre les modèles sont localisés au niveau de la zone de chargement ainsi qu'au niveau de la ligne cervicale.

Sur la plage de variation du hiatus occlusal considérée, la contrainte de von Mises maximale $max(\sigma_{VM})$ au sein du joint de scellement varie entre 10.8 et 12.0 MPa, ce qui correspond à des écarts de -3.1 % et +7.6 % par rapport à la configuration de référence. Pour le hiatus axial, la contrainte au sein de la prothèse varie entre 10.5 et 13.2 MPa, ce qui correspond à des écarts de -5.8 % et 18.4 % par rapport à la configuration de référence. Les figures 2.15a et 2.15b présentent l'évolution de la contrainte maximale dans la prothèse en fonction de chacun des paramètres. Une évolution quasi-linéaire de la contrainte de von Mises maximale en fonction de h_o et de h_a est également constatée.

Il apparaît donc un double avantage de la diminution des valeurs des hiatus puisqu'ils permettent de diminuer les contraintes à la fois dans la prothèse mais également dans le joint de scel-



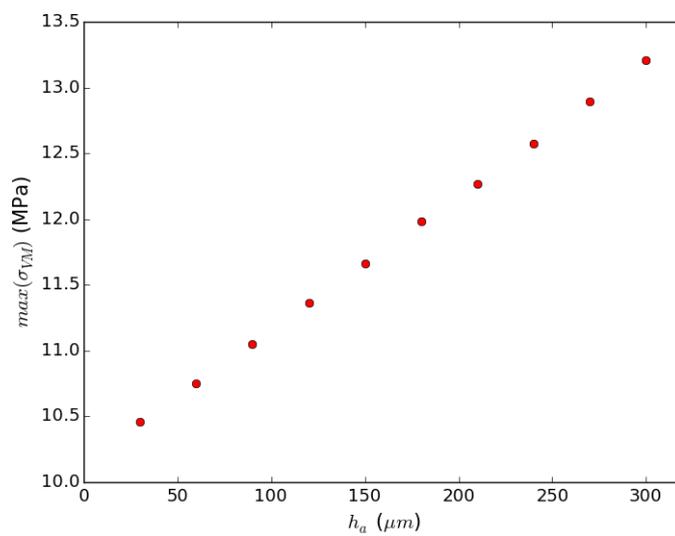
(a) hiatus occlusal (h_o)



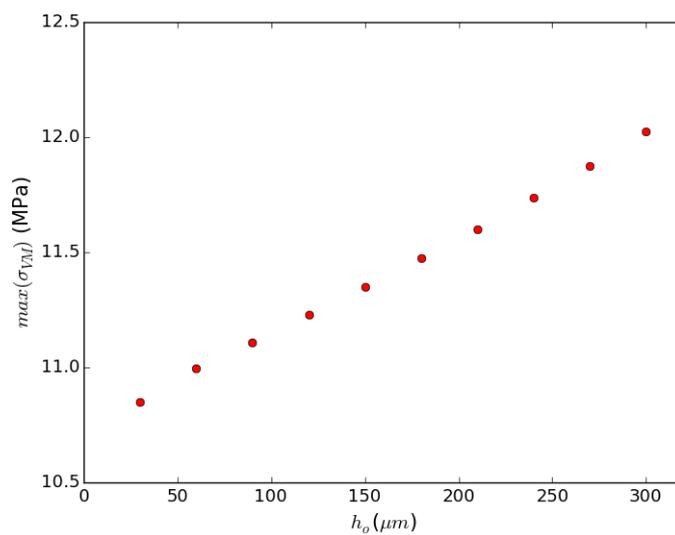
(b) hiatus axial (h_a)

FIGURE 2.14 – Contraintes σ_{VM} en fonction de l'abscisse curviligne dans le joint de scellement - paramètres : hiatus

lement. Il est à signaler que ces modélisations ne tiennent pas compte des phénomènes d'adhésion. Une diminution trop importante des épaisseurs de la couche de scellement altérerait certainement la cohésion de la prothèse à la préparation. Dans le cadre d'un dimensionnement optimisé du hiatus, il ne s'agirait donc pas de minimiser totalement l'épaisseur du joint, mais de mieux répartir ces épaisseurs pour maintenir une bonne adhésion, tout en minimisant les contraintes mécaniques au sein de l'assemblage.



(a) h_a



(b) h_o

FIGURE 2.15 – Évolution de $max(\sigma_{VM})$ dans le joint de scellement à l'abscisse curviligne nulle - paramètres : hiatus

2.3.2 Influence du dimensionnement de la préparation dentaire

Dans cette dernière étude, nous avons évalué un unique paramètre géométrique régissant la forme de la préparation dentaire, à savoir l'inclinaison angulaire α de la paroi (figure 2.1b). Dans les dispositifs de conception clinique, l'intrados prothétique est défini par extraction du contour de la préparation, l'angle interne de la paroi concave de la prothèse présente de ce fait la même inclinaison que la préparation. Ce paramètre agit donc simultanément sur les trois parties de l'assemblage, le joint de scellement étant défini comme remplissant l'espace entre la préparation et la prothèse. Six inclinaisons α , comprises entre 5 et 10° ont été considérées dans cette étude de sensibilité.

L'influence de ce paramètre sur l'état des contraintes mécaniques au sein de la prothèse de long de l'abscisse curviligne de l'interface est présentée en figure 2.16. La figure 2.17 présente l'évolution de la contrainte équivalente de von Mises au sein du matériau de scellement pour les différentes inclinaisons. Dans ces modélisations, les variations de l'angle α n'ont pas introduit de différences significatives dans les champs des contraintes de la prothèse et du joint de scellement au voisinage de l'interface. Ces résultats semblent être en contradiction avec les études expérimentales et numériques de la littérature qui témoignent d'une diminution des contraintes avec une diminution de l'angle [SS12, ZSR⁺16]. Cette différence peut se justifier par le fait que dans ces études le chargement mécanique est appliqué sur la totalité de la surface occlusale. Or, ce cas de chargement reste assez éloigné de la mastication alimentaire.

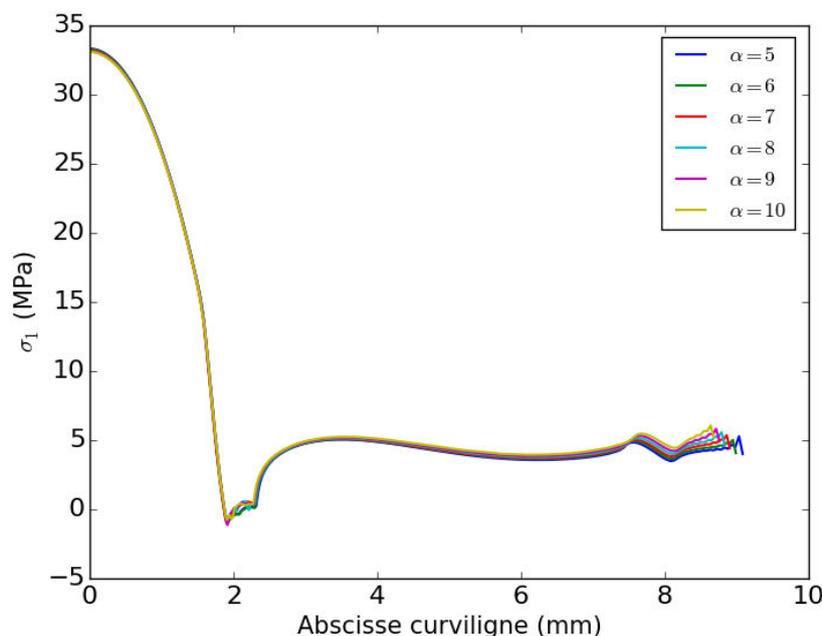


FIGURE 2.16 – Contraintes σ_1 en fonction de l'abscisse curviligne dans la prothèse - paramètre : α

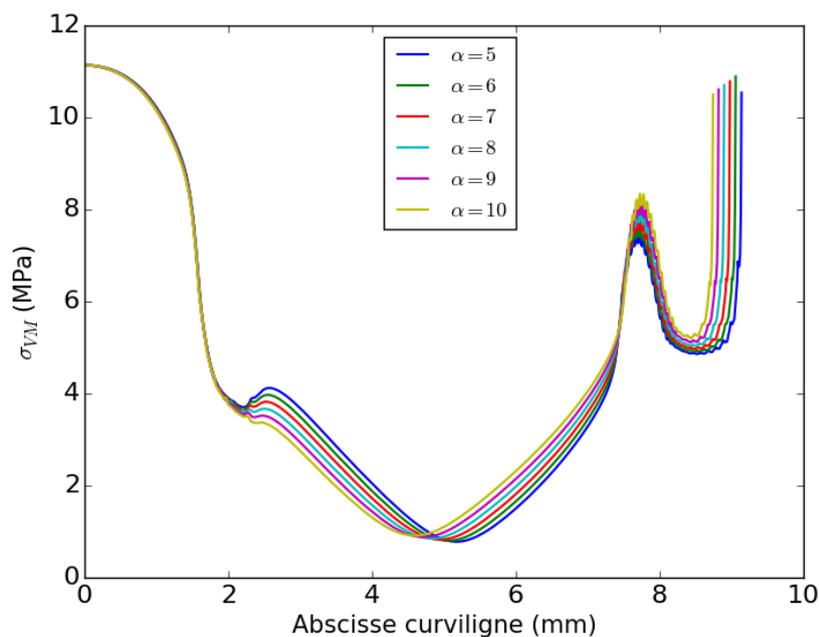


FIGURE 2.17 – Contraintes σ_{VM} en fonction de l'abscisse curviligne dans le joint de scellement - paramètre : α

2.4 Conclusions

Les études paramétriques réalisées ont permis de rendre compte de l'influence des choix de conception sur le comportement mécanique de l'assemblage prothétique dentaire simplifié. Nous distinguerons dans cette conclusion les effets de ces paramètres sur les deux pièces de l'assemblage constituant la restauration dentaire : la prothèse et le joint de scellement.

2.4.1 État mécanique de la prothèse

L'analyse mécanique du modèle éléments finis simplifié de la dent restaurée a mis en évidence la présence d'une zone sollicitée en traction biaxiale (zone A) (figure 2.2a) au voisinage de l'interface prothèse/préparation comme mentionné en section 1.5.2. Les études paramétriques ont été effectuées en suivant l'évolution des contraintes dans cette zone, d'une part car des contraintes mécaniques de bi-traction particulièrement nuisibles pour la céramique y sont localisées, et d'autre part car cette zone coïncide avec un site fréquent d'initiation de ruptures prothétiques cliniques.

L'intensité de la valeur de la première contrainte principale σ_1 dans cette zone A est fortement dépendante du dimensionnement de l'intrados et de la rigidité du matériau de scellement employé. Les plages variationnelles des paramètres admises dans ces études fournissent les écarts d'intensité de contrainte suivants, en rapport à la configuration de référence :

- rigidité du composite -18.3 % à + 14.4 %
- hiatus occlusal : -13.8 % à +31.5 %
- hiatus axial : -4.8 % à + 12.3 %

Il ressort de nos analyses qu'un module de Young élevé pour le composite de scellement, et un hiatus occlusal faible peuvent sensiblement diminuer les contraintes mécaniques au sein de la prothèse. Des études réalisant le suivi expérimental du chargement à rupture pour différentes épaisseurs du joint et pour différentes rigidités du matériau de scellement aboutissent à des conclusions similaires [KMKL03, DD03]. Un dimensionnement approprié de ces deux paramètres permettrait donc d'optimiser la tenue mécanique de la prothèse, indépendamment du choix du matériau de restauration. En minimisant l'intensité des contraintes dans la prothèse au niveau de l'interface pour chaque application d'un chargement mécanique, il est possible de réduire le risque de rupture par fatigue et donc d'améliorer la longévité des dispositifs prothétiques. Ces résultats sont cependant à contextualiser dans le cadre applicatif réel de la dent restaurée, celle-ci étant soumise à des chargements masticatoire quasi-cycliques et plus complexes que celui adopté dans nos études.

L'étude comparative effectuée sur le choix de la céramique de restauration a permis d'identifier les vitrocéramiques comme étant des matériaux particulièrement appropriés dans le cadre de la réalisation des restaurations prothétiques. En effet, ces matériaux présentent des propriétés mécaniques d'élasticité, de dureté et de résistance à la rupture proches de celles de l'émail dentaire. Il a également constaté que l'utilisation de ces matériaux génère des contraintes mécaniques relativement faibles en regard de leur résistance. C'est notamment le cas pour le matériau Celtra Duo, qui doit ses bonnes propriétés mécaniques à la présence de renfort à base de zircone insérés dans une matrice de disilicate de lithium.

Le comportement en fatigue de ces différents matériaux a cependant été omis dans le cadre de cette étude par manque de données expérimentales et par la nécessité d'introduire une loi d'évolution non-linéaire pour traiter le problème de propagation de fissures. Il serait ainsi pertinent de prolonger ces investigations, en considérant le comportement en fatigue des céramiques employées en dentisterie dans une modélisation mécanique similaire.

2.4.2 État mécanique du joint de scellement

Les contraintes mécaniques au sein du joint de scellement sont également sensibles aux paramètres étudiés. L'analyse faite a principalement portée sur la jonction céramique/composite,

qui est identifiée comme étant d'une part la jonction la plus à même de se décoller [HRKS08] et d'autre part, la jonction dont la dégradation est le plus pénalisante pour la tenue mécanique de la prothèse [CRKS07].

L'état de sollicitation du joint de scellement est très fortement dépendant de la rigidité élastique du substrat céramique. La prothèse sollicite moins la couche sous-jacente (et vice-versa) si celle-ci est relativement rigide. En conséquence, l'emploi d'une céramique hybride (faible rigidité) a pour effet d'augmenter significativement les contraintes mécaniques au sein du matériau de scellement, pouvant ainsi mener à une détérioration prématurée.

La partie du joint de scellement en contact avec la ligne cervicale de la prothèse est soumise à des contraintes mécaniques importantes. Ces contraintes sont liées à la singularité géométrique que forme l'angle droit de la prothèse simplifiée sur cette arrête. En pratique, les bordures de couronne présentent un arrondi dû au passage de l'outil d'usinage lors de la fabrication de la prothèse, il est donc possible que ces contraintes soient surestimées. Une partie du chargement de mastication est toutefois transmise au niveau de cette ligne cervicale. Étant donné l'exposition du composite à l'environnement buccal au niveau de cette surface libre, il est envisageable que le matériau puisse subir des dégradations localisées à cet endroit.

D'autres développements sont nécessaires pour améliorer la modélisation mécanique proposée dans ce chapitre. Notamment, la réponse viscoélastique du matériau de scellement n'a pas été prise en compte. Les sollicitations thermiques rencontrées par la dent restaurée lors de l'alimentation, peuvent également conférer au matériau une certaine viscosité ou introduire des déformations thermiques modifiant certainement l'état de contraintes dans les différentes parties de l'assemblage. Une simulation thermomécanique pourrait ainsi fournir des résultats supplémentaires pertinents. Il est également important de noter que compte tenu des dimensions des charges céramiques présentes dans le matériau composite et de la taille des éléments finis employés pour sa modélisation (10 μm), la notion de VER (Volume Elementaire Représentatif) n'est pas toujours respectée. Une implémentation du comportement mécanique de ce matériau de type multi-échelle est donc souhaitable pour rendre compte d'un comportement plus réaliste du matériau de scellement.

Dans le chapitre suivant, des observations sont réalisées sur cette couche afin d'étudier la répartition réelle du joint suite à la pose d'une couronne prothétique.

2.5 Références

- [AKA⁺18] Ali Alrahlah, Rawaiz Khan, Khalid Alotaibi, Ziad Almutawa, H. Fouad, Mohamed Elsharawy, and Nikolaos Silikas. Simultaneous Evaluation of Creep Deformation and Recovery of Bulk-Fill Dental Composites Immersed in Food-Simulating Liquids. *Materials (Basel, Switzerland)*, 11(7), July 2018. 55
- [Chi14] Norman Chiche. Protocole d'évaluation du joint dento-prothétique(hiatus), par micro-ct. Master's thesis, Université Paris 13, 2014. 51
- [CRKS07] Nancy L. Clelland, Adriana Ramirez, Noriko Katsube, and Robert R. Seghi. Influence of bond quality on failure load of leucite- and lithia disilicate-based ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(1) :18–24, January 2007. 72
- [Das11] Sytème Dassault. Abaqus documentation, Jun 2011. Online; accessed 3. Dec. 2018. 51
- [DD03] X. D. Dong and B. W. Darvell. Stress distribution and failure mode of dental ceramic structures under Hertzian indentation. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 19(6) :542–551, September 2003. 71
- [Fer11] Jack L. Ferracane. Resin composite—State of the art. *Dental Materials*, 27(1) :29–38, January 2011. 57
- [GAC⁺18] Alexis Goujat, Hazem Abouelleil, Pierre Colon, Christophe Jeannin, Nelly Pradelle, Dominique Seux, and Brigitte Grosogeat. Mechanical properties and internal fit of 4 cad-cam block materials. *The journal of Prosthetic Dentistry*, 119 :384–389, March 2018. 58
- [GARS04a] Massimiliano Guazzato, Mohammad Albakry, Simon P Ringer, and Michael V Swain. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental Materials*, 20(5) :441–448, June 2004. 58
- [GARS04b] Massimiliano Guazzato, Mohammad Albakry, Simon P Ringer, and Michael V Swain. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 20 :449–456, June 2004. 58

- [HRKS08] Alfredo I. Hernandez, Thasanai Roongruangphol, Noriko Katsube, and Robert R. Seghi. Residual interface tensile strength of ceramic bonded to dentin after cyclic loading and aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(3) :209–217, March 2008. [72](#)
- [KMKL03] Jong Ho Kim, Pedro Miranda, Do Kyung Kim, and Brian R. Lawn. Effect of an adhesive interlayer on the fracture of a brittle coating on a supporting substrate. *Journal of Materials Research*, 18(1) :222–227, January 2003. [71](#)
- [LBB16] Nathaniel C. Lawson, Ritika Bansal, and John O. Burgess. Wear, strength, modulus and hardness of cad/cam restorative materials. *Dental Materials*, 32 :e275–e283, November 2016. [58](#)
- [MOKMO96] Masashi Miyazaki, Yoshiki Oshida, B. Keith Moore, and Hideo Onose. Effect of light exposure on fracture toughness and flexural strength of light-cured composites. *Dent. Mater.*, 12(5) :328–332, Sep 1996. [55](#)
- [Shi15] Kyo Shindo. Etude mécanique de l’assemblage prothétique dentaire. Master’s thesis, Institut Supérieur de Mécanique de Paris, 2015. [51](#)
- [SS12] Tanapon Sornsuwan and Michael V. Swain. The effect of margin thickness, degree of convergence and bonding interlayer on the marginal failure of glass-simulated all-ceramic crowns. *Acta Biomaterialia*, 8(12) :4426–4437, December 2012. [69](#)
- [ZSR⁺16] Zhongpu Zhang, Tanapon Sornsuwan, Chaiky Rungsiyakull, Wei Li, Qing Li, and Michael V. Swain. Effects of design parameters on fracture resistance of glass simulated dental crowns. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 32(3) :373–384, March 2016. [69](#)

Chapitre 3

Assemblage axisymétrique : observations et analyse mécanique des défauts du joint

Au chapitre précédent, les résultats de simulations éléments finis simplifiées du comportement mécanique de l'assemblage prothétique dentaire ont été présentés. Des hypothèses fortes ont été faites sur la géométrie et le comportement de la couche de scellement. Cette couche a été considérée comme un milieu continu, ce qui implique un remplissage total du hiatus prothétique et il a été considéré que le retrait et le durcissement du composite ne génèrent pas de contraintes résiduelles. En réalité, ce matériau est introduit à l'état fluide puis durcit lors de l'opération clinique, en conséquence sa géométrie finale et son état de contraintes sont incertains. Compte-tenu de l'importance mécanique de cette couche, impliquée dans le décollement prothétique et en contact avec les sites d'initiation des fissurations cliniques, nous proposons dans ce chapitre d'investiguer plus en détail sa géométrie post-assemblage. Une méthodologie et un protocole sont proposés dans ce chapitre afin d'avoir accès à la géométrie interne de la dent restaurée. Des premières observations permettent de mettre en évidence la présence de porosités au sein du joint ainsi qu'un décollement partiel de la prothèse dont l'origine est étudiée par le biais d'une simulation numérique tenant compte de la contraction volumique du composite lors de son durcissement. Les différents défauts observés ont également fait l'objet d'une étude numérique afin d'en évaluer l'impact sur la tenue mécanique de la restauration.

Sommaire

3.1 Observation de la couche de scellement par micro-tomographie à rayons X . . .	77
3.1.1 Géométries considérées et réalisation des assemblages	77
3.1.2 Micro-tomographie à rayons X	78
3.1.3 Traitement des images	79

3.1.4	Observation de la couche de scellement	79
3.2	Modélisation numérique de la contraction volumique du composite de scellement	82
3.2.1	Évolution des propriétés physiques au cours de la polymérisation	82
3.2.2	Implémentation numérique	84
3.2.3	États de contrainte dans la prothèse	84
3.2.4	Comparaison avec l'assemblage observé	85
3.3	Impact des défauts sur la tenue statique de la prothese	87
3.3.1	Modélisations éléments finis	87
3.3.2	États de contraintes dans la restauration	88
3.3.3	Impact mécanique des défauts de la couche de scellement	89
3.4	Conclusions	90
3.5	Références	91

3.1 Observation de la couche de scellement par micro-tomographie à rayons X

Compte-tenu du confinement et des faibles épaisseurs du matériau de scellement au sein de l'assemblage, les observations ont été faites par micro-tomographie à rayons X. Nous présentons dans cette section la mise en place des échantillons à observer et le traitement d'images réalisé afin de distinguer et d'analyser les données issues du scan micro-CT. Finalement, la procédure ainsi décrite est utilisée pour caractériser les défauts de la couche de scellement d'un assemblage prothétique dentaire. Un modèle géométrique *axisymétrique* à une nouvelle fois été utilisé dans cette étude, ce qui nous permet de contrôler précisément l'insertion de la couronne lors de la pose.

3.1.1 Géométries considérées et réalisation des assemblages

Le modèle géométrique axisymétrique simplifié de la dent restaurée est constitué d'une couronne céramique, de la couche de scellement et de la préparation dentaire. Les dimensions géométriques employées dans le cadre de l'étude sont présentées en figure 3.1. Dans cette configuration, les épaisseurs du joint sont supérieures à celles considérées dans l'étude précédente (l'épaisseur maximale du joint de l'ordre de 0.5 mm au lieu de 0.3 mm).

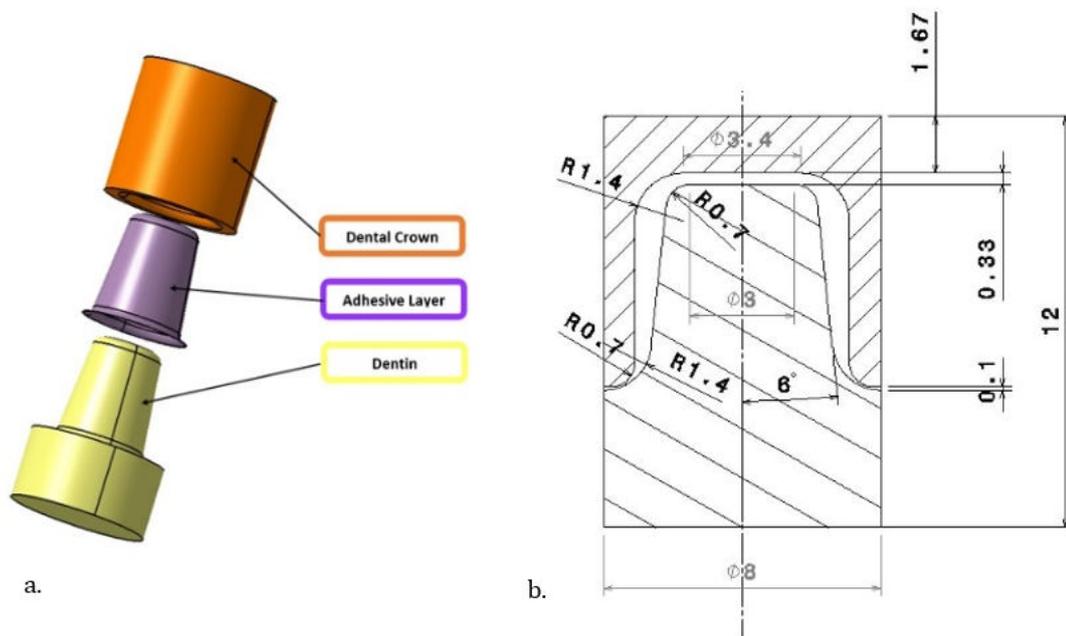


FIGURE 3.1 – a. Assemblage prothétique dentaire simplifié - b. Dimensions considérées (en mm)

Les conceptions CAO pour la préparation et la couronne ont été réalisées à l'aide du logiciel CATIA V5 (Dassault Systems, Vélizy-Villacoublay). Le logiciel a également été utilisé pour géné-

rer les instructions d'usinage (format d'usinage G-CODE). Les différentes pièces ont été usinées à l'aide d'un centre d'usinage à commande numérique spécifique à l'usinage des prothèses indirectes, la précision d'usinage étant de 15 μm d'après le fournisseur de l'équipement (Lyra Mill SA, France).

Les couronnes ont été usinées dans des blocs CAD/CAM Vita Enamic[®] (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany). Ce matériau est une céramique hybride composée d'un réseau céramique infiltré par une résine composite [DBCZ14]. Les préparations dentaires ont été réalisées avec de l'os cortical extrait d'un fémur de bœuf présentant une composition similaire à celle de la dentine (cristaux d'hydroxyapatite et fibres de collagène). Les propriétés élastiques et d'adhésion de ce tissu aux composites de scellement sont proches de celles de la dentine. Ce tissu a été choisi afin d'usiner les géométries des préparations dans des blocs pleins pour pouvoir considérer des essais mécaniques dans des travaux futurs (ce qui n'aurait pas été possible avec de la dentine, du fait de la présence de la cavité pulpaire).

Les deux pièces de l'assemblage ont ensuite été scellées en utilisant la résine composite Kerr Maxcem Elite[®] (Kerr Corporation, Orange, California, US) composée de monomère d'ester de méthacrylate et de renforts céramique. Les instructions de scellement issues de la documentation technique du composite ont été suivies. Dans un premier temps, la céramique a été mordancée par le biais d'une solution d'acide fluorhydrique puis traitée à l'aide d'une solution de silane. La préparation a été traitée avec de l'acide phosphorique. Dans un second temps, la résine composite a été injectée en excès dans l'intrados de la couronne à l'aide d'une seringue et les deux pièces ont été positionnées à l'aide d'un guide afin d'assurer la concentricité de l'assemblage. Les surfaces libres du joint ont ensuite été exposées 30 secondes aux rayonnements d'une lampe DEL photopolymérisante (Raddi Plus[®]).

3.1.2 Micro-tomographie à rayons X

La micro-tomographie à rayons X (micro-CT) est une méthode non destructive permettant la reconstruction de la structure interne d'un objet à partir de radiographies 2D obtenues sur 360° par la mesure de l'atténuation d'un faisceau de rayons X traversant l'objet [FDRD87].

Le micro-tomographe X-View X50-CT utilisé dans le cadre de l'étude est un équipement commercialisé par la société North Star Imaging Company (NSI). Il est équipé d'un tube à rayons X à double tête (réflexion et transmission) référencé Dual Head XWT-240/XC-190 et d'un détecteur plan de rayons X à écran plat Dexela NSI-7529 (3070 x 3888 pixels, 14 bits). L'assemblage prothétique dentaire a été scanné avec les paramètres suivants : tension 199 kV, intensité 48,88 μA .

1606 radiographies de l'assemblage ont été enregistrées sur une rotation de l'assemblage de 360°. Un algorithme de rétroprojection filtrée (logiciel NSI) a été utilisé pour reconstruire le volume de l'échantillon sous la forme d'une matrice tridimensionnelle de voxels (1606 pixels x 1368 pixels x 1368 pixels), chacun contenant un niveau de gris correspondant à l'atténuation des rayons X. La taille du voxel sur l'image 3D est de 8.3 µm. Des traitements additionnels proposés par le logiciel fourni par NSI ont été utilisés pour éliminer certains artefacts géométriques présents sur les images d'origines.

3.1.3 Traitement des images

Le logiciel open-source Fiji/ImageJ et son plugin BoneJ ont été utilisés pour le traitement des images et pour la mesure des entités géométriques [DKAC⁺10, SACF⁺12]. La procédure de traitement d'images est présentée sur la figure 3.2. Les images issues du micro-tomographe ont d'abord été rognées afin de centrer le domaine d'étude sur la couche de scellement de l'assemblage, puis leur netteté a été améliorée par une modification du contraste. Un algorithme de segmentation (« minimum algorithm ») a ensuite été appliqué pour binariser les images. Les défauts observés ont été mesurés à l'aide de l'algorithme « 3D Object Counter ». La reconstruction en format 3D STL a finalement été réalisée à l'aide de la fonction « isosurface » du plugin BoneJ.

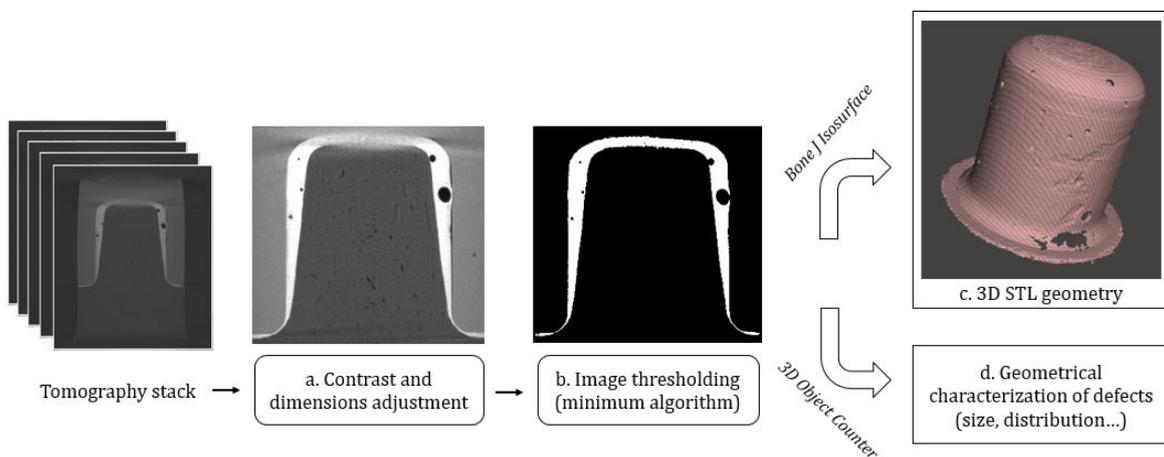


FIGURE 3.2 – Procédure de traitement des images - a. amélioration du contraste - b. segmentation des images - c. reconstruction des images (BoneJ) - d. caractérisation géométrique des défauts

3.1.4 Observation de la couche de scellement

La reconstruction 3D d'un joint de scellement est présentée sur la figure 3.3. Les géométries des imperfections observées ont été caractérisées. Deux types de défauts sont distingués dans le joint de scellement de cet assemblage : des vides sphériques assimilés à la présence de bulles

d'air (figure 3.3), et un décollement de la prothèse caractérisé par une zone vide d'épaisseur faible recouvrant une surface étendue (figure 3.4).

Observation et caractérisation des bulles d'air

Dans cet assemblage, 36 vides quasi-sphériques ont été observés avec un rayon équivalent compris entre 0.06 mm et 0.32 mm. La localisation de ces vides est variable : certains sont localisés au sein du joint de scellement, d'autres au niveau des interfaces avec la préparation ou la couronne. D'éventuels vides de volume inférieur à 10^{-3} mm^3 n'ont pas pu être détectés à cause de la résolution de l'image.

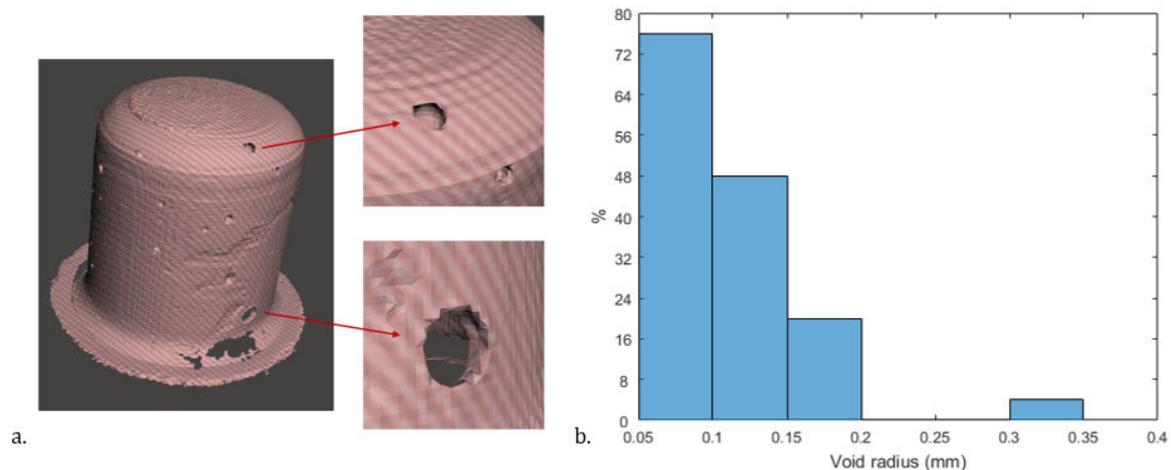


FIGURE 3.3 – a. Reconstruction surfacique de la couche de scellement - b. Répartition de la dimension caractéristique des vides

La distribution de ces défauts (figure 3.3b) montre que la plupart des vides observables ont une taille caractéristique inférieure à 100 μm (approximativement 75 % d'entre eux) cependant des défauts plus larges sont constatés (dimension maximale 320 μm). En utilisant le volume théorique de la couche de scellement, le pourcentage volumique des vides sphériques est de 5.2 %. Cette valeur est cohérente avec celles obtenues pour les résines employées en restauration directe (porosité jusqu'à 4.5 % [vDRH86]) ou pour l'obturation des canaux pulpaire [BDRSV⁺18].

Ces vides sont des bulles d'air piégées dans le matériau à l'état fluide, soit pendant le mélange de celui-ci, soit lors de la pose clinique. Certains travaux ont notamment étudié l'importance des méthodes d'insertion et de mélange sur la porosité de ces matériaux. Ils ont débouché sur une solution technique démocratisée aujourd'hui et employée dans le cadre de cette étude, consistant à réduire la teneur en vide en utilisant une unique seringue pour le conditionnement, le mélange et l'insertion du matériau [MZNS85]. Il ressort cependant de nos observations que l'emploi d'un

tel dispositif ne permet pas d'éviter totalement la présence de ces défauts.

Caractérisation de la zone de décollement

La zone décollée est localisée à l'interface entre la résine et la couronne céramique au niveau de la paroi axiale de l'intrados (figure 3.4). Elle présente un volume de $3.00 \times 10^{-3} \text{ mm}^3$ et recouvre une surface de 39.9 mm^2 , ce qui correspond à 13 % de la surface de contact théorique entre la résine et la couronne. Ce décollement représente 0.4 % du volume théorique de la couche de scellement.

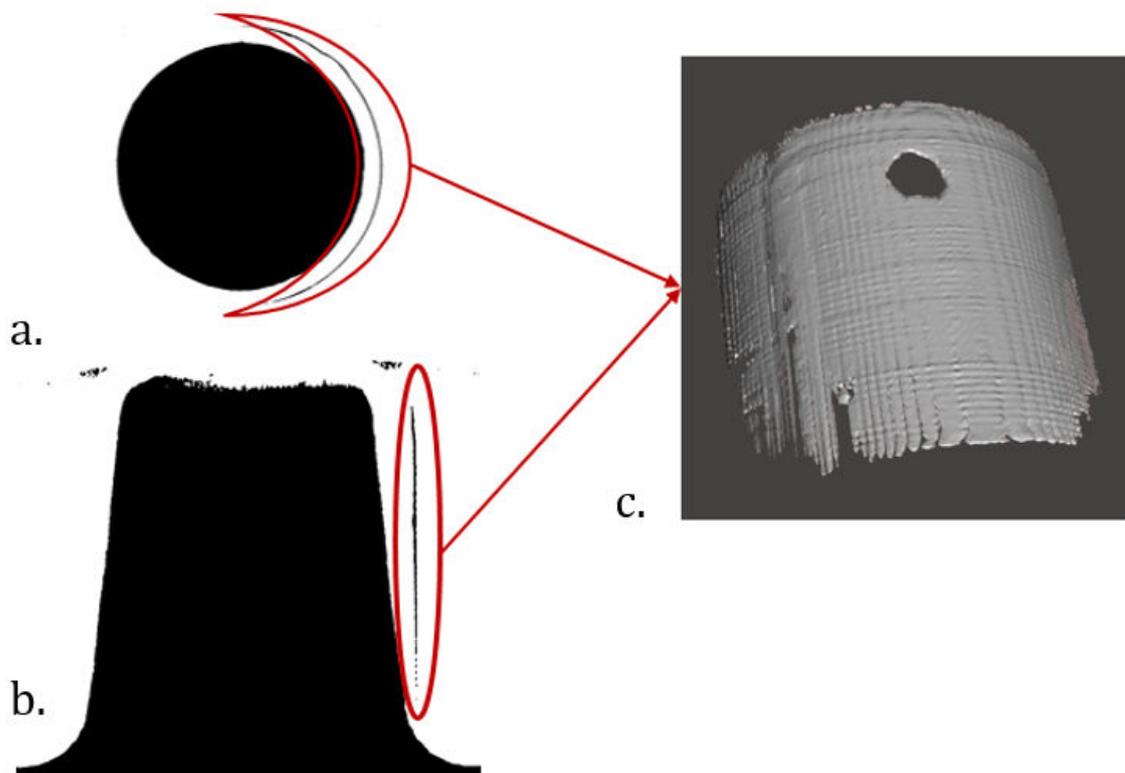


FIGURE 3.4 – Décollement prothétique - a. coupe horizontale - b. coupe verticale - c. reconstruction surfacique 3D

À notre connaissance, la littérature ne fait pas état d'observations de telles zones de décollement au sein de ce type d'assemblage. En revanche le décollement des prothèses étant l'une des principales causes d'échec de ce type de restauration, certaines études mécaniques supposent la présence d'un décollement dans le cadre de leurs analyses mécaniques [MKBH12]. Usuellement, les publications traitant d'observations tomographiques emploient plus généralement des dispositifs d'observations de moindre résolution (ex : cone beam, résolution $\approx 100 \mu\text{m}$). Il est possible que ce type de défaut n'ait pas pu être détecté [CSA⁺18]. De plus, les dimensions du joint de scellement sont légèrement surrestimées dans notre assemblage ce qui peut favoriser l'apparition d'une

telle zone (450 μm pour la zone la plus épaisse contre 100 à 350 μm dans les cas cliniques).

Ce décollement prothétique semble être causé par la polymérisation du matériau composite. En effet, la transformation des monomères présents initialement à l'état fluide en chaînes polymères s'accompagne d'une contraction volumique lorsque les liaisons faibles de Van Der Waals se transforment en liaisons covalentes fortes [Odi04, KKCL15]. Les composites de scellement employés en dentisterie présentent un taux de contraction volumique compris généralement entre 1 et 6 % [BBF05, MM13, SBV⁺16]. Des investigations ont donc été menées afin d'étudier plus en détail, par le biais de l'outil numérique, l'effet mécanique induit par cette contraction.

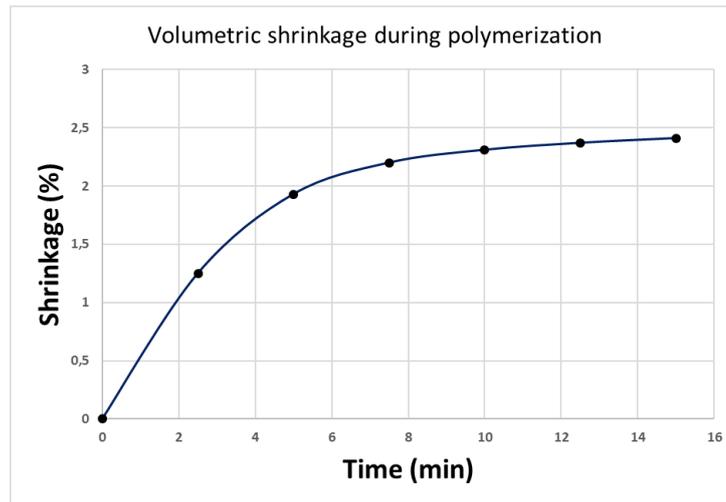
3.2 Modélisation numérique de la contraction volumique du composite de scellement

Afin de pouvoir appréhender les phénomènes ayant lieu lors de la pose de la prothèse, la contraction volumique du matériau de scellement est intégrée à une simulation mécanique proche de celles présentées au chapitre 2. Les résultats de ce modèle sont ensuite comparés à la couche de scellement observée par micro-tomographie.

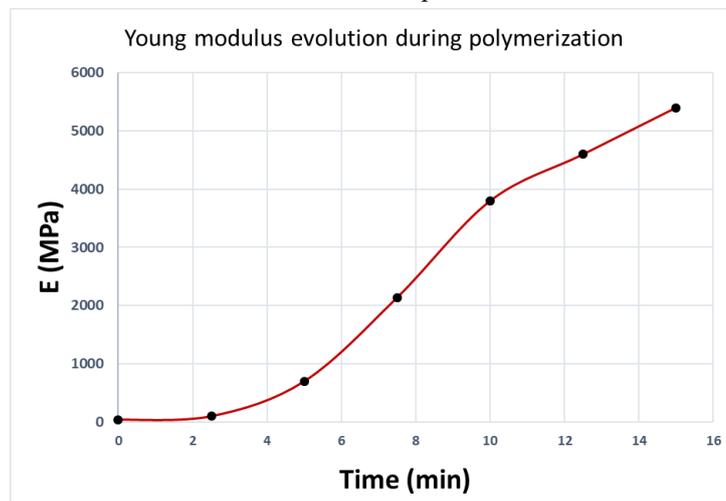
3.2.1 Évolution des propriétés physiques au cours de la polymérisation

Dans les analyses éléments finis préexistantes traitant de l'influence de la contraction du composite de scellement sur la tenue mécanique de la prothèse, la réduction du matériau a été modélisée en considérant seulement les valeurs finales du taux de contraction volumique et du module de Young. Étant donné les conditions d'encastrement parfaites qui sont prises en compte aux interfaces entre le joint et ses substrats, la prothèse céramique se retrouve ainsi très fortement sollicitée (≈ 70 MPa) et de ce fait les contraintes sont surévaluées [MVD99, MKBH12, MK13].

En réalité, au cours du durcissement les propriétés physiques du composite évoluent simultanément : le taux de contraction (figure 3.5a) et la rigidité du matériau (figure 3.5b) augmentent tandis que sa viscosité diminue. Hüscher et al. ont notamment caractérisé l'évolution de ces propriétés pour un composite présentant un module de Young final proche de celui utilisé dans le cadre de notre étude [HMF99]. Les données issues de cet article présentées en figure 3.5 ont été utilisées dans la modélisation éléments finis décrite ci-après.



(a) Contraction volumique



(b) Rigidité élastique

FIGURE 3.5 – Évolution des propriétés physiques au cours du temps de sèche (d'après Hüsich et al. [HMF99])

TABLEAU 3.1 – Évolution des propriétés physiques et des propriétés équivalentes modélisées

Temps (min)	Contraction volumique (%)	Module de Young (MPa)	Température (°C)	α_V^{eq}
0	0	40	273	0
2.5	1.25	50	275.5	-0.005
5	1.93	700	278	-0.00386
7.5	2.2	2140	280.5	-0.00231
10	2.31	3800	283	-0.00231
12.5	2.37	4600	285.5	-0.0019
15	2.41	5400	288	-0.00161

3.2.2 Implémentation numérique

L'évolution du module de Young et de la contraction volumique sont modélisés dans cette étude. Le code de calcul utilisé (SIMULIA/ABAQUS 6.11) ne permettant pas de considérer directement un phénomène de contraction volumique au cours du temps, nous passerons par l'emploi d'une loi de contraction thermique et par le calcul de coefficients d'expansion équivalents α_V^{eq} tel que :

$$\frac{\Delta V}{V} = \alpha_V^{eq} \Delta T_{eq}$$

avec $\frac{\Delta V}{V}$ la variation volumique et ΔT_{eq} la différence de température. Pour notre problème une différence de température de 13° est utilisée avec les valeurs numériques répertoriées en tableau 3.1 pour décrire le problème équivalent.

Les conditions aux limites et les encastremets entre les couches sont identiques à celles des simulations effectuées au chapitre 2. Les dimensions du modèle géométrique sont présentées en figure 3.1b.

3.2.3 États de contrainte dans la prothèse

La répartition de la première contrainte principale σ_1 calculée au sein de la partie prothétique de l'assemblage est présentée en figure 3.6a. Les contraintes résiduelles dues au phénomène de polymérisation sont comprises entre -19 et 35 MPa. Les contraintes les plus élevées se situant au niveau de la paroi axiale (bord latéral de l'intrados prothétique) dans la zone où l'épaisseur du joint est maximale, en coïncidence avec la localisation du décollement observé par tomographie. Les contraintes de compression les plus élevées se situent au niveau de l'arrondi sur la ligne cervicale de la prothèse. Les directions principales associées sont présentées en figure 3.6b.

L'implémentation directe des valeurs finales de la contraction volumique et de la rigidité élastique met en évidence une valeur de $max(\sigma_1)$ de l'ordre de 60 MPa. Ainsi la modélisation de

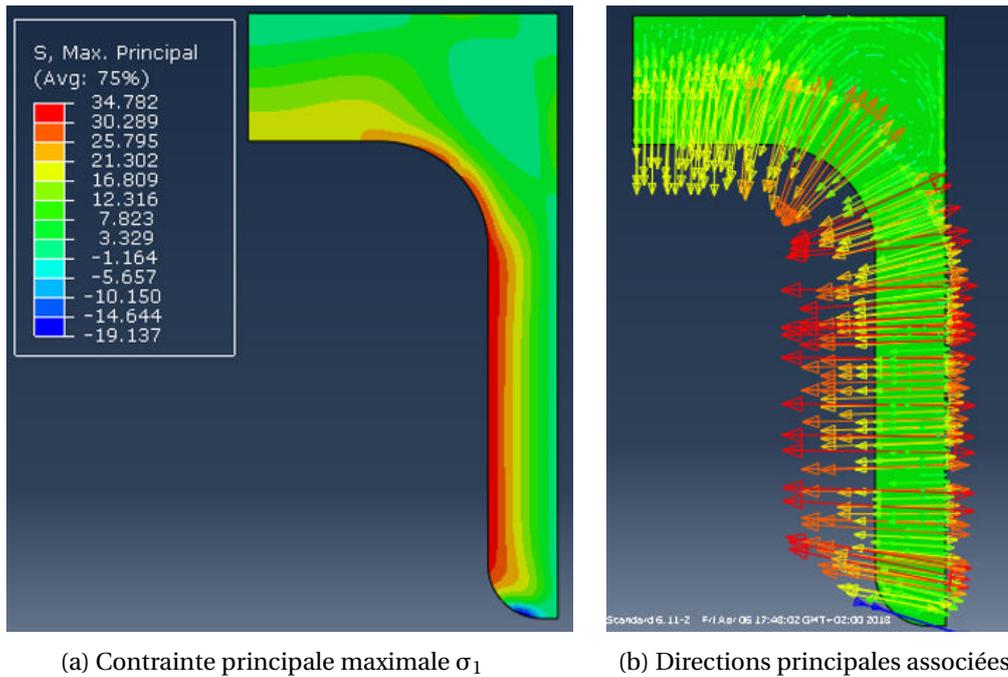


FIGURE 3.6 – Première contrainte principale dans la couronne

L'évolution des propriétés au cours du temps de sèche diminue significativement l'intensité des contraintes par rapport aux travaux préexistants sur le sujet.

En regard du cas réel, les hypothèses d'encastrement parfaites (liaisons complètes) du matériau de scellement aux substrats est exagérée et l'on assistera plutôt à une détérioration des propriétés cohésives à l'interface céramique/composite, voire à une désinfiltration des porosités de la céramique par le composé résineux. Il est donc probable que les contraintes résiduelles post-polymérisation, calculées au sein de l'assemblage soient surestimées. La mise en place d'une loi de type traction/séparation durant la sèche du matériau fournirait les résultats nécessaires à l'affinement de la modélisation proposée dans cette section.

3.2.4 Comparaison avec l'assemblage observé

L'assemblage prothétique dentaire observé par micro-tomographie dans la partie précédente présente un décollement sur la paroi latérale de l'intrados prothétique. Au vu des conclusions précédentes, il semblerait que la localisation du décollement soit dépendante des épaisseurs du joint de scellement, et donc de la géométrie initiale de l'assemblage prothétique. Afin d'analyser plus en détail l'effet de la répartition du joint dans l'assemblage scanné, un contrôle métrologique de l'assemblage a été réalisé.

L'investigation des images 3D nous a permis d'évaluer les écarts d'axisymétrie de l'assemblage. L'écart d'alignement entre la couronne (C) et la préparation (D) a été quantifié sur le plan médian

(P) (figure 3.7) : l'écart angulaire α est inférieur à $2,5^\circ$ et la distance d_{CG} entre les points G_C et G_D appartenant aux axes de la couronne et de la préparation est inférieure à $9.3 \mu\text{m}$. La variation d'épaisseur $e(\theta)$ de la couche de scellement autour de l'axe de la couronne dans le plan (P) a également été caractérisée en figure 3.8, θ étant l'angle autour de l'axe de la préparation.

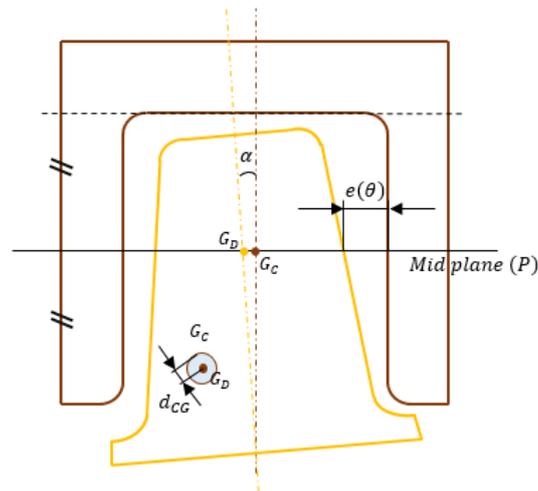


FIGURE 3.7 – Quantification des écarts géométriques sur l'assemblage réalisé

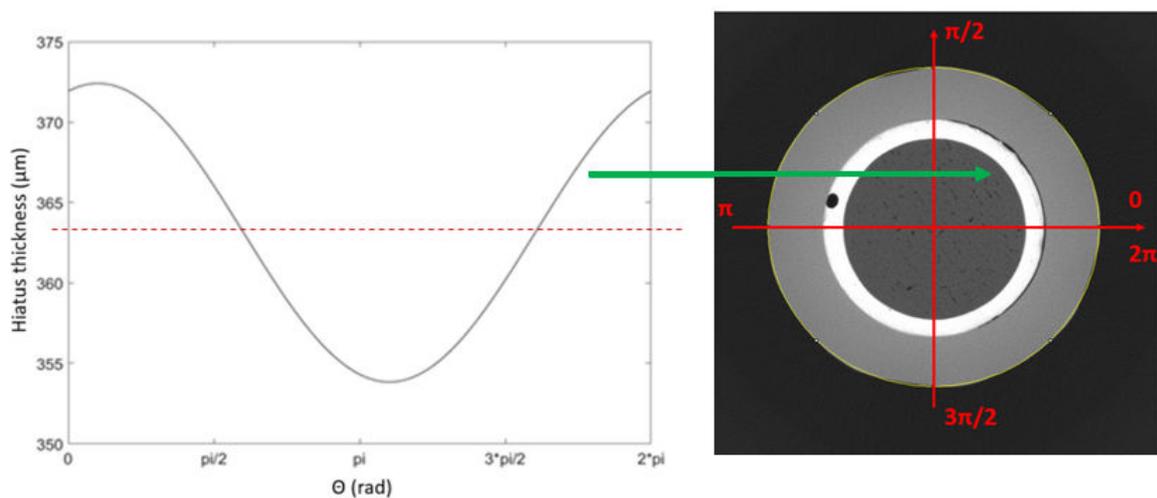


FIGURE 3.8 – Évolution de l'épaisseur du joint de scellement autour de l'axe de la préparation au plan (P)

Au niveau du plan médian (P), l'épaisseur du hiatus (espace entre la prothèse et la préparation) présente une variation de $20 \mu\text{m}$. Si l'on se réfère à l'assemblage observé, c'est bien dans la zone la plus épaisse du joint de scellement que le décollement apparaît, ce qui suggère une nouvelle fois que l'apparition d'un éventuel décollement est dépendant du dimensionnement du hiatus.

3.3 Impact des défauts sur la tenue statique de la prothèse

Dans la dernière partie de ce chapitre, nous étudions dans une première approche l'impact mécanique des défauts du joint de scellement. Les défauts observés sont intégrés à un modèle numérique axisymétrique de l'assemblage prothétique dentaire sollicité mécaniquement afin d'évaluer leur influence sur les états de contraintes du joint de scellement et de la prothèse.

3.3.1 Modélisations éléments finis

Trois modèles éléments finis différenciés par la géométrie du joint de scellement ont été développés afin d'étudier l'influence de la présence des défauts sur la tenue mécanique de la prothèse (figure 3.9). Des analyses statiques ont été conduites afin de calculer la répartition des contraintes au sein de la restauration. Étant donnée la variabilité du positionnement et de la taille des défauts, seuls les cas géométriques les plus critiques, correspondant aux configurations où les vides se situent sous la zone de chargement ont été étudiés.

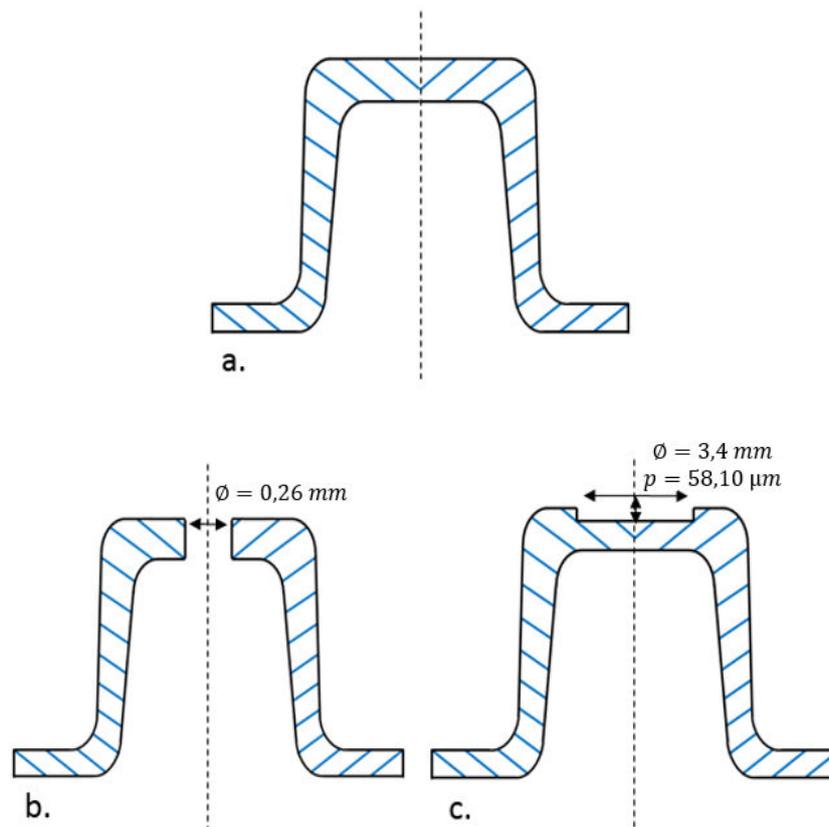


FIGURE 3.9 – Géométries du joint de scellement - a. cas idéal - b. présence d'une cavité perçante - c. présence d'un décollement

Le modèle (a) représente la configuration où l'adhésif remplit parfaitement l'espace du hiatus.

Dans le modèle (b), une cavité perçante a été introduite afin de mimer la présence d'une bulle d'air. Le modèle (c) correspond à une configuration où le décollement de la couche de scellement s'est produit en droit du chargement.

3.3.2 États de contraintes dans la restauration

L'allure de la répartition de la première contrainte principale σ_1 pour la prothèse dans les trois modèles ne révèle pas de différence avec l'étude réalisée au chapitre 2 (figure 2.2).

Les évolutions de σ_1 au sein de la couronne le long de l'interface entre les deux pièces sont tracées pour les trois configurations en figure 3.10. La présence d'un trou ou d'un décollement augmente significativement l'état de contrainte autour du défaut modélisé. À une certaine distance des défauts, les contraintes au sein de la prothèse pour les trois configurations sont similaires à l'état mécanique de la configuration (a). L'intensité maximale de σ_1 diffère pour les trois modèles :

- cas « idéal » : $\sigma_1^{max} = 38$ MPa;
- cas « cavité » : $\sigma_1^{max} = 43$ MPa;
- cas « décollement » : $\sigma_1^{max} = 64$ MPa.

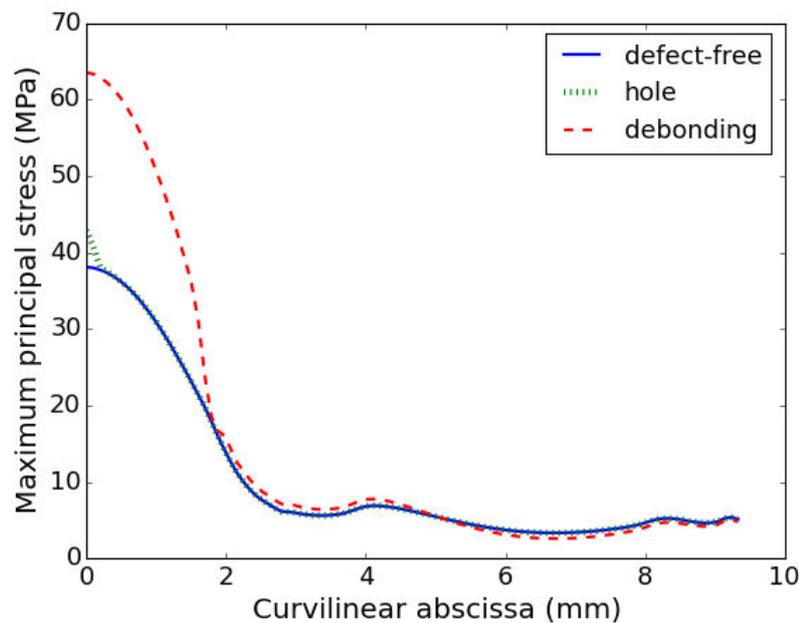


FIGURE 3.10 – Évolution de σ_1 dans la prothèse le long de l'interface avec le joint de scellement

Les cartographies de la contrainte équivalente de von Mises σ_{VM} au sein du matériau de scellement sont présentées en figure 3.11 pour les trois configurations. L'analyse de ces champs de contraintes montre que les valeurs de compression les plus élevées se situent en droit du chargement mécanique au niveau des zones de contact avec la prothèse. La présence d'un défaut dans

le joint de scellement pour les cas (b) et (c) augmente significativement la valeur des contraintes au niveau de la singularité géométrique de contact entre la prothèse et le joint de scellement.

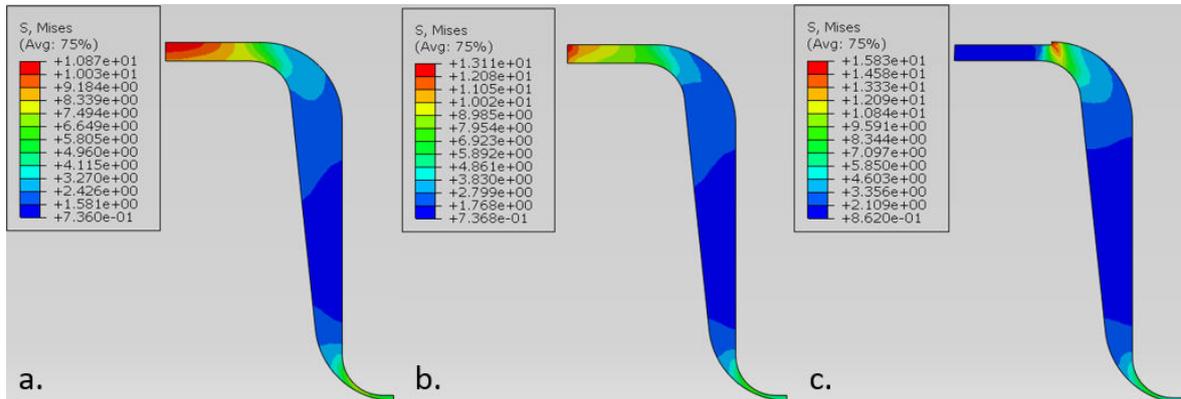


FIGURE 3.11 – Contraintes de von Mises dans le joint de scellement (MPa) - a. cas « idéal » - b. cas « cavité » - c. cas « décollement »

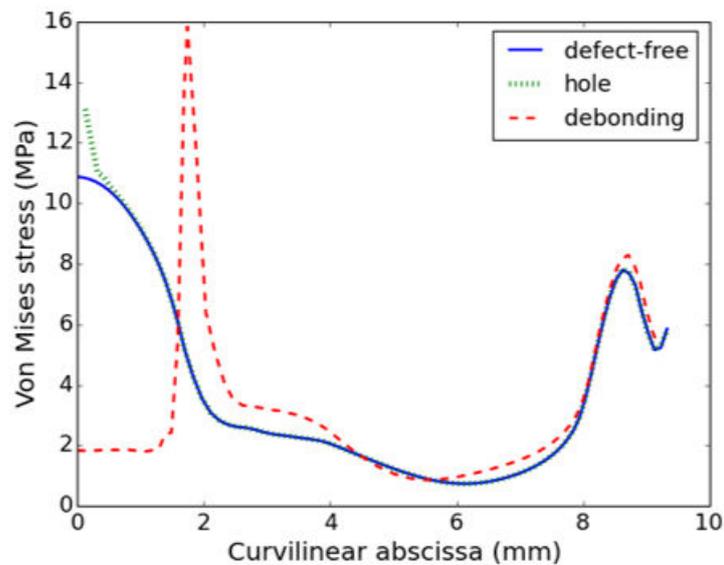


FIGURE 3.12 – Évolution de σ_{VM} dans le joint de scellement en fonction de l'abscisse curviligne

Les évolutions de la contrainte équivalente de von Mises σ_{VM} le long de l'abscisse curviligne de l'interface sont présentées en figure 3.12. La contrainte σ_{VM} est assez faible sur une large région de la couche de scellement. Dans le modèle (a), elle est maximale sous la charge et vaut environ 10 MPa. Elle est plus élevée dans les modèles (b) et (c) sur une zone limitée en bordure des défauts (de 30 à 50 %).

3.3.3 Impact mécanique des défauts de la couche de scellement

Les simulations confirment que les défauts sous la zone de chargement peuvent significativement altérer la résistance mécanique d'un assemblage prothétique dentaire. D'une part, au sein

de la prothèse l'augmentation locale de la contrainte de traction dans la céramique peut avoir pour conséquence de favoriser l'apparition de fissures sous des sollicitations de fatigue. D'autre part, les contraintes au sein du joint de scellement augmentent significativement en bordure du défaut.

Lorsque la prothèse est sollicitée au cours du processus masticatoire, l'absence locale d'adhérence du matériau de scellement (par le biais d'un décollement ou d'un vide) va engendrer un état de contrainte proche d'une sollicitation obtenue lors d'un essai de flexion biaxiale, les dimensions géométriques du défaut ayant une incidence similaire à la distance inter-appui sur l'intensité des contraintes de bi-traction. Dans le cas étudié, le maximum des contraintes est 20% supérieur pour le cas (b) que pour le cas (a) (en considérant la première contrainte principale σ_1) et 70% supérieure pour le cas (c) que pour le cas (a).

Dans le joint de scellement, les efforts appliqués par la couche céramique dans la configuration sans défaut sont répartis de manière continue le long de l'interface. En la présence d'un défaut, les contraintes augmentent significativement, en particulier dans les zones voisines de sa bordure. In-vivo, il est possible que l'application répétée d'un chargement mécanique (i.e. la mastication alimentaire) implique une détérioration progressive de la cohésion entre les deux parties de l'assemblage en bordure du défaut. Le décollement prothétique étant l'un des modes d'échec les plus fréquents en dentisterie conservatrice indirecte, il serait pertinent d'étudier la réponse mécanique de ces interfaces lors de l'application de sollicitations cycliques.

3.4 Conclusions

Dans ce chapitre, la géométrie post-assemblage d'une couche de scellement d'un assemblage prothétique dentaire a été imagée et quantifiée. L'imagerie 3D par micro-tomographie à rayons X, associée à des algorithmes de traitement d'images spécifiques permet de caractériser la géométrie réelle de cette couche. Deux types de défauts ont ainsi pu être observés : un décollement et des bulles d'air.

Les résultats de l'étude éléments finis modélisant la contraction du composite et de l'observation par micro-tomographie indiquent que le risque de décollement semble être lié aux dimensions initiales de l'assemblage, et tout particulièrement aux épaisseurs du hiatus prothétique. De plus, la prise compte de l'évolution de la rigidité au cours de la polymérisation permet d'approcher plus correctement les contraintes induites par ce retrait volumique. Le modèle mécanique décrivant ce phénomène peut être encore largement optimisé en considérant des lois de trac-

tion/séparation déduites des études de désinfiltration de la résine des porosités du matériau céramique.

L'influence de l'inclinaison du patient lors de la pose de la restauration, mériterait également d'être étudiée, dans la mesure où le matériau de scellement est initialement appliqué à l'état visqueux, et est donc probablement sujet à un phénomène d'écoulement. D'autres observations sont également nécessaires à la confirmation de la répétabilité du protocole et sont actuellement en cours de réalisation.

Les modélisations éléments finis montrent que la présence de défaut peut augmenter significativement les contraintes mécaniques au sein de la prothèse et de la couche de scellement. Étant donné que la rupture fragile de la prothèse et le décollement de celle-ci sont des modes d'échec fréquents, l'optimisation du contenu en air du mélange lors de la pose clinique de la prothèse pourrait être une voie d'optimisation pertinente afin d'en améliorer la longévité. Des méthodes spécifiques de mélange pourraient être développées dans le cadre de cette application afin de diminuer le contenu en air du matériau.

3.5 Références

- [BBF05] Roberto R. Braga, Rafael Y. Ballester, and Jack L. Ferracane. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites : A systematic review. *Dental Materials*, 21(10) :962–970, October 2005. [82](#)
- [BDRSV⁺18] Adrieli Burey, Paulo José Dos Reis, Bruno Luiz Santana Vicentin, Cássia Cilene Dezan Garbelini, Márcio Grama Hoepfner, and Carlos Roberto Appoloni. Polymerization shrinkage and porosity profile of dual cure dental resin cements with different adhesion to dentin mechanisms. *Microscopy Research and Technique*, 81(1) :88–96, January 2018. [80](#)
- [CSA⁺18] Eduardo A. Caceres, Camila S. Sampaio, Pablo J. Atria, Helora Moura, Marcelo Gianini, Paulo G. Coelho, and Ronaldo Hirata. Void and gap evaluation using micro-computed tomography of different fiber post cementation techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1) :103–107, January 2018. [81](#)
- [DBCZ14] Alvaro Della Bona, Pedro H. Corazza, and Yu Zhang. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 30(5) :564–569, May 2014. [78](#)

- [DKAC⁺10] Michael Doube, Michał M. Kłosowski, Ignacio Arganda-Carreras, Fabrice P. Cordelières, Robert P. Dougherty, Jonathan S. Jackson, Benjamin Schmid, John R. Hutchinson, and Sandra J. Shefelbine. BoneJ : Free and extensible bone image analysis in ImageJ. *Bone*, 47(6) :1076–1079, December 2010. [79](#)
- [FDRD87] Brian P. Flannery, Harry W. Deckman, Wayne G. Roberge, and Kevin L. D’amico. Three-Dimensional X-ray Microtomography. *Science*, 237(4821) :1439–1444, September 1987. [78](#)
- [HMF99] P. F. Hüsich, J. Middleton, and A. J. Feilzer. Identification of the Constitutive Behaviour of Dental Composite Cements During Curing. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2(4) :245–256, January 1999. [82](#), [83](#), [XIII](#)
- [KKCL15] Ryan Jin-Young Kim, Yu-Jin Kim, Nak-Sam Choi, and In-Bog Lee. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 43(4) :430–439, April 2015. [82](#)
- [MK13] Liliana G. May and J. Robert Kelly. Influence of resin cement polymerization shrinkage on stresses in porcelain crowns. *Dental Materials*, 29(10) :1073–1079, October 2013. [82](#)
- [MKBH12] Liliana G. May, J. Robert Kelly, Marco A. Bottino, and Thomas Hill. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns : multiphysics FEA modeling and monotonic testing. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 28(8) :e99–109, August 2012. [81](#), [82](#)
- [MM13] Shiv P. Mantri and Sneha S. Mantri. Management of Shrinkage Stresses in Direct Restorative Light-Cured Composites : A Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 25(5) :305–313, October 2013. [82](#)
- [MVD99] P. Magne, A. Versluis, and W. H. Douglas. Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(3) :335–344, March 1999. [82](#)
- [MZNS85] J. W. Medlock, J. H. Zinck, B. K. Norling, and R. F. Sisca. Composite resin porosity with hand and syringe insertion. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 54(1) :47–51, July 1985. [80](#)

- [Odi04] George Odian. *Principles of Polymerization*. John Wiley & Sons, 2004. Google-Books-ID : GbLrBgAAQBAJ. [82](#)
- [SACF⁺12] Johannes Schindelin, Ignacio Arganda-Carreras, Erwin Frise, Verena Kaynig, Mark Longair, Tobias Pietzsch, Stephan Preibisch, Curtis Rueden, Stephan Saalfeld, Benjamin Schmid, Jean-Yves Tinevez, Daniel James White, Volker Hartenstein, Kevin Eliceiri, Pavel Tomancak, and Albert Cardona. Fiji : an open-source platform for biological-image analysis. *Nature Methods*, 9(7) :676, June 2012. [79](#)
- [SBV⁺16] Cj Soares, Aa Bicalho, C Verissimo, Pbf Soares, D Tantbirojn, and A Versluis. Delayed Photo-activation Effects on Mechanical Properties of Dual Cured Resin Cements and Finite Element Analysis of Shrinkage Stresses in Teeth Restored With Ceramic Inlays. *Operative Dentistry*, 41(5) :491–500, January 2016. [82](#)
- [vDRH86] J. W. van Dijken, I. E. Ruyter, and R. I. Holland. Porosity in posterior composite resins. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 94(5) :471–478, October 1986. [80](#)

Chapitre 4

Assemblage virtuel : modélisations biomécaniques de la dent saine et restaurée

Dans ce chapitre, la modélisation mécanique de la dent restaurée présentée au chapitre 2 est complexifiée, l'objectif de cette partie étant de conclure sur les simplifications de modèle qui peuvent être effectuées pour décrire l'état de contrainte de la restauration. L'étude mécanique de la dent saine est également réalisée afin d'étudier de la pertinence de la prise en compte de l'anisotropie des tissus durs dans le cadre de sa modélisation. Dans un premier temps, La démarche de conception de maquettes numériques *3D virtuelles* de ces assemblages est présentée. Les lois de comportement des tissus biologiques modélisés (ligament parodontal, dentine, émail) sont ensuite exposées. Les résultats des modélisations mécaniques mises en place à l'aide de ces travaux sont finalement présentés afin d'étudier les comportements de ces assemblages et de rendre compte de l'impact de certains choix de modélisation.

Sommaire

4.1 Conception géométrique des assemblages	97
4.1.1 Dent saine	97
4.1.2 Assemblage prothétique dentaire	102
4.2 Modèles de comportement des tissus biologiques	104
4.2.1 Modélisation mécanique du ligament parodontal	104
4.2.2 Modélisation mécanique isotrope transverse des tissus durs	106
4.2.3 Méthode de recalage des paramètres élastiques des modèles anisotrope et isotrope des tissus durs	111

4.3 Influence mécanique de l'anisotropie des tissus durs de la dent saine	113
4.3.1 Modélisation isotrope : analyse des états de contrainte	113
4.3.2 Comparaison des modélisations isotrope et isotrope transverse	117
4.4 Étude mécanique de l'assemblage prothétique dentaire	122
4.4.1 Analyse éléments finis de la dent restaurée	122
4.4.2 Simplification du modèle	126
4.5 Conclusions	128
4.6 Références	129

4.1 Conception géométrique des assemblages

Les maquettes numériques de la dent saine et de la dent restaurée ont été conçues et dimensionnées à l'aide d'outils CAO en s'appuyant sur des considérations morphologiques [PG01, WS07]. Les modèles géométriques ont été réalisés en utilisant l'atelier « Generative Shape Design » (GSD) du logiciel CATIA V5 R21 de l'éditeur Dassault System [Sys11]. GSD est un modelleur hybride permettant la conception et la manipulation d'entités géométriques linéaires, surfaciques et volumiques. Des plans annotés de dimensions nominales caractéristiques sont fournis en annexe B. Du fait de la complexité des modèles géométriques créés, toutes les dimensions n'ont pas pu être définies de manière lisible. Les fichiers CAO au format STEP (ISO 10303-21 [fS94]) ont donc été déposés sur la banque de données 3D GRABCAD et sont mis à la disposition de la communauté en libre accès [Shi18]. Cette partie expose en détail la démarche suivie pour construire les modèles géométriques des dents saine et restaurée, étape préalable à la génération d'un maillage éléments finis.

4.1.1 Dent saine

Le modèle géométrique de la dent saine est présenté en figure 4.1, il est constitué de trois parties : l'émail, la dentine et le ligament parodontal. Étant donné la variabilité naturelle de la morphologie dentaire, des choix de conception ont été adoptés pour la mise en place du modèle géométrique virtuel. La modélisation d'une première molaire a été privilégiée dans notre étude car la rupture de leur restauration est plus fréquente [KVA⁺16]. De plus, seules deux racines ont été conçues sur la molaire (cette dernière pouvant en posséder jusqu'à quatre).

La conception repose sur la mise en place de courbes 3D utilisées pour la génération de coques surfaciques fermées. Ces descriptions surfaciques ont ensuite été densifiées afin de créer des volumes. Enfin, ces derniers font l'objet d'opérations booléennes d'ajout ou de retrait dans le but d'obtenir les géométries finales.

Les esquisses linéaires ont été dessinées sur des plans parallèles aux plans de références présentés en figure 4.2. Les trois directions usuellement définies en anatomie dentaire [PG01], et présentées en figure 4.2a, ont été employées ici comme normales des plans de référence utilisés lors de la conception (figure 4.2b).

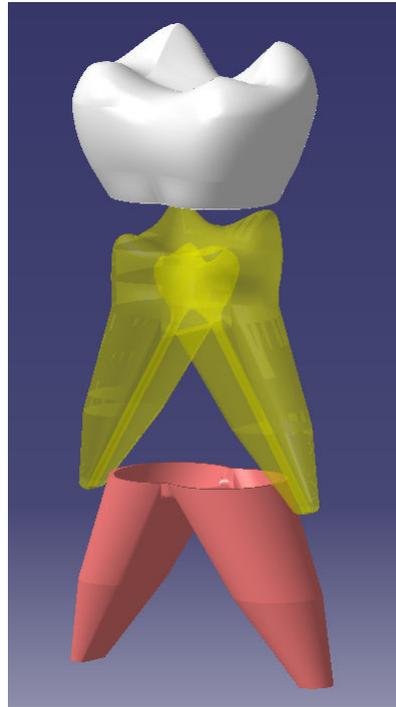
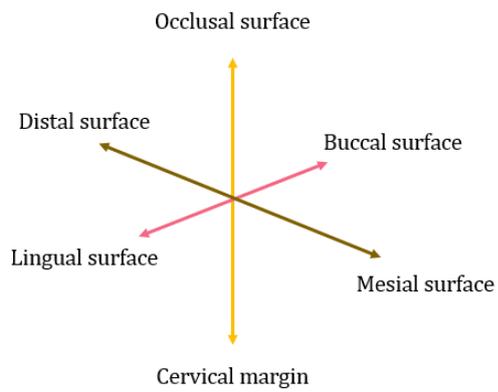
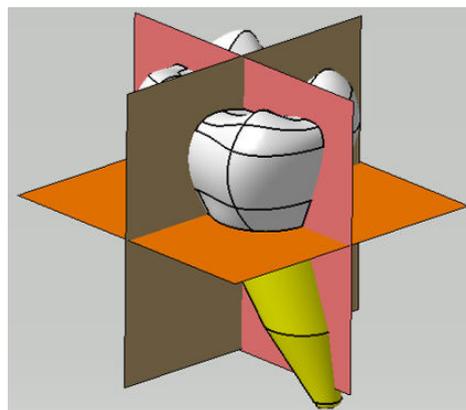


FIGURE 4.1 – Modèle géométrique de la dent saine



(a) Directions de références

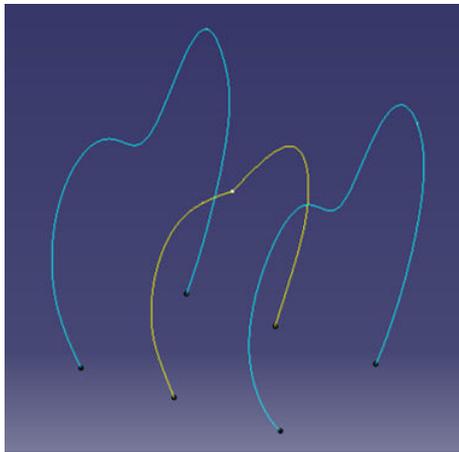


(b) Plans de références

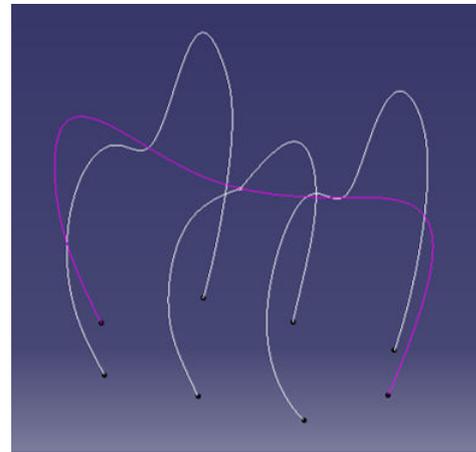
FIGURE 4.2 – Éléments géométriques de référence

Conception de la partie coronaire

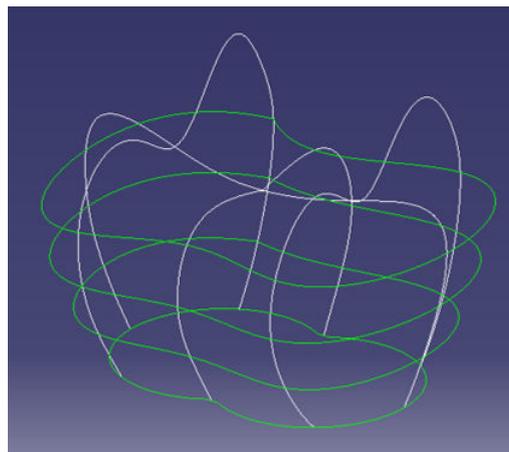
La partie coronaire de la dent (surface extérieure de l'émail) a d'abord été réalisée. Les éléments géométriques utilisés sont inspirés de méthodologies de conception des restaurations de type couronne employées dans les procédés de CFAO dentaires [SJY⁺04, ZS10]. Les courbes d'esquisses situées dans différents plans perpendiculaires aux directions anatomiques de référence sont présentées en figures 4.3. Les courbes situées dans les plans bucco-lingaux (figure 4.3a) décrivent les crêtes cuspidales (courbes bleues) et la rainure facio-linguale (courbe jaune). La rainure centrale mésio-distale est tracée en figure 4.3b. Les différentes esquisses dans les plans normaux à la direction cervico-occlusale ont finalement été dessinées et permettent de reproduire les bombements latéraux de la dent (figure 4.3c).



(a) Esquisses dans les plans bucco-lingaux



(b) Esquisse dans le plan mésio-distal



(c) Esquisses dans les plans cervico-occlusaux

FIGURE 4.3 – Conception des courbes supports

Les courbes ainsi créées sont sécantes entre-elles et permettent de définir des sous-courbes délimitées par ces intersections. Ces sous-courbes sont employées pour générer des carreaux surfaciques NURBS à l'aide de la fonction « Remplissage surfacique » de l'atelier GSD. L'assemblage de

chacun des patchs surfaciques a ensuite permis de définir le contour global de la partie coronaire de la dent.

Conception de la jonction amélo-dentinaire

La conception surfacique de la jonction entre l'émail et la dentine a été réalisée de manière similaire à celle de la partie coronaire. Des dimensions différentes ont été utilisées pour la description géométrique des reliefs, la dentine ne présentant par exemple pas de fosse aussi exagérée que la surface occlusale de la dent.

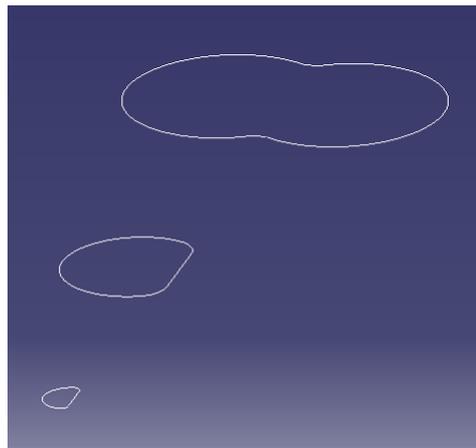
Conception des racines

La géométrie des racines a été supposée symétrique par rapport aux plans bucco-lingual et mésio-distal. La conception de la première racine (figure 4.4) a été réalisée à l'aide de deux esquisses situées dans des plans cervicaux-occlusaux et de l'esquisse cervico-occlusale d'ordonnée nulle de la partie coronaire (figure 4.4a). Ces esquisses ont ensuite été reliées entre elles à l'aide de segments de droite (figure 4.4b) puis utilisées afin de générer des surfaces NURBS (figure 4.4c).

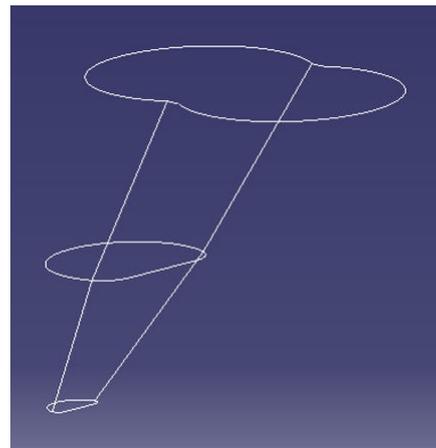
La conception de la demi-jonction centrale (figure 4.5) entre les racines a été réalisée à l'aide d'une surface arrondie générée en contact de la racine (figure 4.5a). Cette surface est découpée puis reliée à l'esquisse cervico-occlusale d'ordonnée nulle à l'aide de surfaces de remplissage (figure 4.5b). La deuxième partie de la racine est obtenue par symétrie de plan mésio-distal (figure 4.5c). Enfin les extrémités des racines ont été arrondies pour éviter toute discontinuité géométrique.

Conception de la cavité pulpaire

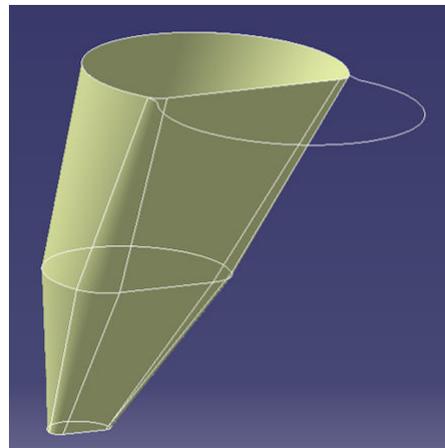
La conception de la pulpe a été réalisée en deux parties. Premièrement le contour supérieur de la cavité a été modélisé par homothétie de la géométrie coronaire de rapport 0.35 et prenant pour origine le centre d'inertie du contour externe. Dans un second temps, les canaux pulpaires ont été modélisés comme étant des surfaces tubulaires orientées dans la direction des racines. Ils sont générés par une surface de balayage, prenant pour support un demi-disque arrondi au niveau de ses angles, et ayant pour direction la droite inclinée à 38.1° par rapport à l'axe vertical du plan médio-distal (figure 4.6). La jonction entre les deux canaux a été réalisée à l'aide d'une méthode de raccordement similaire à la méthode employée pour la jonction des racines symétriques.



(a) Esquisses dans les plans cervico-occlusaux

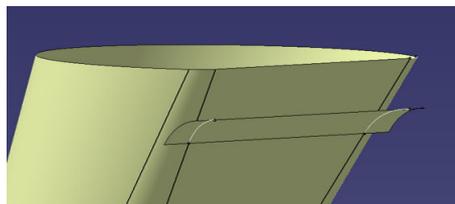


(b) Liaisons des différentes esquisses

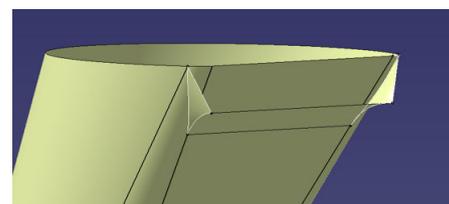


(c) Génération des surfaces

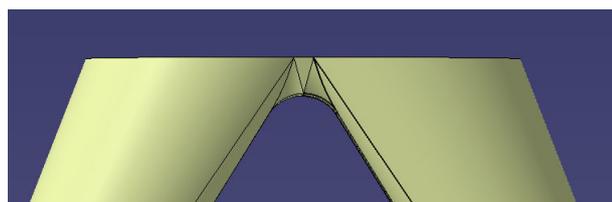
FIGURE 4.4 – Conception d'une racine



(a) Surface de jonction



(b) Liaison sur l'esquisse cervico-occlusale



(c) Assemblage des racines symétriques

FIGURE 4.5 – Jonction des racines

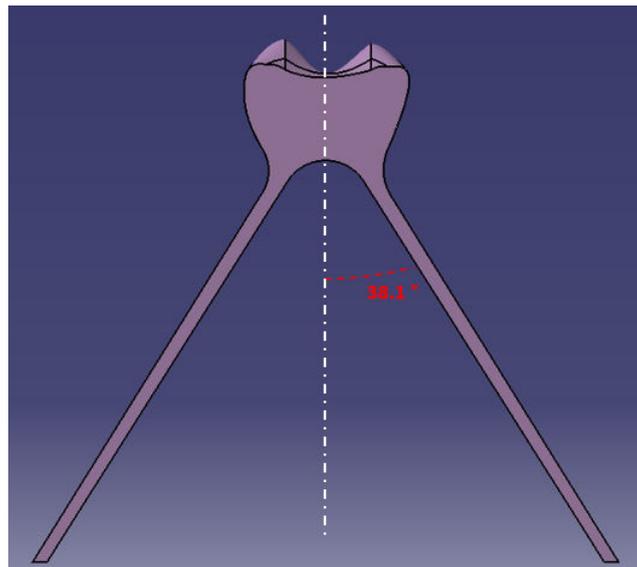


FIGURE 4.6 – Géométrie de la cavité pulpaire

Conception du ligament parodontal

La géométrie du ligament parodontal a été réalisée à partir du modèle des racines dentaires. Des surépaisseurs de 0.4 à 0.5 mm des esquisses cervico-occlusales des racines ont été utilisées pour créer le modèle (figure 4.7). Les surfaces de la coque externe des racines et du ligament ont ensuite été reliées à l'aide de remplissages surfaciques.

4.1.2 Assemblage prothétique dentaire

La construction du modèle géométrique de la dent restaurée s'appuie sur le modèle CAO de la dent saine. Il est composé de quatre parties : la couronne, le joint de scellement, la préparation dentaire et le ligament parodontal (figure 4.8). Le contour externe global (partie coronaire et racines), la cavité pulpaire et le ligament sont identiques pour les deux modèles CAO. Les conceptions de la prothèse et du joint s'appuient sur deux surfaces définissant la géométrie du joint de scellement : l'intrados prothétique et la préparation dentaire.

La conception de la surface de la préparation a été réalisée de manière similaire à celle exposée précédemment. Différentes esquisses ont ainsi été construites sur des plans perpendiculaires aux directions de références afin de générer ultérieurement un réseau de carreaux surfaciques. Un angle de 6° pour l'inclinaison de la préparation dentaire ainsi qu'un congé de rayon variant entre 0.5 et 1 mm ont été définis en bordure de préparation. Cliniquement, ces formes sont la conséquence de la géométrie conico-sphérique de l'outil et de la courbe décrite par celui-ci lors de l'opération de fraisage de la préparation par le praticien.

La surface de l'intrados prothétique a ensuite été conçue par projection sur une distance de

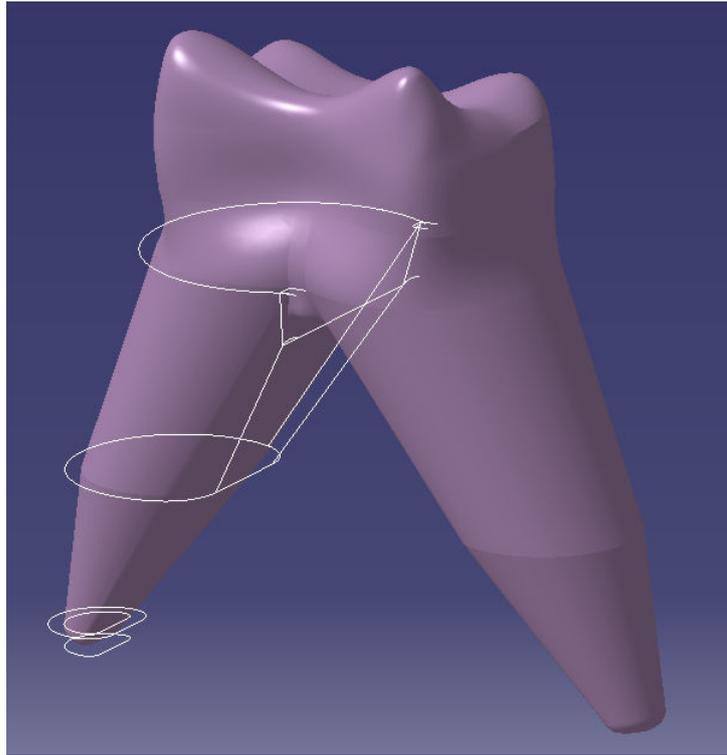


FIGURE 4.7 – Courbes utilisées pour la conception du ligament parodontal



FIGURE 4.8 – Modèle géométrique de l'assemblage prothétique dentaire (sans le ligament)

0.2 mm des points définissant la préparation dentaire. La direction de projection a été calculée en chaque point comme étant la normale à la surface de la préparation (figure 4.9). L'intrados et la surface de la préparation ont ensuite été reliées par des remplissages surfaciques qui constituent les bordures libres du joint. Ce modèle surfacique a ensuite été densifié, puis utilisé afin de créer les géométries volumiques de la prothèse et de la préparation.

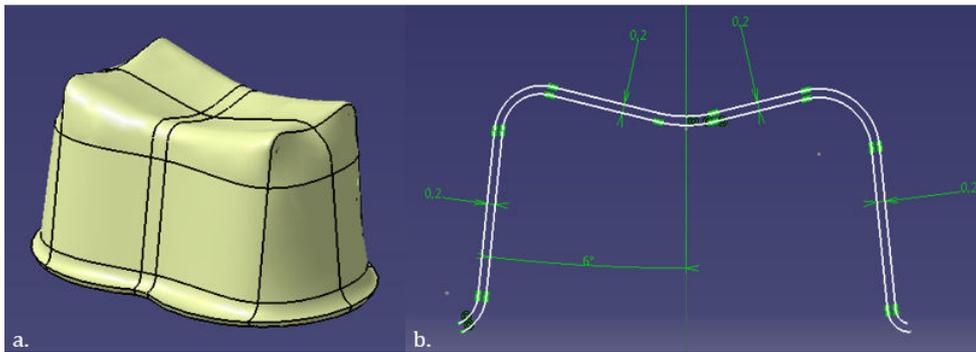


FIGURE 4.9 – Géométrie CAO pour du joint de scellement - a. Géométrie 3D b. Cotation sur coupe médiane (en mm)

4.2 Modèles de comportement des tissus biologiques

Dans les simulations éléments finis préexistantes traitant de la dent saine et de la dent restaurée, le comportement mécanique des tissus biologiques est souvent largement simplifié, l'élasticité linéaire isotrope étant souvent adoptée car elle ne nécessite que la connaissance de deux paramètres matériau. Le caractère anisotrope des tissus durs (émail, dentine) n'est que très rarement pris en compte dans les équations constitutives [SVNC⁺93, MMNZ09, MCM⁺15]. De même, le ligament parodontal est souvent omis dans les études traitant de la dent restaurée. Dans ce chapitre, une analyse critique est présentée pour justifier la pertinence de ces descriptions simplifiées et pour quantifier l'effet de ces simplifications. Cette partie présente les différentes lois de comportement qui ont été utilisées pour décrire les tissus biologiques dans les simulations numériques.

4.2.1 Modélisation mécanique du ligament parodontal

Les lois de comportement mécanique adoptées pour les tissus biologiques mous (tendons, ligament, épiderme, etc) sont fondées sur des modèles hyperélastiques, qui permettent une description non-linéaire de la réponse élastique en grandes déformations [cle14]. Ces modèles sont plus classiquement employés dans le cadre de la modélisation mécanique des élastomères tels que les caoutchoucs.

TABEAU 4.1 – Coefficients du modèle de Ogden pour le ligament parodontal [WTY09]

i	μ_i	α_i
1	-24.42	1.99
2	15.9	3.99
3	8.57	-2

La théorie de l'hyperélasticité postule l'existence d'une densité volumique d'énergie de déformation W qui est fonction du tenseur de déformation de Cauchy-Green \mathbf{C} . La relation entre le tenseur des contraintes de Piola-Kirchhoff \mathbf{S} et le tenseur des déformations est obtenue par dérivation de cette énergie [LC04] :

$$\mathbf{S} = \frac{\partial W(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}}$$

La fonction densité d'énergie W est définie positive, polyconvexe et respecte le principe d'objectivité. La configuration de référence est libre de contrainte. Dans la littérature, plusieurs modèles basés sur ce formalisme ont ainsi été construits. Ils peuvent être classés en deux catégories : les modèles dits phénoménologiques, fondés sur la reproduction de résultats expérimentaux, et les modèles micromécaniques, qui prennent en compte certaines spécificités de la microstructure du matériau [VER18].

Dans cette étude le choix s'est porté sur le modèle hyperélastique d'Ogden [Ogd72], l'un des plus utilisés pour décrire le comportement élastique isotrope en grandes déformations. Le modèle d'Ogden formule une expression de la densité d'énergie de déformation à partir des élongations principales (λ_i) :

$$W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{i=1}^n \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3)$$

où (μ_i, α_i) sont les constantes élastiques du matériau. Les coefficients ont été identifiés pour un ligament parodontal humain dans les travaux de Wu et al. [WTY09] et sont reportés en tableau 4.1. La réponse de ce modèle dans le cas d'un chargement de traction pure est tracée en figure 4.10. Ces résultats ont été utilisés dans les simulations éléments finis de ce chapitre dans la mesure où les publications concernant l'identification d'une loi de comportement hyperélastique sur des tissus humains restent rares.

L'anisotropie de ce tissu n'a pas été prise en compte dans le cadre de cette étude, l'introduction d'un champ d'orientation pour décrire l'arrangement des fibres de collagène autour des racines dentaires nécessiterait d'effectuer des études supplémentaires. De même, le caractère viscoélas-

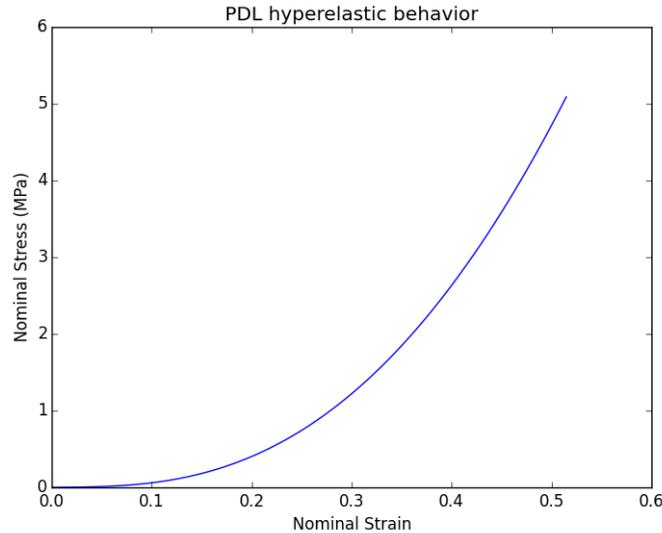


FIGURE 4.10 – Réponse hyperélastique non-linéaire adoptée pour modéliser le comportement du ligament parodontal

tique du ligament a été négligé dans les modélisations dans ces travaux [FTMC12].

4.2.2 Modélisation mécanique isotrope transverse des tissus durs

Dans certaines simulations, le caractère anisotrope de l'émail et de la dentine ont été pris en compte, ces tissus présentant une organisation microstructurale à l'origine d'un comportement isotrope transverse. La dentine possède en son sein des tubules orientés depuis la cavité pulpaire vers les racines dentaires et la jonction émail/dentine avec une orientation non constante d'un point à l'autre. L'émail présente des prismes orientés depuis la jonction jusqu'à la surface externe de la dent (voir chapitre 1.1 figures 1.2 et 1.3). Les tissus dentaires ont de ce fait été considérés comme étant des matériaux présentant une unique direction préférentielle induite par la présence des tubules ou des prismes. Le comportement des deux tissus a donc été modélisé par une loi de comportement élastique isotrope transverse [BS02] :

$$\begin{bmatrix} \epsilon_{xx} \\ \epsilon_{yy} \\ \epsilon_{zz} \\ 2\epsilon_{yz} \\ 2\epsilon_{xz} \\ 2\epsilon_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_t} & -\frac{\nu_{tl}}{E_t} & -\frac{\nu_{tl}}{E_t} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{tl}}{E_t} & \frac{1}{E_t} & -\frac{\nu_{tl}}{E_t} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{tl}}{E_t} & -\frac{\nu_{tl}}{E_t} & \frac{1}{E_t} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{tl}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{tl}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{tl}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{xz} \\ \sigma_{xy} \end{bmatrix}$$

Dans cette expression E_t , E_l sont respectivement les modules transverse et longitudinal, ν_{tl} ,

ν_{tt} sont les coefficients de Poisson associés, G_{tl} le module de cisaillement dans la direction longitudinale et G_{tt} le module de cisaillement dans la direction transverse.

Constantes élastiques implémentées

Pour la modélisation de la dentine, les résultats de travaux (non publiés) concernant la caractérisation des propriétés isotropes transverses via un modèle multi-échelle dérivé des travaux de Hashin et Rosen [HR64] ont été utilisés. Les propriétés macroscopiques ont ainsi été calculées à partir des propriétés mécaniques des constituants microscopiques de la dentine (dentine intertubulaire et périrtubulaire) obtenues par nano-indentation.

Les valeurs utilisées pour l'émail sont extraites des travaux de Dandan et al. issues de mesures expérimentales obtenues à l'aide de la spectroscopie à résonance d'ultrason (Resonant Ultrasound Spectroscopy) [DFW⁺17]. Les coefficients élastiques sont regroupées dans le tableau 4.2.

TABLEAU 4.2 – Coefficients élastiques des tissus durs

Matériau	E_l (GPa)	E_t (GPa)	ν_{tl}	ν_{tt}	G_{tl}	G_{tt}	E_{iso}	ν_{iso}
Dentine	21.7	17.4	0.43	0.38	6.3	6.8	18.3	0.40
Émail [DFW ⁺ 17]	77.7	69.4	0.26	0.26	38	30.8	76.1	0.25

Champ d'orientation de la dentine

L'utilisation d'une telle loi de comportement au sein du modèle nécessite de définir en parallèle les champs d'orientations décrivant la direction des tubules dans la dentine et celle des prismes dans l'émail. Si l'on trouve dans la littérature quelques articles tenant compte de l'anisotropie des tissus dentaires, le formalisme mathématique permettant la description du champ d'orientation n'y est pas précisé [MMNZ09].

A l'échelle "macroscopique", il a été observé que les tubules sont généralement disposés sous la forme d'un "éventail" autour de la cavité pulpaire en émanant depuis la pulpe jusqu'à la frontière externe (figure 4.11) [FP15]. Cette disposition est la conséquence de la croissance et de la maturation du tissu dentinaire au cours de la dentinogénèse. Dans nos modèles numériques, nous avons adopté une approximation du champ d'orientation en tout point de la dentine sur la base de certaines entités géométriques du modèle CAO virtuel (figure 4.12).

Dans ce but, nous avons considérés chaque point M de la dentine comme appartenant à un cône de révolution prenant pour axe la droite "centrale" Δ_1 ou Δ_2 du canal pulpaire le plus proche, et passant par un point O_M défini arbitrairement sur l'axe médian Δ de la structure dentaire (figure 4.12). L'orientation locale au point M est définie comme étant la direction entre M et le som-

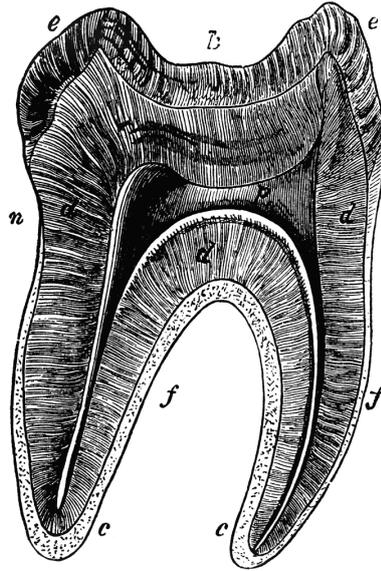


FIGURE 4.11 – Représentation schématique de l'orientation des tubules et des prismes d'émail [New00]

met S du cône ainsi calculé.

Dans le repère orthonormé $\mathcal{R}(O, \vec{x}, \vec{y}, \vec{z})$ on postule donc pour tout point M de la dentine D :

$$\forall M(x, y, z) \in D, M \in \mathcal{C}(\Delta_i, S)$$

avec $\mathcal{C}(\Delta_i, S)$ le cône de révolution d'axe Δ_i de direction \vec{n}_{Δ_i} et de sommet S . Le point O_M est défini sur l'axe médian pour chaque point M de manière arbitraire tel que :

$$\forall M(x, y, z) \in D \Rightarrow O_M(0, 0, z-2)$$

Soit O_M^\perp le point projeté de O_M sur Δ_i on définit le vecteur unitaire \vec{n}_o tel que :

$$\vec{n}_o = \frac{\overrightarrow{O_M O_M^\perp}}{\|O_M O_M^\perp\|}$$

On se place dans le repère orthonormé $\mathcal{R}^\mathcal{C}(O_M^\perp, \vec{n}_o, \vec{y}, \vec{n}_{\Delta_i})$ pour décrire la surface conique $\mathcal{C}(\Delta_i, S)$ (figure 4.12). Dans ce nouveau repère le point M a pour coordonnées :

$$\begin{cases} x_{\mathcal{C}} &= \overrightarrow{O_M^\perp M} \cdot \vec{n}_o \\ y_{\mathcal{C}} &= y \\ z_{\mathcal{C}} &= \overrightarrow{O_M^\perp M} \cdot \vec{n}_{\Delta_i} \end{cases}$$

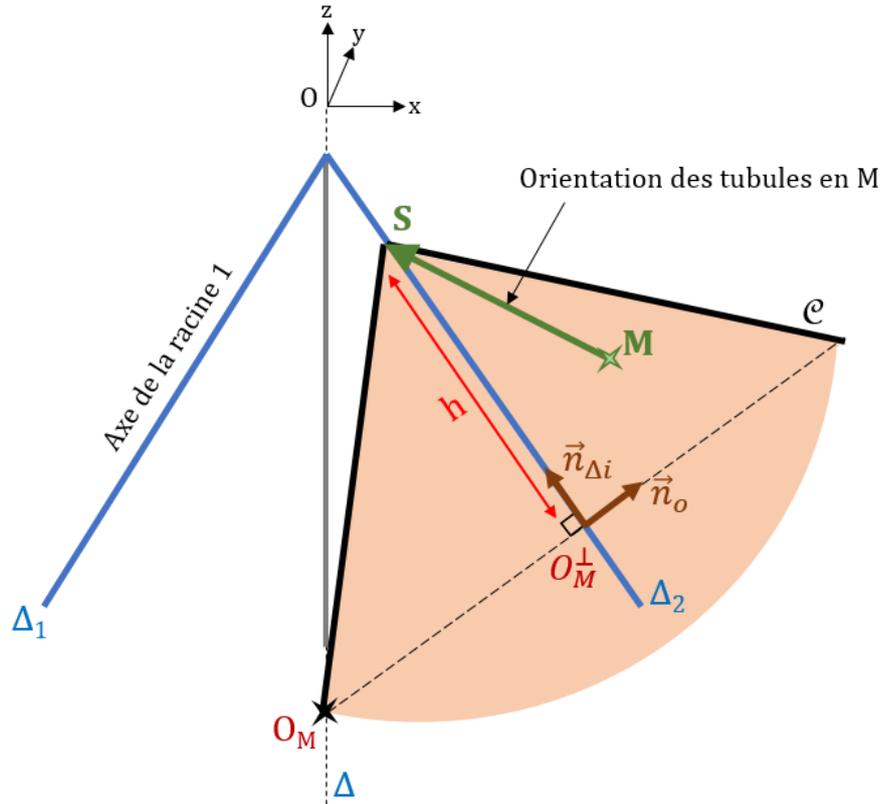


FIGURE 4.12 – Description géométrique pour l'orientation des tubules

Dans le repère $\mathcal{R}^{\mathcal{C}}$ les cônes de révolution \mathcal{C} admettant Δ_i pour axe et passant par O_M^\perp et M ont pour équation :

$$x_{\mathcal{C}}^2 + y^2 = z_{\mathcal{C}}^2 \left(\frac{\|O_M O_M^\perp\|}{h} \right)^2$$

avec h la distance entre O_M^\perp et le sommet S :

$$h = \pm z_{\mathcal{C}}^2 \frac{\|O_M O_M^\perp\|}{\sqrt{x_{\mathcal{C}}^2 + y^2}}$$

Il existe donc deux cônes de révolutions solutions de cette équation. Dans la description adoptée, nous avons toujours utilisé la valeur positive de h afin de respecter au mieux la disposition réelle des tubules.

Le vecteur dirigeant l'orientation des tubules au point M est finalement calculé :

$$\overrightarrow{MS} = M - (O_M^\perp + h * \overrightarrow{n_{\Delta i}})$$

La disposition des vecteurs orientations calculés au centre de chaque élément finis d'un maillage de la dentine est présentée en figure 4.13. Si la méthode permet d'obtenir un champ d'orientation visuellement proche de l'arrangement réel des tubules, les travaux développés pourront être largement optimisés par le biais de corrélations avec des observations microscopiques réalisées sur une dent réelle. En particulier, le calcul du point O_M pour chaque point M est un paramètre agissant sur l'angle du cône de révolution. La valeur choisie dans ce modèle permet de mettre en place des cônes quasi-plats, en accord avec une observation aux premiers abords de la dentine, mais des recalages sur ce paramètre pourraient être effectués par la suite.

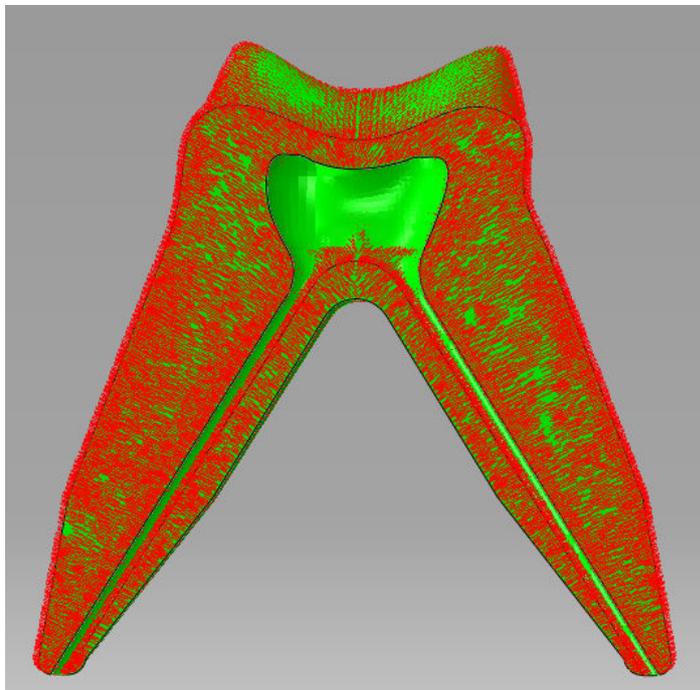


FIGURE 4.13 – Champ d'orientation implémenté - dentine

Le champ vectoriel ainsi développé pourrait également être utilisé dans le cadre de l'extraction d'éprouvettes de tissus dentaires. En effet, pour caractériser le comportement anisotrope de la dentine, il est difficile de réaliser des éprouvettes de tissu tout en contrôlant parfaitement l'orientation des tubules. L'emploi d'une méthode d'acquisition de la géométrie interne de la dent, comme la micro-tomographie à rayons X, combinée à un tel champ descriptif serait particulièrement intéressante pour extraire les propriétés mécaniques de la dentine par une méthode inverse. Il est cependant important de noter que la courbure réelle des tubules est en réalité plus complexe, les tubules présentant une forme ondulée proche d'une sinusoïde [MN96, VWG⁺17].

Champ d'orientation de l'émail

Une méthode similaire a été employée pour définir le champ d'orientation de l'émail. Dans ce tissu, ce sont les directions des prismes d'émail qui confèrent l'anisotropie. Géométriquement il a été observé que les prismes émanaient depuis la jonction amélo-dentinaire jusqu'au contour externe de la dent [AA02].

Le déploiement du champ d'orientation a également fait l'objet de simplifications au regard du cas réel. La direction en chaque point a été calculée à partir du centre d'inertie du contour externe de l'émail dans le plan cervico-occlusal d'ordonnée nulle. La disposition des vecteurs orientations calculés au centre de chaque élément fini d'un maillage de l'émail est présentée en figure 4.14.

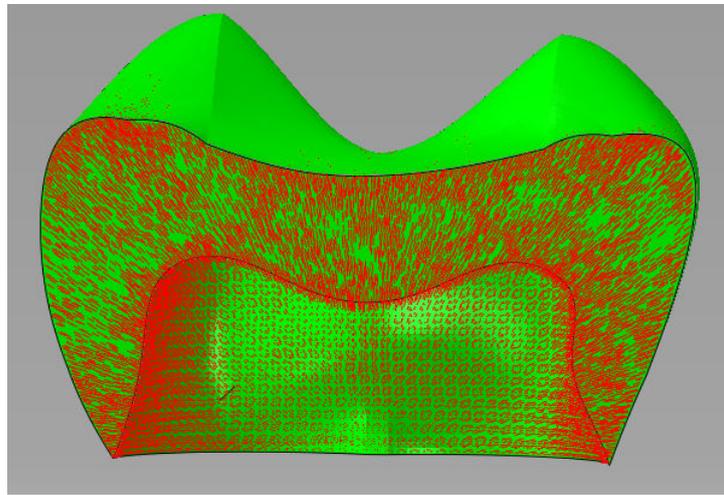


FIGURE 4.14 – Champ d'orientation implémenté - émail

4.2.3 Méthode de recalage des paramètres élastiques des modèles anisotrope et isotrope des tissus durs

Afin de comparer les modélisations des comportements anisotrope et isotrope des tissus durs par le biais de simulations numériques, une méthode d'identification a été appliquée afin de minimiser les écarts entre les deux comportements. La méthode est basée sur l'algorithme de minimisation de distance entre les matrices d'élasticité isotrope et anisotrope proposé par N. Norris [Nor05]. Dans notre étude nous utilisons la distance de Frobenius (ou Eulérienne), définie pour deux matrices \mathbf{A} , \mathbf{B} de même dimension telle que :

$$d_F(\mathbf{A}, \mathbf{B}) = [\text{tr}((\mathbf{A} - \mathbf{B})^T (\mathbf{A} - \mathbf{B}))]^{1/2}$$

L'algorithme s'appuie sur la méthode de décomposition du tenseur de rigidité élastique iso-

trope \mathbf{C}_{iso} proposée par Walpole en vue de simplifier le calcul algébrique en élasticité [Wal84] :

$$\mathbf{C}_{iso}(3\kappa, 2\mu) = 3\kappa\mathbf{J} + 2\mu\mathbf{K}$$

avec κ le module d'élasticité de compressibilité et μ le module de cisaillement. \mathbf{J} et \mathbf{K} étant des matrices employées pour décrire les symétries du tenseur.

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} \frac{1}{3} & \frac{1}{3} & \frac{1}{3} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{1}{3} & \frac{1}{3} & \frac{1}{3} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{1}{3} & \frac{1}{3} & \frac{1}{3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{K} = \mathbf{I} - \mathbf{J}$$

Les modules κ et μ pour la description isotrope la plus proche du matériau considéré sont ainsi recherchés. Il a été démontré que la minimisation de la distance de Frobenius d_F entre le tenseur de rigidité isotrope transverse \mathbf{C}_{transv} et le tenseur isotrope recherché \mathbf{C}_{iso} conduit aux relations suivantes :

$$9\kappa = c_{11}^{transv} + c_{22}^{transv} + c_{33}^{transv} + 2(c_{12}^{transv} + c_{23}^{transv} + c_{31}^{transv})$$

$$30\mu = 2(c_{11}^{transv} + c_{22}^{transv} + c_{33}^{transv} - c_{12}^{transv} - c_{23}^{transv} - c_{31}^{transv}) + 3(c_{44}^{transv} + c_{55}^{transv} + c_{66}^{transv})$$

avec c_{ij}^{transv} les composantes de \mathbf{C}_{transv} .

De même, les modules κ et μ peuvent être déterminés en minimisant la distance entre les matrices de souplesse élastique isotrope transverse \mathbf{S}_{transv} et \mathbf{S}_{iso} ce qui conduit à :

$$\frac{1}{\kappa} = s_{11}^{transv} + s_{22}^{transv} + s_{33}^{transv} + 2(s_{12}^{transv} + s_{23}^{transv} + s_{31}^{transv})$$

$$\frac{15}{2\mu} = 2(s_{11}^{transv} + s_{22}^{transv} + s_{33}^{transv} - s_{12}^{transv} - s_{23}^{transv} - s_{31}^{transv}) + 3(s_{44}^{transv} + s_{55}^{transv} + s_{66}^{transv})$$

En connaissance de κ et de μ , les constantes élastiques usuelles peuvent être calculées. Le module de Young E et le coefficient de Poisson ν sont donnés par les expressions :

$$\nu = \frac{3\kappa - 2\mu}{6\kappa + 2\mu}$$

$$E = 3\kappa(1 - 2\nu)$$

La distance de Frobenius ne donne pas une unique solution à ce problème, les résultats fournis par \mathbf{C} ou son inverse étant proches mais différents. Les simulations considérant un comportement élastique isotrope ont été réalisées en moyennant pour chaque coefficient les valeurs obtenues par les deux recalages. Les constantes isotropes calculées à partir des propriétés isotropes transverses présentées précédemment sont fournies en tableau 4.2.

4.3 Influence mécanique de l'anisotropie des tissus durs de la dent saine

Dans cette section, les résultats des modélisations éléments finis de la dent saine mises en place à partir des modèles géométriques et des lois de comportement identifiées dans ce chapitre sont présentés. L'état de contrainte de l'organe dentaire sollicité par un effort de mastication centré est préalablement étudié afin d'identifier les zones particulièrement sollicitées de la structure. La pertinence de la modélisation du comportement isotrope transverse de la dentine et de l'émail a ensuite été évaluée.

4.3.1 Modélisation isotrope : analyse des états de contrainte

Modélisation éléments finis du problème

Cette première étude considère un modèle constitué de l'émail, de la dentine et du ligament parodontal (PDL). Les modèles géométriques décrits dans le sous-chapitre 4.1.1 sont utilisés dans cette simulation. Le comportement hyperélastique traité précédemment décrit le comportement mécanique du PDL, tandis que les tissus durs (émail, dentine) sont considérés élastiques linéaires isotropes. Les coefficients élastiques utilisés sont présentés en tableau 4.2.

Les conditions aux limites et le chargement appliqué sont résumés sur la figure 4.15. Les interfaces entre les différentes parties du modèle ont été supposées parfaites. La fonction "Tie Constraint" d'ABAQUS a été utilisée pour assurer cette condition cinématique. La coque externe du PDL a été considérée encastrée dans un support infiniment rigide. Cette dernière hypothèse revient à supposer que l'élasticité de l'os alvéolaire sous-jacent n'affecte pas le champ des contraintes dans la dent.

Un chargement de pression uniforme et égal à 50 MPa est appliqué sur une surface issue de

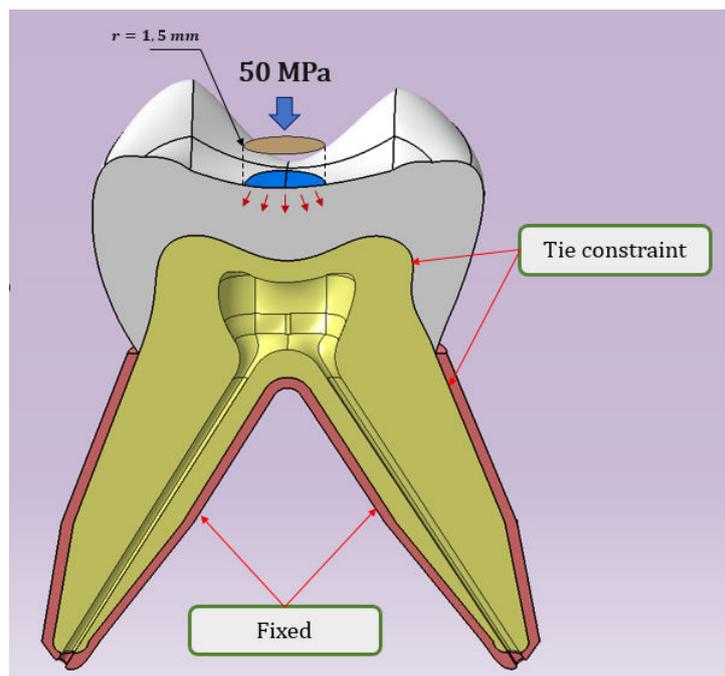


FIGURE 4.15 – Modélisation mécanique par éléments finis - dent saine

TABLEAU 4.3 – Caractéristiques des maillages éléments finis de la dent saine

Pièce	Nombre d'éléments	Taille min. moyenne (mm)	Taille max. moyenne (mm)
Dentine	166362	0.255	0.414
Émail	126048	0.274	0.440
PDL	181992	0.155	0.250

la projection d'un disque centré de rayon 1.5 mm sur la surface occlusale de la dent. La pression masticatoire utilisée est ainsi en accord avec les chargements physiologiques présentés dans le sous chapitre 1.2.5.

Les maillages 3D ont été réalisés à l'aide d'éléments finis tétraédriques quadratiques à 10 noeuds (C3D10) avec des fonctions de forme paraboliques. La formulation hybride a été employée pour les éléments finis décrivant le PDL afin d'éviter les problèmes de divergence en grandes déformations. Le nombre d'éléments finis par pièce et leurs dimensions caractéristiques sont présentés en tableau 4.3. Le calcul a été effectué avec le code de calcul SIMULIA/ABAQUS 6.11 et parallélisé sur 20 processeurs pour une durée totale de 15775 s, soit approximativement 4.38 heures de calcul.

Résultats

L'analyse de l'état mécanique des tissus durs de la dent est réalisée dans une première approche en considérant les contraintes principales maximales σ_1 (avec $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$). En effet ces tissus ont des propriétés mécaniques voisines des matériaux céramiques et présentent un

comportement élastique fragile similaire, sensible aux sollicitations de traction. Les champs des contraintes σ_1 sont présentés pour l'émail et la dentine en figure 4.16. Sont distingués sur ces figures des zones d'intérêts (ZOI pour "Zone Of Interest") particulièrement sollicitées en traction.

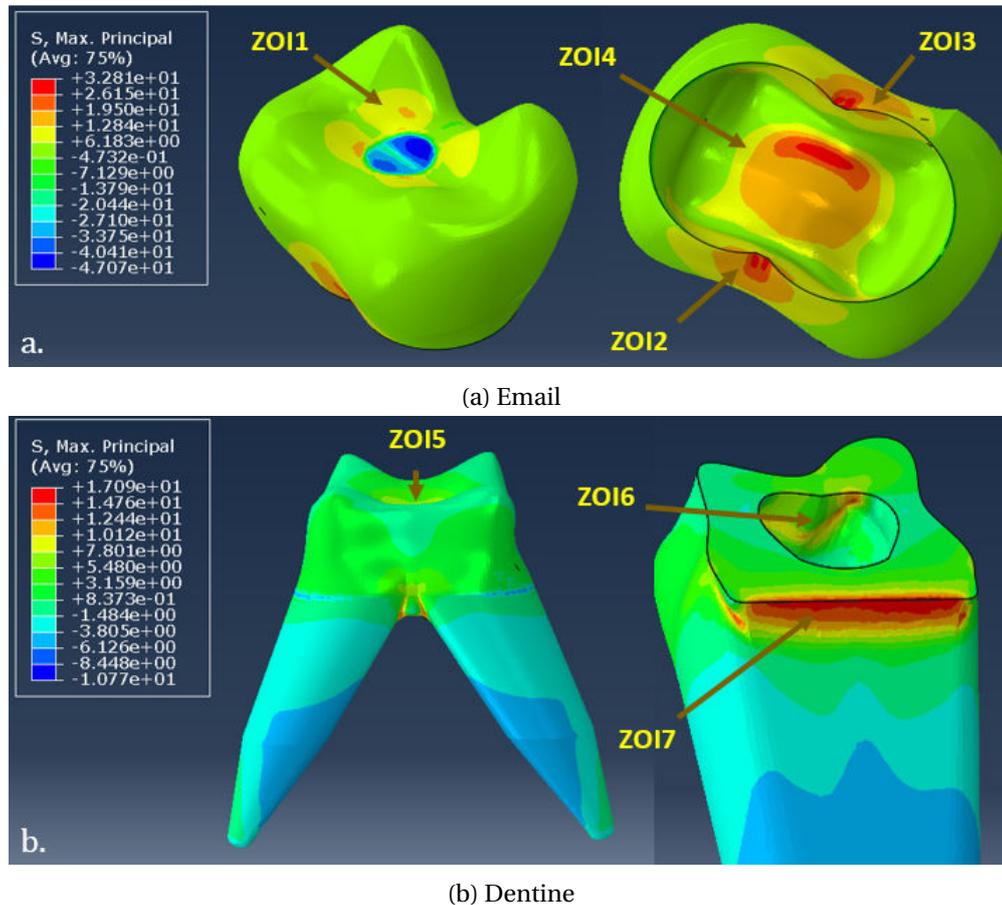


FIGURE 4.16 – Champs des contraintes principales maximales σ_1

Quatre ZOI ont été identifiées au sein de l'émail (figure 4.16a). En ZOI 1 la présence de contraintes σ_1 assez élevées est directement liée au chargement mécanique imposé. La contrainte principale maximale dans cette zone atteint 13 MPa. L'examen plus détaillé des contraintes principales dans cette zone révèle que σ_1 et σ_2 sont significativement différentes, la sollicitation semble ainsi être de type traction uniaxiale.

Les ZOI 2 et 3 situées sur les parois bucco-linguales de l'émail mettent également en évidence des sollicitations de traction. Les contraintes principales maximales y atteignant 30 MPa pour σ_1 et 7 MPa pour σ_2 . La direction principale correspondante est approximativement tangente à la jonction dentine/émail, l'application du chargement générant ainsi des contraintes circonférentielles de traction. La ZOI 4 localisée sous le chargement est soumise à des contraintes atteignant 28 MPa pour σ_1 et 17 MPa pour σ_2 , cette de sollicitation étant donc proche d'un état de bi-traction.

L'analyse du champ des contraintes dans la dentine révèle trois ZOI sollicitées en traction. La

ZOI 5, en contact avec la ZOI4 de l'émail, est soumise à des contraintes atteignant 6.5 MPa pour σ_1 et 4.5 MPa pour σ_2 . La surface supérieure de la cavité pulpaire (ZOI 6) fait également l'objet de sollicitations atteignant 13.5 MPa pour σ_1 et 11 MPa pour σ_2 . La dentine est donc moins sollicitée que l'émail.

Des contraintes atteignant 17 MPa pour σ_1 et 10 MPa pour σ_2 sont constatées au niveau de la jonction entre les racines (ZOI 7). Ces contraintes élevées sont tributaires de la configuration géométrique choisie lors de la conception CAO. Des sollicitations élevées sont également constatées sur la ligne externe de la jonction amélo-dentinaire. Ces contraintes sont dues à la discontinuité des propriétés mécaniques entre les deux tissus joints sur ce bord libre.

Les cartographies des champs des contraintes principales minimales σ_3 et principales maximales σ_1 du ligament parodontal sont présentées en figure 4.17. Elles montrent que celui-ci est principalement soumis à des contraintes de compression. Le ligament est peu sollicité au niveau de sa zone supérieure (à proximité de la gencive), les contraintes de compression les plus élevées, de l'ordre de 5 MPa se situant en partie basse du ligament (les contraintes de traction relevées sont liées à une singularité géométrique).

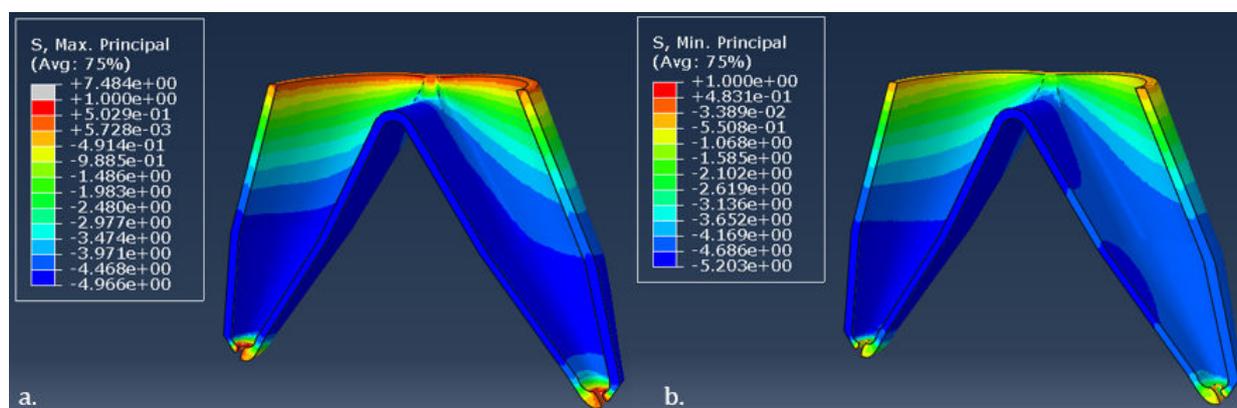


FIGURE 4.17 – Champs des contraintes dans le PDL - a. contrainte principale maximale - b. contrainte principale minimale

Cette étude a ainsi permis de fournir des premiers résultats concernant le comportement mécanique de la structure dentaire saine. Par la suite il serait nécessaire de réaliser d'autres simulations considérant par exemple des chargement mécaniques plus complexes (qui seront abordés dans le cadre de l'étude de la dent restaurée). La modélisation du comportement mécanique de la jonction amélo-dentinaire n'a pas été prise en compte dans cette étude et pourrait faire l'objet d'une étude spécifique (section 1.1.4). En effet, les écarts dimensionnels entre la hauteur totale de la dent (≈ 15 mm) et l'épaisseur de la jonction ($\approx 10\mu\text{m}$) étant trop importants pour le modèleur CAO. Certaines études traitant de ces structures à gradient de propriétés nous renseignent sur

le phénomène de diminution de contrainte induit par ce type d'interface [HWT⁺07]. Il est donc probable que les contraintes relevées en ZOI 4 et ZOI 5 soient surestimées.

Il est intéressant de noter que des fissures s'initiant depuis la zone cervicale de la dent sont cliniquement observées au sein de l'émail (figure 4.18). Ces fissures, communément appelées "M-Cracks" initient depuis des défauts naturels de l'émail (les "lamellae") [BKB⁺11, LLC10]. Si l'implication de la mastication dans ce phénomène est couramment présupposée, le modèle éléments finis permet de mettre en évidence des sollicitations de traction localisées au même endroit (ZOI 2 et 3) et pouvant donc favoriser l'ouverture de tels défauts.



FIGURE 4.18 – M-cracks, particulièrement mises en évidence chez les primates (Orang-outan) [BKB⁺11]

4.3.2 Comparaison des modélisations isotrope et isotrope transverse

Dans le cadre de l'analyse mécanique de la dent saine ou restaurée, le caractère anisotrope des tissus durs (dentine ou émail) est rarement pris en compte. Cette simplification de l'isotropie transverse est également courante dans le cadre de la modélisation de l'os cortical, un autre tissu dur du corps, où l'anisotropie induite par les ostéons est souvent négligée [Cow01]. Néanmoins, la validité de cette hypothèse est largement documentée dans le cas de l'os [PBZZ06, BHMD08, YMG10]. Dans cette étude, la pertinence de cette hypothèse est évaluée pour les tissus dentaires.

Trois simulations ont été réalisées afin d'évaluer l'impact de la modélisation de l'anisotropie des tissus. Les différentes configurations sont listées en tableau 4.4. Le PDL n'est pas considéré dans cette étude, la condition d'encastrement ayant donc été reportée sur la surface externe des racines dentaires. Les autres éléments de la modélisation (conditions aux limites, chargement mécanique) sont similaires à la partie précédente et les maillages employés sont rigoureusement identiques pour chacun des modèles. Les coefficients élastiques implémentés et le calcul du champ d'orientation ont été présentés en section 4.2.2.

TABLEAU 4.4 – Modèles étudiés pour la dent saine

	Dentine	Émail
ST1	isotrope	isotrope
ST2	isotrope transverse	isotrope
ST3	isotrope	isotrope transverse

Modélisation isotrope transverse de la dentine

L'impact de la modélisation de l'isotropie transverse de la dentine est étudié en comparant les champs des contraintes issus des simulations ST1 et ST2 (tableau 4.4).

Afin de comparer les résultats des deux simulations, des critères δ_i sont calculés pour chaque point d'intégration du maillage éléments finis :

$$\delta_i = \sigma_i^{ST1} - \sigma_i^{ST2}$$

avec σ_i^{ST1} et σ_i^{ST2} respectivement les contraintes principales des simulations ST1 et ST2 et $i = 1, 2, 3$.

Les valeurs minimales, maximales et moyennes pour chacun de ces critères δ_i calculées dans les maillages de l'émail et de la dentine sont regroupées dans le tableau 4.5. Les distributions des critères δ_1 et δ_3 pour les maillages de la dentine et de l'émail sont présentées en figure 4.19.

TABLEAU 4.5 – Caractéristiques des critères δ_i en (MPa) - dentine orthotrope

	Dentine			Émail		
	δ_1	δ_2	δ_3	δ_1	δ_2	δ_3
Minimum	-4.01	-3.81	-4.19	-1.59	-2.52	-3.10
Maximum	4.57	5.35	4.09	0.59	1.57	1.16
Moyenne	0.06	0.08	0.05	-0.04	0.00	0.01

En moyenne et sur la quasi totalité du modèle la modélisation de l'isotropie transverse de la dentine affecte peu l'état de contraintes de la dent. Cependant, certaines zones sont plus fortement modifiées (valeurs min. et max. du tableau 4.5) en particulier dans la dentine. Les représentations 3D des champs des critères (générées avec ABAQUS) permettent d'analyser leurs localisations (figure 4.20).

Le champ des critères δ_1 (figure 4.20a) montre que la contrainte principale maximale σ_1 est significativement modifiées au niveau de la jonction dentine/émail externe. Cependant, ces valeurs semblent être la conséquence des fortes discontinuités dans les propriétés implémentée d'un élément à l'autre. Les contraintes des tractions présentées en ZOI 5 sont augmentées de 0.5 MPa sur la modélisation isotrope transverse. Les critères δ_3 (figure 4.20b) permettent d'analyser les écarts

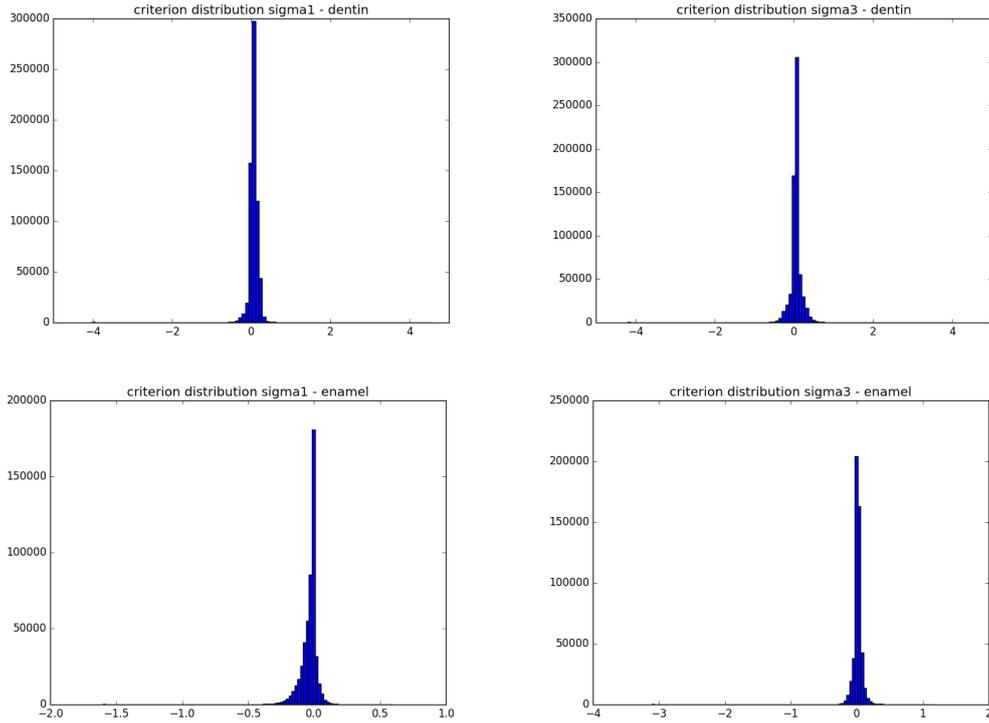
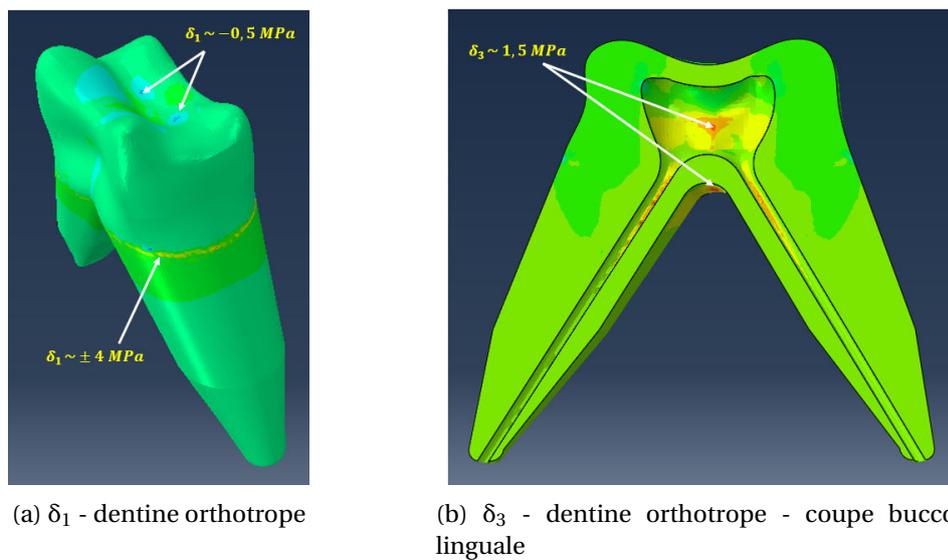


FIGURE 4.19 – Distributions des critères δ_1 et δ_3 pour la dentine et l'émail - dentine orthotrope

des sollicitations de compression au sein de la dentine, il est notamment observé une diminution de ces contraintes au niveau des parois de la pulpe ainsi qu'au niveau de l'intersection entre les racines (de l'ordre de 1.5 MPa).



(a) δ_1 - dentine orthotrope

(b) δ_3 - dentine orthotrope - coupe bucco-linguale

FIGURE 4.20 – Champs des critères δ_1 et δ_3 - dentine orthotrope

TABLEAU 4.6 – Caractéristiques des critères δ_i en (MPa) - émail isotrope transverse

	Dentin			Enamel		
	δ_1	δ_2	δ_3	δ_1	δ_2	δ_3
Minimum	-1.11	-1.29	-1.93	-3.98	-2.57	-5.00
Maximum	0.94	0.95	0.97	2.39	2.51	3.37
Mean	0.02	0.01	0.00	-0.03	-0.01	0.01

Modélisation isotrope transverse de l'émail

Une démarche similaire a été entreprise afin d'étudier l'orthotropie de l'émail en comparant les modélisations ST1 et ST3 (tableau 4.4). La première simulation (ST1) considère un comportement isotrope pour la dentine et l'émail tandis que le second modèle (ST3) considère l'isotropie transverse de l'émail. Les critères δ_i sont calculés pour chaque point d'intégration du maillage éléments finis :

$$\delta_i = \sigma_i^{ST1} - \sigma_i^{ST3}$$

avec σ_i^{ST1} et σ_i^{ST3} les contraintes principales des simulations ST1 et ST3 et $i = 1, 2, 3$.

Les valeurs minimales, maximales et moyennes pour chacun de ces critères calculées dans les maillages de l'émail et de la dentine sont regroupées dans le tableau 4.6. Les distributions des critères δ_1 et δ_3 pour les maillages de la dentine et de l'émail sont présentées en figure 4.21.

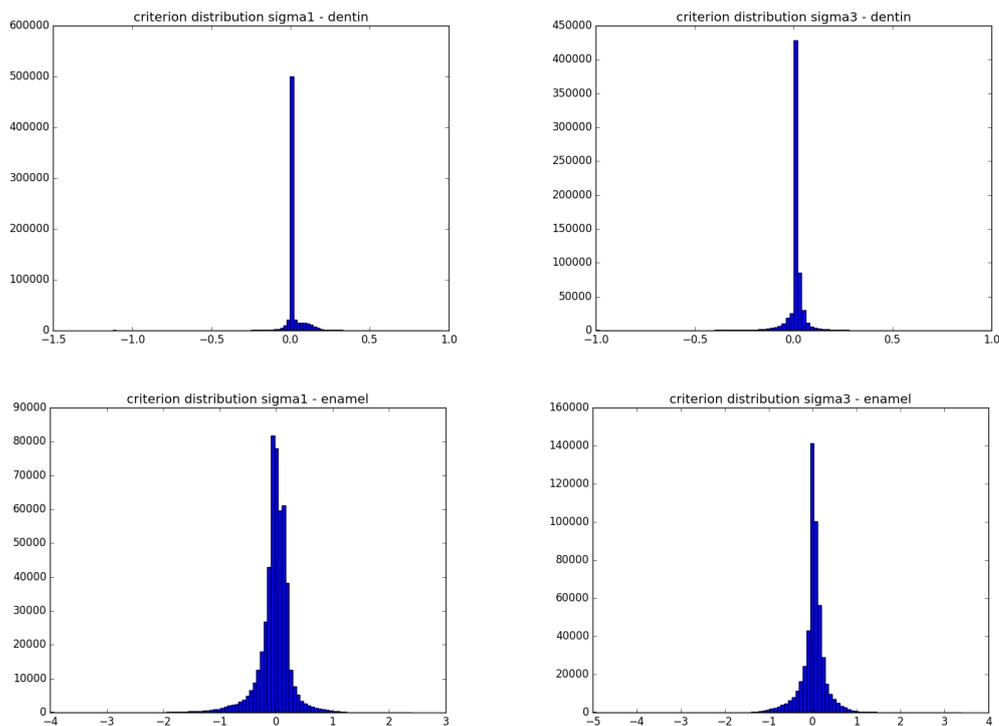


FIGURE 4.21 – Distributions des critères δ_1 et δ_3 pour la dentine et l'émail - émail isotrope transverse

Similairement à la dentine, la prise en compte de l'isotropie transverse de l'émail a peu d'influence sur les états de contraintes dans la dent à l'échelle macroscopique. Localement, la prise en compte de l'anisotropie augmente les sollicitations de traction sur les surfaces latérales de l'émail (≈ 1 MPa) ainsi qu'à proximité de la zone de chargement (≈ 2 MPa) (figure 4.22a). Les contraintes situées à l'interface dentine/émail (zone ZOI 4) se trouvent diminuées pour la modélisation orthotrope (≈ -4 MPa) (figure 4.22b). Le champ des critères σ_3 montre des différences sur la ligne externe de la jonction dentine/émail ainsi que sur ses parois bucco-linguales (≈ 3.5 MPa) (figure 4.22c).

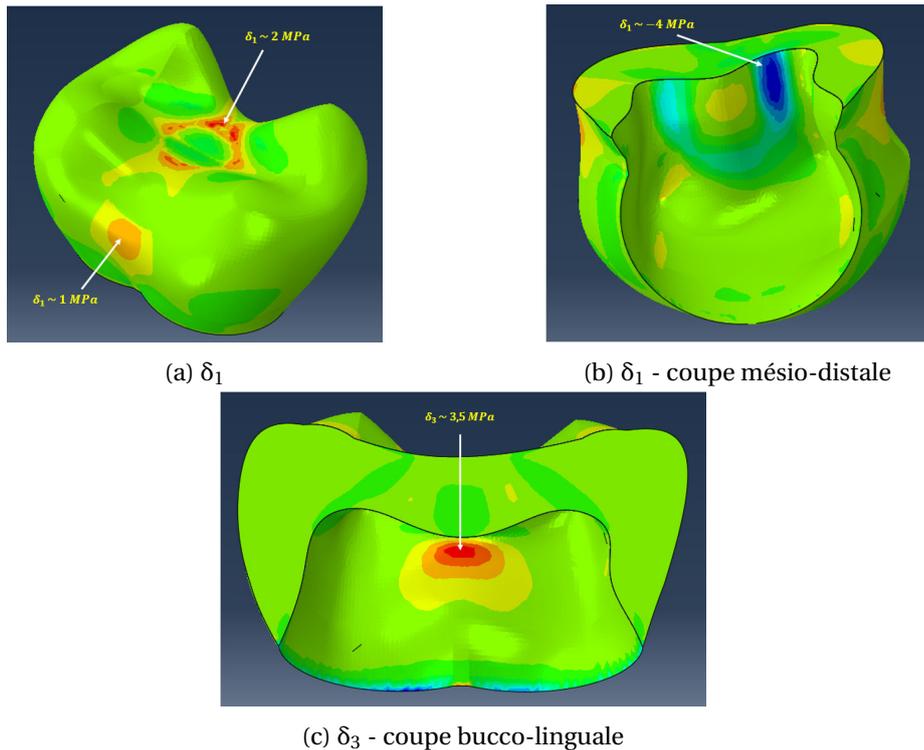


FIGURE 4.22 – Champs des critères δ_1 et δ_3 – émail isotrope transverse

Conclusions

Ces résultats indiquent que la prise en compte du caractère anisotrope des tissus dentaires a peu d'effet dans l'évaluation des contraintes mécaniques. De fait, ce constat est assez logique dans la mesure où le degré d'anisotropie est faible en termes de propriétés élastiques. La complexité de la structure dentaire n'a cependant pas été abordée dans son intégralité et des développements ultérieurs pourraient être réalisés pour enrichir le modèle développé dans ces travaux. En particulier, la modélisation de la variation des propriétés élastiques des tissus, en lien avec l'évolution de la microstructure au sein de la dent, permettrait d'approfondir notre connaissance du comportement mécanique de la dent saine. Nous considérons dans la suite des travaux que l'anisotropie des tissus dentaires peut être négligée dans le cadre de l'étude de la dent restaurée.

4.4 Étude mécanique de l'assemblage prothétique dentaire

L'étude mécanique de l'assemblage prothétique dentaire réalisée au chapitre 2 sur un modèle mécanique 2D *axisymétrique* est approfondie via la mise en place d'une modélisation 3D *virtuelle* du problème. Outre le fait que cette géométrie est plus représentative d'un cas réel, la construction d'un modèle 3D a permis d'incorporer un mode de chargement non-symétrique, plus proche de la mastication réelle. La première étude a donc été focalisée sur l'analyse de l'état de contrainte mécanique dans la prothèse et dans le joint de scellement. Dans un deuxième temps, un modèle mécanique dont la description est limitée aux entités géométriques disponibles au sein de la chaîne numérique des procédés CFAO est mis en place. La pertinence de cette modélisation simplifiée vis à vis du modèle complet est finalement évaluée.

4.4.1 Analyse éléments finis de la dent restaurée

Modèle mécanique implémenté

L'assemblage prothétique dentaire est composé de la couronne, du joint de scellement, de la préparation dentaire et du ligament parodontal (PDL). Le comportement hyperélastique présenté en sous-chapitre 4.2.1 est considéré pour le PDL. Les autres matériaux de l'assemblage sont considérés élastiques linéaires et isotropes. Les coefficients adoptés sont présentés en tableau 4.7.

Les conditions aux limites sont résumées en figure 4.23. Les interfaces entre les quatre parties ont été considérées comme étant parfaites. Elles ont été modélisées dans le code de calcul ABAQUS par la fonction « Tie Constraint ». La coque externe du ligament parodontal est considérée comme étant encadrée dans un support infiniment rigide.

Deux cas de chargement mécanique appliqués sur une surface issue de la projection d'un disque de rayon 1.5 mm sur la surface occlusale de la prothèse ont été considérés :

- un chargement normal de 50 MPa;
- un chargement de 50 MPa décomposé en une composante normale (46.9 MPa) et une composante tangentielle (17.1 MPa) orientée dans la direction mésiodistale.

Le maillage 3D a été réalisé avec des éléments finis tétraédriques quadratiques à 10 noeuds (C3D10). La formulation hybride a été employée pour le maillage du PDL. Les caractéristiques du maillage EF sont présentées dans le tableau 4.8. Les calculs ont été parallélisés sur 20 processeurs pour une durée de 11.56 heures pour le chargement centré et 14.24 heures pour le chargement incliné.

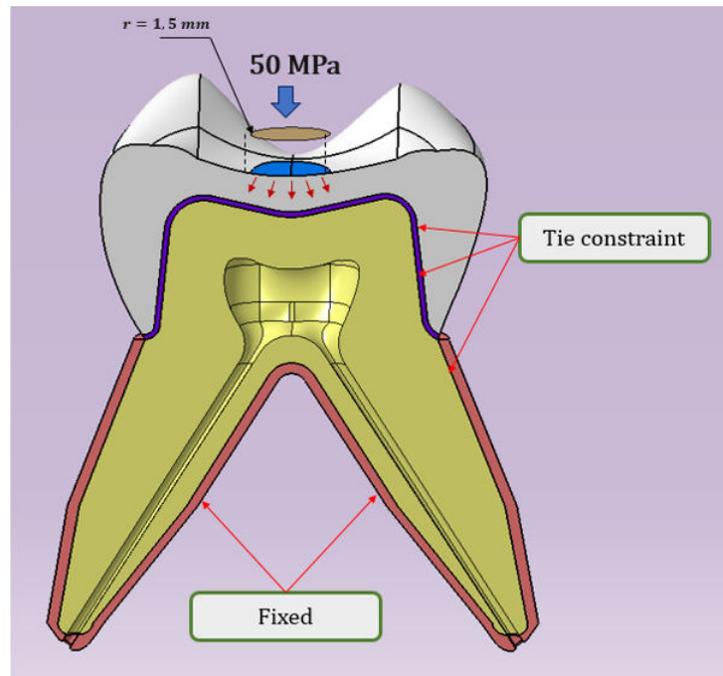


FIGURE 4.23 – Modélisation mécanique du problème - dent restaurée

TABLEAU 4.7 – Coefficients élastiques des matériaux de la dent restaurée

Matériau	E(GPa)	ν
Céramique	80.0	0.30
Composite	5.0	0.35
Dentine	18.3	0.25

TABLEAU 4.8 – Caractéristiques du maillage éléments finis de la dent restaurée

Pièce	Nombre d'éléments	Taille min. moyenne (mm)	Taille max. moyenne (mm)
Couronne	442428	0.179	0.288
Joint	155196	0.111	0.162
Préparation	268542	0.135	0.362
PDL	181992	0.155	0.250

Résultats

La première contrainte principale σ_1 dans la prothèse est présentée en figure 4.24 pour le modèle à chargement normal et en figure 4.25 pour le modèle à chargement incliné. Des zones d'intérêts ont été identifiées et utilisées pour le post traitement des deux modèles (figure 4.24b). Les intensités des contraintes principales pour les deux modèles au niveau des zones d'intérêts sont présentées en tableau 4.9. σ_1 étant la première contrainte principale et σ_2 la deuxième contrainte principale.

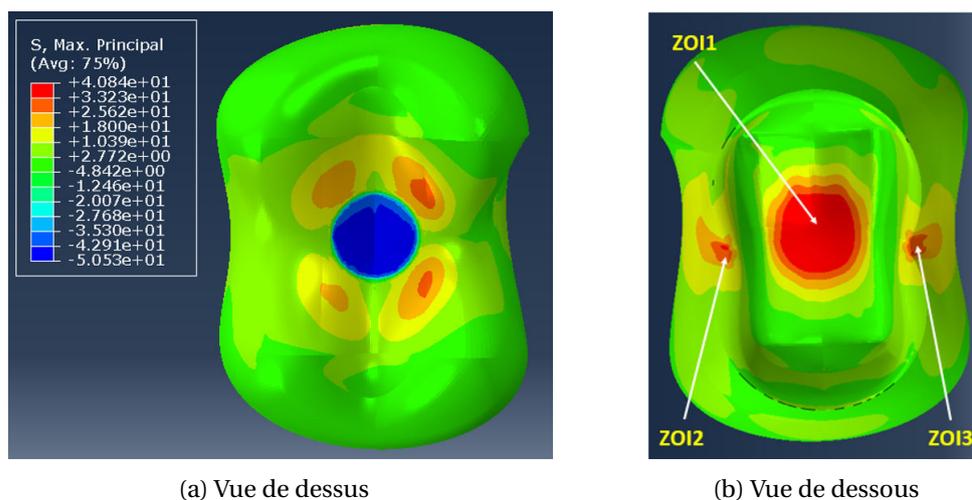


FIGURE 4.24 – Champ de contrainte principale maximale σ_1 - cas de chargement normal

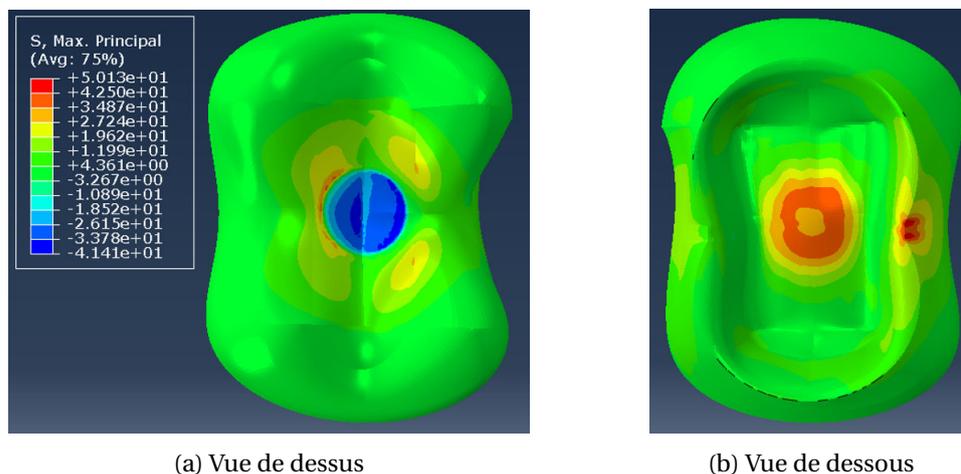


FIGURE 4.25 – Champ de contrainte principale σ_1 - cas de chargement incliné

Dans les deux modèles, la prothèse présente des contraintes de traction σ_1 et σ_2 élevées au niveau de la ZOI 1, la prothèse se trouvant ainsi dans un état de bi-traction, similairement aux modélisations effectuées au chapitre 2. Une partie des ruptures cliniques initiant à cet endroit, cette zone semble revêtir une importance capitale dans la tenue mécanique de la prothèse.

Pour le cas de chargement “normal”, des contraintes très élevées sont relevées pour la contrainte

TABLEAU 4.9 – Intensités maximales des contraintes σ_1 et σ_2 aux ZOI

Chargement	Composante principale	ZOI1	ZOI2	ZOI3
Normal	σ_1	39.6	15.9	16.6
	σ_2	36.2	3.1	2.8
Composé	σ_1	38.4	51.0	13.6
	σ_2	34.1	12.6	8.1

principale maximale σ_1 au niveau des parois bucco-linguales de la prothèse (ZOI 2 et 3). Cette observation n'a pas été réalisée dans le modèle 2D axisymétrique. Ces contraintes sont similaires à celles observées sur l'émail dans la partie précédente. L'application d'un chargement incliné fait significativement basculer ces contraintes sur la paroi linguale de la prothèse ($\sigma_1 = 51$ MPa). L'observation du cycle masticatoire indique que ce type de chargement est plus réaliste (section 1.2.4) qu'un chargement normal. En revanche, dans le cas réel il n'existe pas de sens préférentiel, les cycles ayant lieu dans un sens ou dans l'autre. En pratique, il est donc possible que la prothèse soit sollicitée de part et d'autre de ses parois bucco-linguales.

D'autre part, il est important de noter que cette zone de sollicitation coïncide avec un autre mode de rupture fréquent, où la fissuration s'initie depuis la ligne cervicale de la prothèse (section 1.4.2). De manière similaire aux contraintes observées sur l'émail, la direction principale orientant σ_1 est tangentielle à la ligne cervicale et semble donc particulièrement propice à l'ouverture d'une fissure. Contrairement à la ZOI 1, où la céramique est sollicitée dans un endroit confiné, en ZOI 2 et ZOI 3 la céramique est directement exposée au milieu buccal et subit une dégradation hydrolytique qui a pour effet d'abaisser sa ténacité.

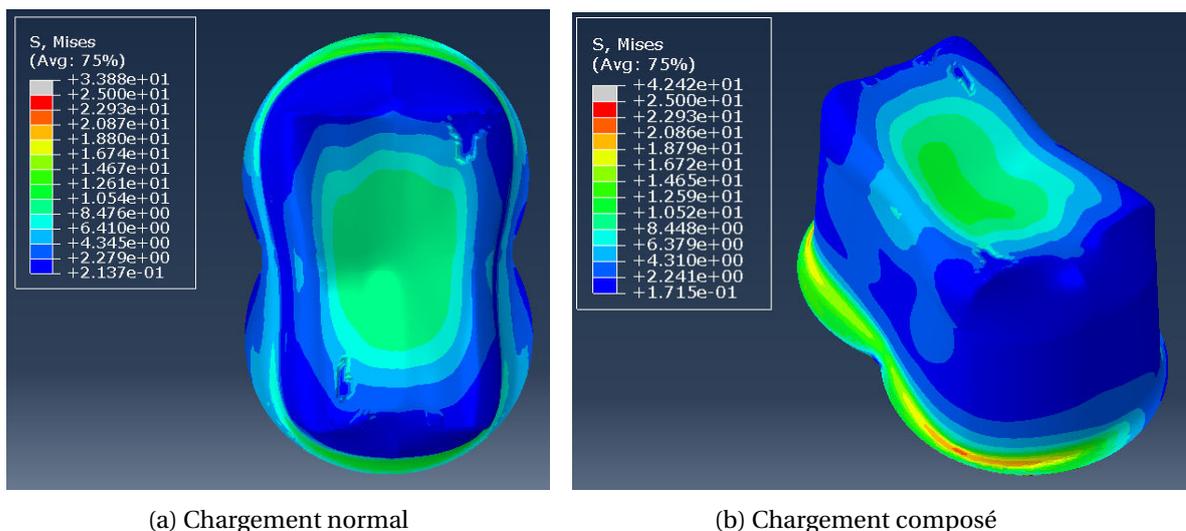


FIGURE 4.26 – Contraintes de von Mises dans le joint de scellement

Les champs de la contrainte équivalente de von Mises pour le joint de scellement pour les

deux configurations sont présentés en figure 4.26. Les résultats de la simulation montrent que le joint est principalement sollicité sous le chargement mécanique appliqué ainsi qu'au niveau de la ligne cervicale. Pour le chargement normal, les zones les plus sollicitées se situent sur la bordure mésiale, tandis qu'elles se situent au niveau des parois bucco-linguales pour le chargement incliné. Vis à vis du modèle 2D axisymétrique, la modélisation du problème en 3D permet ainsi de distinguer plus précisément les zones sollicitées en bordure cervicale du joint.

4.4.2 Simplification du modèle

Dans cette partie, un modèle mécanique limité aux données géométriques contenues dans la chaîne numérique des procédés CFAO dentaires est présentée. Ces données contiennent la géométrie de la préparation et la géométrie de la restauration prothétique. On postule que la géométrie du joint peut être déduite de l'intrados prothétique et de la préparation (cf chapitre 5). Le modèle ainsi généré est comparé au modèle complet (intégrant le ligament parodontal et les racines dentaires) afin d'estimer l'impact de cette simplification sur l'état de contrainte dans la prothèse.

Modélisation réduite de la dent restaurée

Afin de reproduire la présence des racines et pour appliquer au modèle des conditions aux limites proches de celles du cas réel, une extrusion de la base sur une distance de 10 mm a été réalisée (figure 4.27). Hormis la condition d'encastrement, qui est reportée sur la base de la préparation, et le maillage de la préparation, la modélisation mécanique est identique à la simulation précédente (conditions aux limites, matériaux). Le chargement incliné défini précédemment a été considéré dans cette étude. Le maillage de la préparation modifiée est séparé en deux parties : la partie supérieure (244840 éléments de tailles comprises entre 0.01 et 0.56 mm) et la partie obtenue par extrusion (7350 éléments de tailles comprises dimensions entre 0.2 et 0.65 mm). Les maillages du joint de scellement et de la prothèse sont identiques à l'étude précédente.

Comparaison avec la modélisation complète

Le champ de la première contrainte principale σ_1 dans la couronne céramique est présenté sur la figure 4.28. Les intensités des contraintes au niveau des ZOI sont regroupées en tableau 4.10.

L'analyse des simulations réalisées avec le modèle simplifié a permis d'identifier les zones particulièrement sollicitées présentes sur le modèle complet : sous le chargement (ZOI 1) et au niveau

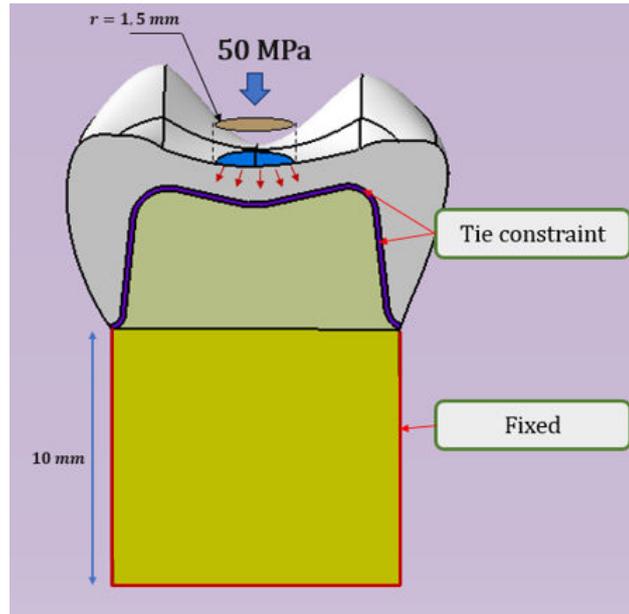
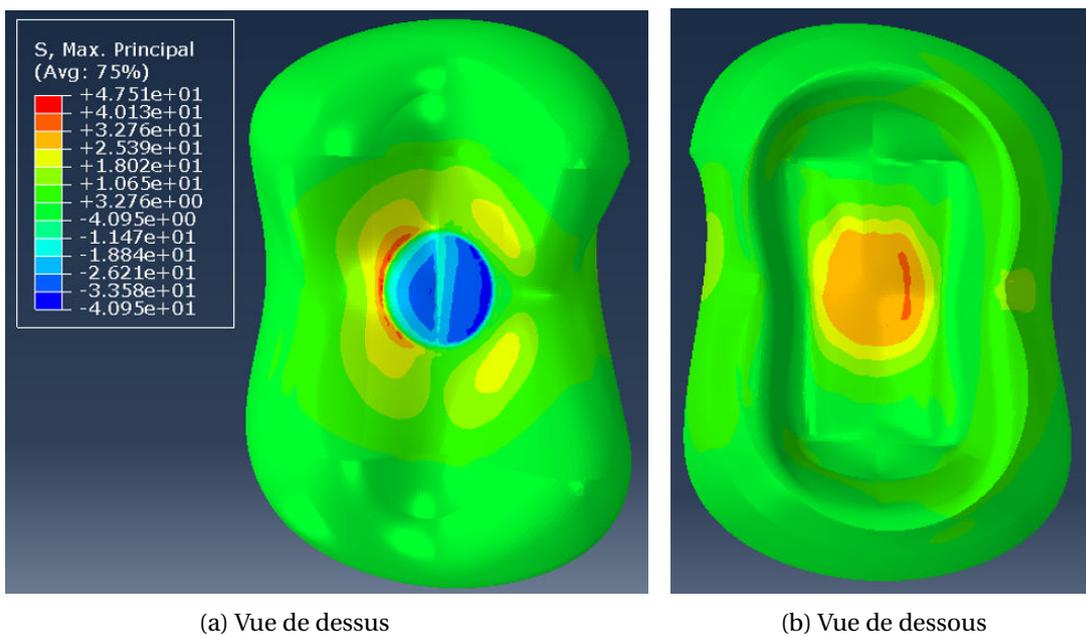


FIGURE 4.27 – Modélisation simplifiée de la dent restaurée



(a) Vue de dessus

(b) Vue de dessous

FIGURE 4.28 – Champs des contraintes principales σ_1 - chargement composé - modélisation simplifiée

TABLEAU 4.10 – Intensités maximales des contraintes principales σ_1 et σ_2 aux ZOI

Modèle	Composante principale	ZOI1	ZOI2
Simplifié	σ_1	33.0	18.6
	σ_2	30.2	5.4
Complet	σ_1	38.4	51.0
	σ_2	34.1	12.6

de la ligne cervicale du côté lingual (ZOI 2). L'intensité des contraintes est relativement peu modifiée dans la ZOI 1, cette zone étant donc peu affectée par les simplifications effectuées. Notamment, la modélisation du ligament parodontal ne semble pas avoir d'effet sur les contraintes dans cette zone.

Sur les parois de la prothèse (ZOI 2), des contraintes de traction élevées sont mesurées pour le modèle simplifié (≈ 20 GPa). En revanche, ces contraintes sont significativement plus faibles que pour le modèle complet (≈ 50 MPa). La prise en compte de la géométrie réelle des racines et du ligament semble donc nécessaire afin de rendre de compte correctement de l'état mécanique de la prothèse.

Les données géométriques intégrées aux procédés CFAO semblent donc suffisantes pour analyser les contraintes élevées présentes au droit du chargement. Ces données permettent également l'identification des zones sollicitées en bordure cervicale de la prothèse mais ne permettent pas de rendre compte des intensités de contrainte correctement. Ce type de simplification est fréquemment utilisé dans les publications traitant de la dent restaurée. Il est possible que ce soit l'une des raisons pour lesquelles les zones sollicitées en bordure cervicale de la prothèse aient peu été mises en évidence.

Dans le prochain chapitre, nous cherchons à employer ces données afin d'optimiser la tenue mécanique de la prothèse en ZOI 1 en effectuant des modifications sur la géométrie de l'intrados. On peut noter que la totalité des géométries nécessaires pour la description du problème (racine et ligament parodontal) peuvent être obtenues en utilisant un scanner de type "cone beam" utilisé en implantologie et présent dans certains cabinets dentaires.

4.5 Conclusions

Dans ce chapitre, nous avons développé des méthodes permettant la mise en place de modèles mécaniques de la dent saine et de la dent restaurée. Ces modèles ne permettent pas encore de rendre compte de la complexité du problème mécanique dans sa totalité. Cependant, ils offrent un cadre permettant de réaliser de futures améliorations par l'introduction de développements ultérieurs, tels que les phénomènes viscoélastiques (du matériau de scellement et du ligament parodontal) ou encore par la modélisation du contact occlusal.

Les simulations éléments finis nous permettent toutefois d'approximer les comportements mécaniques de la dent saine et restaurée. Les zones particulièrement sollicitées au niveau des parois cervicales des couronnes (émail ou prothétique) ont pu être mises en évidence, qui n'avaient

pas été décelées pour la prothèse dans l'étude simplifiée traitée au chapitre 2. Ces observations semblent pertinentes dans la mesure où elles coïncident avec des fissurations observées cliniquement dans l'émail et à des sites d'initiation de rupture prothétique.

Il a également été conclu que le caractère anisotrope des tissus dentaires (dentine et émail) pouvait être négligé dans le cadre d'une étude macroscopique de la dent saine, l'anisotropie étant relativement faible. Cependant, il serait pertinent d'approfondir cette étude en modélisant les variations des propriétés mécaniques au sein des tissus. La simplification de modèle effectuée sur la dent restaurée permet d'établir que les éléments géométriques contenus dans la chaîne numérique des procédés de CFAO dentaire permettent d'identifier certaines zones particulièrement sollicitées de la prothèse sans pour autant permettre la description précise de son état de contrainte.

4.6 Références

- [AA02] James K. Avery and Nancy Avery. *Oral Development and Histology*. Thieme, 2002. Google-Books-ID : nMPXtw25V5MC. 111
- [BHMD08] Vaclav Baca, Zdenek Horak, Petr Mikulenska, and Valer Dzupa. Comparison of an inhomogeneous orthotropic and isotropic material models used for FE analyses. *Medical Engineering & Physics*, 30(7) :924–930, September 2008. 117
- [BKB⁺11] A. Barani, A. J. Keown, M. B. Bush, J. J.-W. Lee, H. Chai, and B. R. Lawn. Mechanics of longitudinal cracks in tooth enamel. *Acta Biomater.*, 7(5) :2285–2292, May 2011. 117, XIV
- [BS02] AP Borelli and RJ Schmidt. *Advanced Mechanics of Materials*. 6th edition, October 2002. 106
- [cle14] clenard. *Basics of Biomechanics of Tendons and Ligaments*, July 2014. 104
- [Cow01] Stephen C. Cowin. *Bone Mechanics Handbook, Second Edition*. Taylor & Francis, March 2001. 117
- [DFW⁺17] Feng Dandan, Fan Fan, Rui Wang, Qiang Zhang, and Haijun Niu. Measurement of human enamel mechanical characteristics with resonant ultrasound spectroscopy. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2017* :2912–2915, 2017. 107

- [FP15] M Fehrenbach and Tracy Popowics. *Illustrated Dental Embryology, Histology, and Anatomy*. 4th edition, February 2015. [107](#)
- [fS94] International Organization for Standardization. standard, 1994. [97](#)
- [FTMC12] Ted S. Fill, Roger W. Toogood, Paul W. Major, and Jason P. Carey. Analytically determined mechanical properties of, and models for the periodontal ligament : Critical review of literature. *Journal of Biomechanics*, 45(1) :9–16, January 2012. [106](#)
- [HR64] Zvi Hashin and B. Walter Rosen. The Elastic Moduli of Fiber-Reinforced Materials. *Journal of Applied Mechanics*, 31(2) :223–232, June 1964. [107](#)
- [HWT⁺07] M. Huang, R. Wang, V. Thompson, D. Rekow, and W. O. Soboyejo. Bioinspired design of dental multilayers. *Journal of Materials Science : Materials in Medicine*, 18(1) :57–64, January 2007. [117](#)
- [KVA⁺16] Vatche Kassardjian, Sachin Varma, Manoharan Andiappan, Nico H. J. Creugers, and David Bartlett. A systematic review and meta analysis of the longevity of anterior and posterior all-ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, 55 :1–6, December 2016. [97](#)
- [LC04] J. Lemaitre and J.L. Chaboche. *Mécanique des matériaux solides*. Sciences SUP. Sciences de l'ingénieur. Dunod, 2004. [105](#)
- [LLC10] Brian R. Lawn, James J.-W. Lee, and Herzl Chai. Teeth : Among Nature's Most Durable Biocomposites. *Annu. Rev. Mater. Res.*, 40(1) :55–75, Jun 2010. [117](#)
- [MCM⁺15] Laís S. Munari, Tulimar P. M. Cornacchia, Allyson N. Moreira, Jason B. Gonçalves, Estevam B. De Las Casas, and Cláudia S. Magalhães. Stress distribution in a premolar 3d model with anisotropic and isotropic enamel. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 53(8) :751–758, August 2015. [104](#)
- [MMNZ09] Jiro Miura, Yoshinobu Maeda, Hiroaki Nakai, and Masaru Zako. Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied forces. *Dental Materials*, 25(1) :67–73, January 2009. [104](#), [107](#)
- [MN96] I. A. Mjör and I. Nordahl. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Archives of Oral Biology*, 41(5) :401–412, May 1996. [110](#)
- [New00] Martin Newell, Henry. *The human body an elementary text-book of anatomy, physiology and hygiene*. Toronto W.J. Gage, 4th edition, 1900. [108](#), [XIV](#)

- [Nor05] Andrew N. Norris. The isotropic material closest to a given anisotropic material. *arXiv :cond-mat/0509705*, September 2005. arXiv : cond-mat/0509705. 111
- [Ogd72] R. W. Ogden. Large deformation isotropic elasticity – on the correlation of theory and experiment for incompressible rubberlike solids, February 1972. 105
- [PBZZ06] Liang Peng, Jing Bai, Xiaoli Zeng, and Yongxin Zhou. Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions. *Medical Engineering & Physics*, 28(3) :227–233, April 2006. 117
- [PG01] Etienne Piette and Michel Goldberg. *La dent normale et pathologique*. De Boeck Supérieur, 2001. Google-Books-ID : w2MpAwAAQBAJ. 97
- [Shi18] Kyo Shindo. Grabcad account. <https://grabcad.com/kyo.shindo-1>, 2018. 97
- [SJY⁺04] Ya-li Song, Li Jia, Ling Yin, Tian Huang, and Ping Gao. The feature-based posterior crown design in a dental cad/cam system. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 31 :1058–1065, 2004. 99
- [SVNC⁺93] I.R. Spears, R. Van Noort, R.H. Crompton, G.E. Cardew, and I.C. Howard. The Effects of Enamel Anisotropy on the Distribution of Stress in a Tooth. *Journal of Dental Research*, 72(11) :1526–1531, November 1993. 104
- [Sys11] Dassault System. Catia - generative shape design. https://www.3ds.com/products-services/catia/products/v5/portfolio/domain/Shape_Design_Styling/product/GS1/, 2011. 97
- [VER18] Erwan VERRON. Modèles hyperélastiques pour le comportement mécanique des élastomères, March 2018. 105
- [VWG⁺17] Elsa Vennat, Wenlong Wang, Rachel Genthial, Bertrand David, Elisabeth Dursun, and Aurélien Gourrier. Mesoscale porosity at the dentin-enamel junction could affect the biomechanical properties of teeth. *Acta Biomater.*, 51 :418–432, Mar 2017. 110
- [Wal84] L. J. Walpole. Fourth-rank tensors of the thirty-two crystal classes : multiplication tables. *Proc. R. Soc. Lond. A*, 391(1800) :149–179, January 1984. 112
- [WS07] Julian B. Woelfel and Rickne C. Scheid. *Anatomie dentaire : application à la pratique de la chirurgie dentaire*. Maloine, 2007. Google-Books-ID : n809PAAACAAJ. 97

- [WTY09] B. Wu, W. Tang, and B. Yan. Study on Stress Distribution in Periodontal Ligament of Impacted Tooth Based on Hyperelastic Model. In *2009 International Conference on Information Engineering and Computer Science*, pages 1–4, December 2009. [105](#), [XVII](#)
- [YMG10] Haisheng Yang, Xin Ma, and Tongtong Guo. Some factors that affect the comparison between isotropic and orthotropic inhomogeneous finite element material models of femur. *Medical Engineering & Physics*, 32(6) :553–560, July 2010. [117](#)
- [ZS10] Shu-Xian Zheng and Qing-Feng Sun. A novel 3d morphing approach for tooth occlusal surface reconstruction. *Computer-Aided Design*, 43 :298–302, 2010. [99](#)

Chapitre 5

Assemblage réel : dimensionnement mécanique en CFAO dentaire

Les chaînes numériques des procédés CFAO utilisés en dentisterie indirecte intègrent des données géométriques permettant la description de la préparation dentaire, de la prothèse et des dents en contact occlusal. Dans le chapitre précédent, il a été montré que ces informations étaient suffisantes pour mettre en place un calcul mécanique permettant d'identifier les zones soumises à de fortes contraintes. De plus, il ressort des analyses de sensibilités réalisées au chapitre 2 que les contraintes au sein de la restauration étaient particulièrement sensibles au dimensionnement géométrique de l'intrados prothétique. Ce dernier chapitre a donc pour objectif de proposer une méthode de dimensionnement de la géométrie interne de la prothèse, à partir de la mise en place d'un modèle mécanique s'appuyant sur les données acquises sur le patient. Ces données étant initialement sous la forme de nuages de points, un algorithme de rétro-conception permettant la mise en place d'un modèle géométrique CAO est d'abord présenté. Ce modèle CAO est ensuite utilisé avec un mailleur EF pour mettre en place une simulation numérique dont les résultats conduisent à des modifications sur la conception géométrique de la prothèse, en vue de minimiser son état de contrainte. La démarche proposée est illustrée par le biais d'un cas test généré à partir de données issues d'une solution CFAO commerciale.

Sommaire

5.1 Méthode de rétro-conception à partir d'un nuage de points	135
5.1.1 Fonctionnement général de l'algorithme	135
5.1.2 Interpolation du nuage de points par une fonction implicite	136
5.1.3 Détermination du maillage surfacique	140
5.1.4 Description surfacique B-Splines	142

5.2 Génération de maillages éléments finis	144
5.2.1 Modèles géométriques considérés	144
5.2.2 Étude qualitative des maillage EF générés	146
5.3 Optimisation de la géométrie prothétique	147
5.3.1 Modélisation mécanique « patient specific »	147
5.3.2 Optimisation géométrique de l'intrados prothétique	153
5.4 Conclusions	156
5.5 Références	156

5.1 Méthode de rétro-conception à partir d'un nuage de points

La méthode de rétro-conception utilisée pour mettre en place le modèle CAO de la prothèse est présentée dans cette partie. L'algorithme issu des travaux de D.J Yoo [Yoo11] permet la construction d'une description surfacique B-Splines à partir d'un nuage de points. Nous présentons préalablement les étapes générales de l'algorithme avant de d'aborder plus en détails ses différentes briques fonctionnelles.

5.1.1 Fonctionnement général de l'algorithme

Les principales étapes de l'algorithme sont présentées en figure 5.1. La première étape consiste à mettre en place et à résoudre un système linéaire permettant la construction d'une fonction implicite interpolant le nuage de points. Une voxelisation de la géométrie est ensuite créée afin d'obtenir une disposition régulière de points autour de la géométrie. Ces points sont projetés sur la fonction implicite, puis finalement utilisés pour la génération d'éléments surfaciques B-splines.

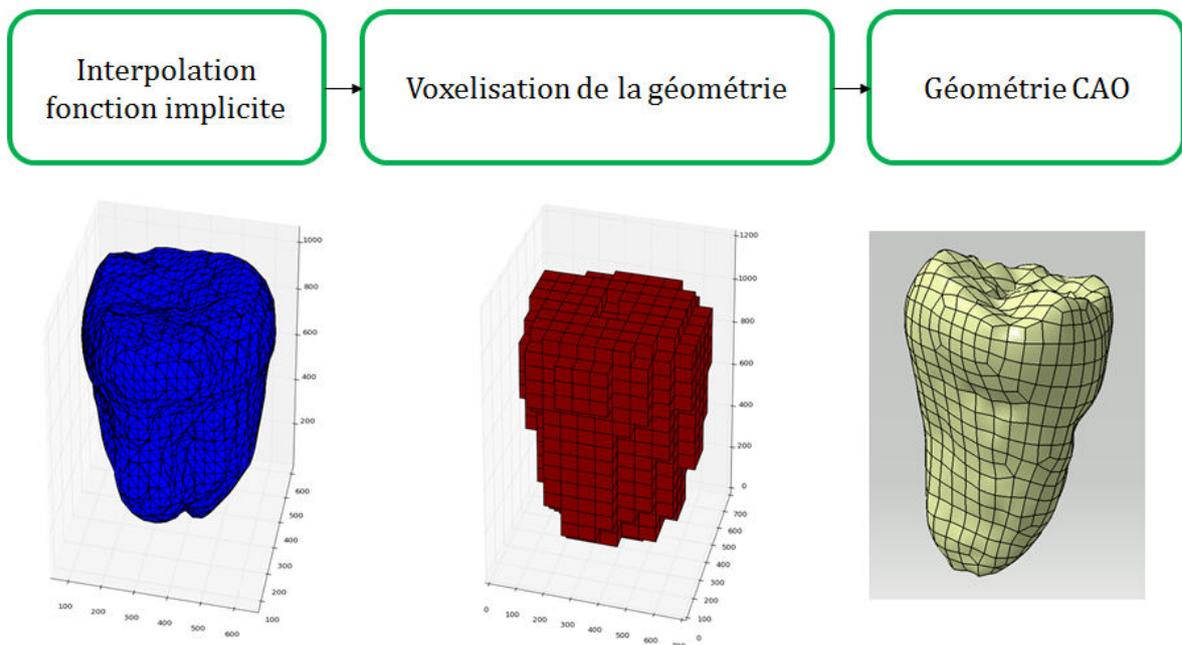


FIGURE 5.1 – Principales étapes de l'algorithme de rétro-conception (d'après D.J. Yoo [Yoo11])

L'algorithme a été implémenté en utilisant le langage de programmation Python 2.7. La librairie scientifique Numpy [Oli15] et la librairie CAO issue du logiciel open source FreeCAD [FC12] ont également été utilisées. Les nuages de points traités dans le cadre de la présentation de cet algorithme sont issus de la reconstruction 3D de données obtenues par l'observation par microtomographie de la dent saine. Ces données d'entrées sont représentées à l'aide du format STL, permettant la description des géométries par une série de triangles définis par les coordonnées de

leurs trois sommets et par un vecteur normal unitaire externe [Ros88].

5.1.2 Interpolation du nuage de points par une fonction implicite

Les premiers résultats concernant l'interpolation d'un nuage de points par une fonction implicite sont issus des travaux de Broohead, Girosi ou encore Hoppe [BL88, HDD⁺92, GJP93]. Ces publications proposent l'interpolation des points par une fonction distance signée, obtenue par résolution d'un système linéaire. Cette approche, au départ limitée à des nuages de points de taille relativement petite, peut être combinée à des méthodes de décomposition de domaines afin de traiter des données plus conséquentes [IL05].

Fonction distance signée

La fonction distance signée d'un ensemble (ou fonction distance orientée) mesure la distance de chaque point de l'espace à la frontière topologique de cet ensemble. Soit f une fonction distance signée d'un ensemble E délimité par une frontière fermée S , M un point de l'espace de vecteur position \mathbf{x} et d une fonction de distance, on pose par convention (les vecteurs sont notés en gras) :

$$f = \begin{cases} d(\mathbf{x}, S) & \text{si } M \text{ à l'intérieur de } S \\ 0 & \text{si } M \text{ appartient à } S \\ -d(\mathbf{x}, S) & \text{si } M \text{ à l'extérieur de } S \end{cases}$$

Cette fonction est donc nulle en tout point M de l'espace E appartenant au contour S .

Interpolation par les fonctions de bases radiales

La description mathématique de la surface géométrique S peut être obtenue à partir de l'interpolation d'une fonction distance signée sur les données d'entrées. Les données utilisées ici sont les points $\mathbf{c}_i = (C_i^x, C_i^y, C_i^z)$ appartenants au fichier STL. Soit f la fonction recherchée, on a :

$$f(\mathbf{c}_i) = h_i = 0$$

avec h_i la distance du point \mathbf{c}_i à S . Cette fonction implicite peut se mettre sous la forme suivante pour tout point M de l'espace [HDD⁺92, TO99] :

$$f(\mathbf{x}) = \sum_{i=1}^N \lambda_i \Phi(\mathbf{x} - \mathbf{c}_i) + P(\mathbf{x}) \quad (5.1)$$

Dans cette expression, N est le cardinal du nuage de points et P(x) un polynôme de degré 1. Les coefficients λ_i sont les pondérations à interpoler devant satisfaire la condition suivante :

$$\sum_{i=1}^N \lambda_i = \sum_{i=1}^N \lambda_i C_i^x = \sum_{i=1}^N \lambda_i C_i^y = \sum_{i=1}^N \lambda_i C_i^z = 0 \quad (5.2)$$

La fonction $\Phi(\mathbf{x})$ est une fonction de base radiale (RBF) symétrique par rapport à l'origine O. Il existe une infinité de RBF, dans le cadre de notre étude la fonction Thin-Plate Spline régulièrement employée en informatique graphique est utilisée [Duc77] :

$$\Phi(\mathbf{x}) = |\mathbf{x}|^2 \log(|\mathbf{x}|)$$

Le problème d'interpolation consiste alors à trouver les coefficients λ_i ainsi que les coefficients du polynôme P en résolvant le système linéaire suivant :

$$\begin{bmatrix} \Phi_{11} & \Phi_{12} & \Phi_{13} & \dots & \Phi_{1N} & 1 & C_1^x & C_1^y & C_1^z \\ \Phi_{21} & \Phi_{22} & \Phi_{23} & \dots & \Phi_{2N} & 1 & C_2^x & C_2^y & C_2^z \\ & \vdots & & \ddots & & & \vdots & & \\ \Phi_{N1} & \Phi_{N2} & \Phi_{N3} & & \Phi_{NN} & 1 & C_N^x & C_N^y & C_N^z \\ 1 & 1 & 1 & \dots & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ C_1^x & C_2^x & C_3^x & \dots & C_N^x & 0 & 0 & 0 & 0 \\ C_1^y & C_2^y & C_3^y & \dots & C_N^y & 0 & 0 & 0 & 0 \\ C_1^z & C_2^z & C_3^z & \dots & C_N^z & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \lambda_1 \\ \lambda_2 \\ \vdots \\ \lambda_N \\ P_0 \\ P_1 \\ P_2 \\ P_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} h_1 \\ h_2 \\ \vdots \\ h_N \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5.3)$$

avec

$$\Phi_{ij} = \Phi(\mathbf{c}_i - \mathbf{c}_j)$$

où les (P_i) sont les coefficients du polynôme P. Il est cependant problématique que la fonction soit nulle sur les points du nuage, en effet dans ce cas de figure toutes les valeurs h_i sont nulles et le système se résout par la solution triviale nulle. Afin d'éviter ce problème, la description de la géométrie est enrichie par de nouveaux points n'appartenant pas à la surface et dont la distance h_i est connue. Généralement, la méthode des moindres carrés est employée afin de calculer localement le vecteur normal unitaire à chaque point appartenant au nuage, chaque point étant ensuite projeté sur une distance connue [OF05]. Dans notre cas, les normales unitaires fournies dans le fichier STL sont relocalisées au niveau des points du nuage puis utilisées afin de réaliser

ces projections. Ces nouveaux points sont tels que :

$$f(\mathbf{c}_i) = h_i = \pm 1$$

le signe de h_i dépend du sens de projection. Dans l'implémentation proposée, les points ont été projetés dans les deux sens afin d'améliorer la qualité de la reconstruction [CBC⁺01].

Décomposition du domaine et partition de l'unité

En utilisant des ordinateurs de puissance moyenne, la résolution directe du système linéaire n'est applicable que sur des nuages de points de faible cardinal (500-1000 points). Pour traiter des ensembles de points plus conséquents (10 000 - 100 000 points dans le cadre notre étude) une méthode de décomposition de domaine associée à une recombinaison par partition de l'unité a été utilisée. Le problème d'interpolation sur le domaine complet est ainsi résolu par des interpolations séparées sur plusieurs sous-domaines. Les solutions locales sont ensuite recombinaison pour obtenir la solution globale.

Méthode de décomposition du nuage de points

Plusieurs méthodes de décomposition sont proposées dans la littérature, on considérera ici une décomposition de domaine adaptative de type octree qui nous permet de décomposer un cube en huit cubes identiques [Reu03, LK04].

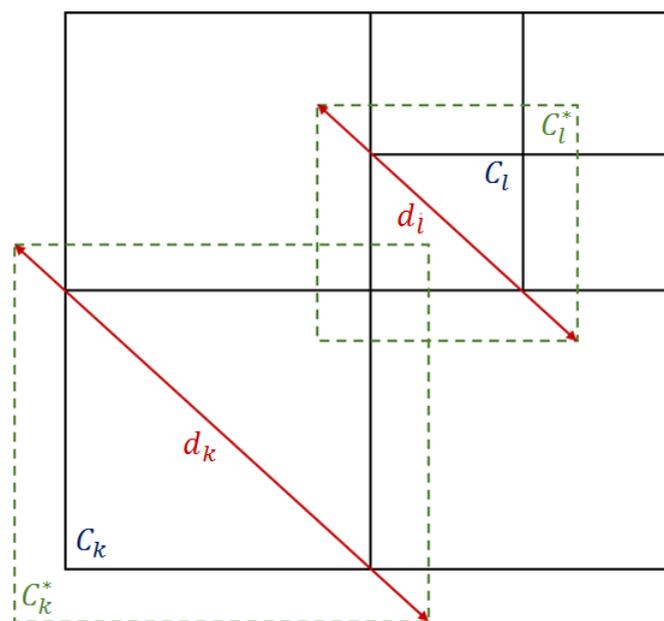


FIGURE 5.2 – Schématisation 2D de la décomposition en octree adaptative (d'après P. Reuter [Reu03])

Les cubes C_k issus de cette décomposition sont associés à des sous-ensembles de points Ω_k . Les points de Ω_k sont contenus dans un cube C_k^* de même centre que C_k mais de diagonale d_k ajustable et supérieure à la diagonale de C_k (figure 5.2). Cette structure est définie afin que les différents domaines s'enchevêtrent et que les solutions puissent être recombinaées par la suite. Le cardinal de chaque sous-ensemble est encadré par deux entiers positifs A et B :

$$A \leq \text{card}(\Omega_k) \leq B$$

Les domaines cubiques C_k sont ensuite décomposés sous les conditions suivantes :

- si $\text{card}(\Omega_k) \geq B$ alors C_k est décomposé en huit sous-domaines;
- si $\text{card}(\Omega_k) \leq A$ alors la diagonale d_k du sous-domaines C_k est augmentée jusqu'à ce que $\text{card}(\Omega_k) \geq A$.

Dans notre implémentation, les valeurs de A et B ont respectivement été fixées à 50 et 600, ce qui permet une résolution relativement rapide sur un ordinateur de puissance moyenne.

Recombinaison des fonctions - partition de l'unité

Une fois résolu le système linéaire (5.3) associé à chaque sous-ensemble Ω_k , il est nécessaire de recombinaer les fonctions implicites f_k ainsi obtenues. La méthode de partition de l'unité a donc été utilisée afin de pondérer la contribution de chaque partition sur la solution finale par une fonction w_k [OBA⁺03]. Pour une décomposition sur ND sous-domaines la fonction implicite de la surface est donnée par :

$$F(\mathbf{x}) = \sum_{k=1}^{\text{ND}} f_k(\mathbf{x}) w_k(\mathbf{x}) \quad (5.4)$$

Les fonctions de pondérations w_k sont telles que :

$$\sum_{k=1}^{\text{ND}} w_k = 1$$

$$w_k(\mathbf{x}) = \frac{W_k(\mathbf{x})}{\sum_{l=1}^{\text{ND}} W_l(\mathbf{x})}$$

$$W_k(\mathbf{x}) = -6d_k^5 + 15d_k^4 - 10d_k^3 + 1$$

$$d_k(\mathbf{x}) = 1 - \prod_{r \in \{x, y, z\}} \frac{4(\mathbf{x}_r - \mathbf{s}_r)(\mathbf{t}_r - \mathbf{x}_r)}{(\mathbf{t}_r - \mathbf{s}_r)^2}$$

\mathbf{t} et \mathbf{s} étant les vecteurs positions de deux coins opposés du domaine cubique C_k^* .

5.1.3 Détermination du maillage surfacique

Pour réaliser le modèle CAO, il est préalablement nécessaire de définir les points de conception qui délimiteront les carreaux surfaciques décrivant la géométrie. Le problème consiste à définir l'agencement de ces points d'une manière telle que leur disposition soit suffisamment régulière pour être employée de manière efficace dans une démarche de conception nécessitant ultérieurement la génération d'un maillage éléments finis. La stratégie mise en place consiste à décomposer l'espace en cubes de même taille, de récupérer les cubes intersectant la fonction implicite, puis les sommets situés à l'extérieur de la surface. Ces points issus de la voxelisation de la géométrie sont ensuite projetés sur la surface afin d'obtenir les points de conception (figure 5.3).

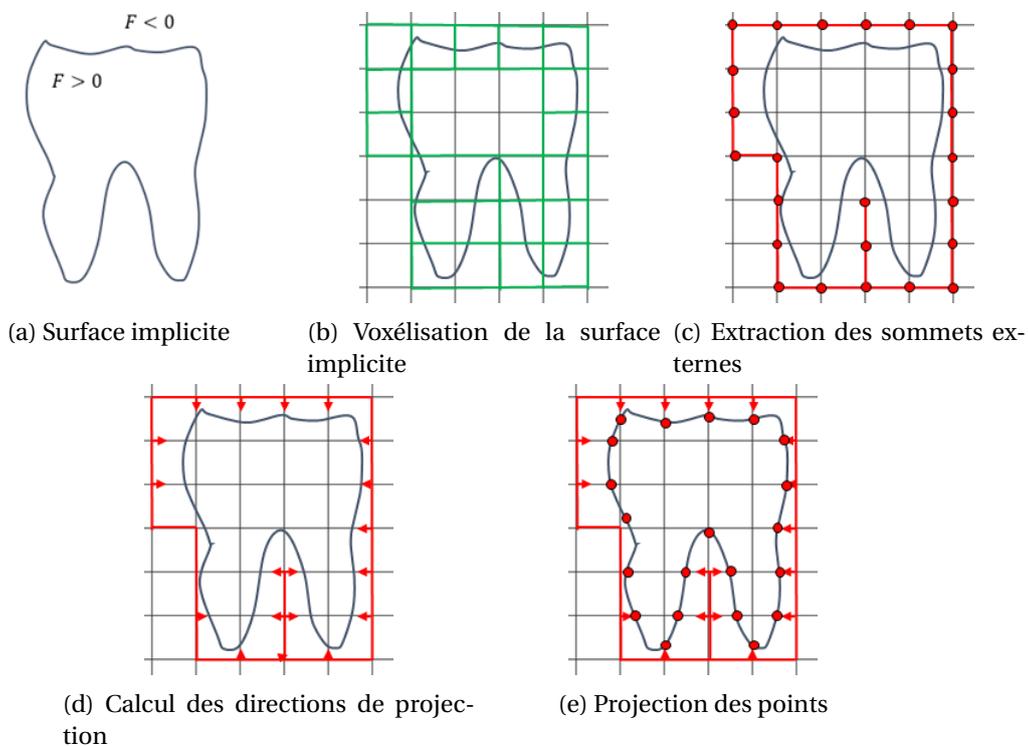


FIGURE 5.3 – Mise en place des points de conception sur la surface implicite (d'après [Yoo11])

Voxélisation de la surface implicite

La voxélisation de la surface implicite s'effectue en réalisant les étapes suivantes :

1. Voxélisation de l'espace englobant la géométrie suivant un paramètre de maille η ;
2. Calcul de la valeur de la fonction F (eq. 5.4) en chacun des sommets de la voxelisation;
3. Calcul des voxels intersectants la fonction implicite (figure 5.3b);
4. Extraction des faces des voxels situées à l'extérieur du contour (figure 5.3c).

Les sommets des faces situées à l'extérieur du contour sont ensuite utilisés pour la mise en place des points de conception de la géométrie CAO. Les connexions entre les différents points du maillage sont gardées en mémoire afin d'être utilisées dans la suite de l'algorithme.

Lissage des points du maillage externe

Le maillage obtenu fait l'objet d'un lissage afin de faciliter la projection des points sur la fonction implicite. Le lissage est obtenu par relocalisation de chacun des noeuds au barycentre des surfaces voisines :

$$\mathbf{M} = \frac{\sum_{i=1}^n A_i \mathbf{C}_i}{\sum_{i=1}^n A_i}$$

avec \mathbf{M} la nouvelle position d'un noeud, A_i l'aire du ième élément surfacique connecté, \mathbf{C}_i le barycentre du ième élément surfacique et n le nombre d'éléments surfaciques connectés au noeud considéré. Cet algorithme est appliqué plusieurs fois afin d'améliorer la disposition des points.

Simplification du maillage externe

Pour améliorer le rendu des surfaces, une simplification est appliquée au maillage externe (figure 5.4) La méthode consiste à supprimer les surfaces possédant deux noeuds n'ayant que trois connections à des surfaces différentes. La position des noeuds est ensuite mise à jour à partir du milieu du segment défini par la position initiale de ces noeuds.

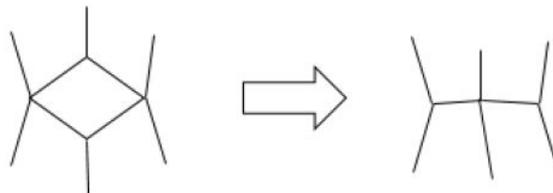


FIGURE 5.4 – Simplification des surfaces

Projection sur la fonction implicite

Les noeuds externes issus de la voxélisation ont ensuite été projetés sur la surface implicite afin d'obtenir un ensemble de points disposés régulièrement et maillant la géométrie. Le calcul de la direction de projection en chacun des points est nécessaire afin de réaliser ces projections (figure 5.3d). Le vecteur unitaire de projection \mathbf{n}_v au point \mathbf{M} est calculé avec les relations suivantes :

$$\mathbf{v} = \frac{\sum_{i=1}^n A_i \mathbf{v}_i}{\sum_{i=1}^n A_i}$$

$$\mathbf{n}_v = \frac{\mathbf{v}}{\|\mathbf{v}\|}$$

avec \mathbf{v} la direction de projection au noeud \mathbf{M} , A_i l'aire de la surface i et \mathbf{v}_i le vecteur normal unitaire externe à la surface i .

Pour chaque noeuds \mathbf{M} le point projeté \mathbf{M}_p est calculé sous la forme :

$$\mathbf{M}_p = \mathbf{M} + k * \mathbf{n}_v \quad (5.5)$$

avec k un nombre réel calculé par encadrement à une erreur e près tel que :

$$F(\mathbf{M}_p) \approx 0 < e$$

5.1.4 Description surfacique B-Splines

Les surfaces délimitées par ces carreaux surfaciques sont ensuite décrites via le formalisme mathématique des surfaces B-Splines. Ces surfaces sont à la base des techniques de modélisation 3D pour la conception assistée par ordinateur (CAO). Dans cette partie, nous rappelons succinctement les éléments utiles à la compréhension de la description des surfaces B-Splines. Le lecteur pourra trouver des informations détaillées dans l'ouvrage « The Nurbs Book » de L. Piegle et W. Tiller [PT95].

Courbes et surfaces B-Splines

Les fonctions B-splines sont des fonctions continues par morceaux, décrites par des combinaisons linéaires de splines positives à support minimal compact. Les courbes B-splines sont ainsi obtenues par le raccordement par morceaux de courbes polynomiales. Soit \mathbf{U} un vecteur nodal défini par :

$$\mathbf{U} = \{u_0, u_1, \dots, u_m\}$$

\mathbf{U} est une suite croissante avec $u_i \in [0, 1]$. Une courbe B-Spline \mathbf{C} de degré p est définie par :

$$\mathbf{C}(u) = \sum_{i=0}^n N_{i,p}(u) \mathbf{P}_i$$

avec $\{\mathbf{P}_i\}$ les coordonnées des $n+1$ points de contrôle et $\{N_{i,p}(u)\}$ les fonctions de bases spline. Le degré de la courbe est défini par :

$$p = m - n - 1$$

Les fonctions de base spline de degré p sont définies par récurrence, telles que :

$$N_{i,0} = \begin{cases} 1 & \text{si } u_i \leq u \leq u_{i+1} \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

$$N_{i,p}(u) = \frac{u - u_i}{u_{i+1} - u_i} N_{i,p-1}(u) + \frac{u_{i+1+1} - u}{u_{i+p+1} - u_{i+1}} N_{i+1,p-1}(u)$$

Suivant un formalisme similaire, les surfaces B-Splines sont obtenues à l'aide d'un réseau de points de contrôle :

$$\mathbf{S}(u, v) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m N_{i,p}(u) N_{j,q}(v) \mathbf{P}_{i,j}$$

où les $\mathbf{P}_{i,j}$ sont les points de contrôle, n est le nombre de points de contrôle dans la direction u , l est le nombre de points de contrôle dans la direction v , $N_{i,p}(u)$ et $N_{j,q}(v)$ sont les fonctions de base spline dans les directions u et v . $N_{i,p}(u)$ et $N_{j,q}(v)$ sont définis sur deux vecteurs nodaux \mathbf{U} et \mathbf{V} .

Génération des carreaux surfaciques

Dans le cadre de notre algorithme nous disposons d'un ensemble de carreaux surfaciques définis par 4 extrémités. Chaque carreau est utilisé pour la génération d'une surface bicubique définie par 16 points de contrôle. Afin d'assurer la continuité de la géométrie, les points de contrôle situés de part et d'autre des jonctions entre les carreaux sont alignés dans la direction tangente à la surface S , calculée grâce aux vecteurs normaux des points projetés [PT95]. Les patches surfaciques ainsi générés sont finalement assemblés pour mettre en place la géométrie B-Spline finale (figure 5.5).

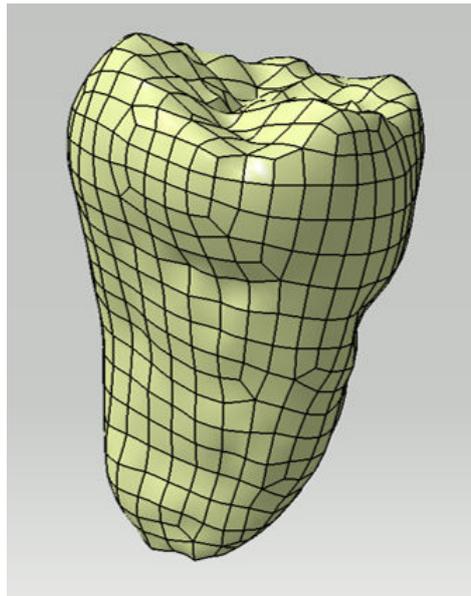


FIGURE 5.5 – Reconstruction CAO d'une molaire saine

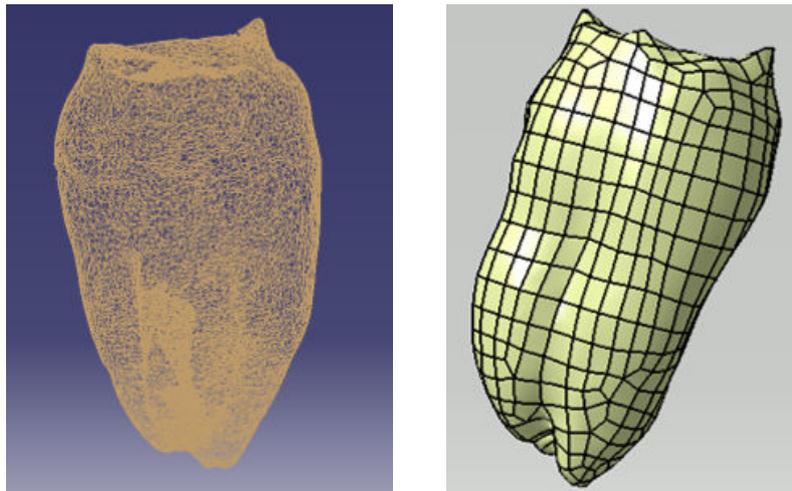
5.2 Génération de maillages éléments finis

Dans cette section nous étudions la mise en place de maillages éléments finis sur une géométrie CAO issue de l'algorithme de rétro-conception. Un nuage de points issu de la segmentation d'images obtenues par microtomographie à rayons X de la dentine (LMT, ENS Paris Saclay) est utilisé afin de créer la géométrie B-Spline. Une reconstruction surfacique issue du logiciel CATIA V5 (Atelier Quick Surface Reconstruction, fonction "surface automatique") a également été utilisée à titre de comparaison.

5.2.1 Modèles géométriques considérés

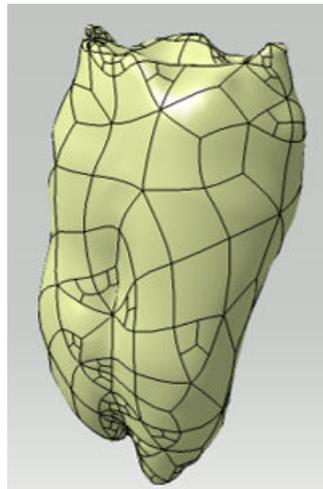
Les géométries B-Splines pour la dentine sont présentées en figure 5.6. Sont distinguées sur cette figure le nuage de point initial (figure 5.6a) , la reconstruction issue de l'algorithme (figure 5.6b) et la reconstruction issue du logiciel CATIA V5 (figure 5.6c).

Visuellement, on constate une répartition plus régulière de patches surfaciques sur la géométrie issue de l'algorithme implémenté. Des incohérences dans la description géométrique faite à partir du code commercial sont observées (figure 5.7). Elles sont notamment localisées à proximité des zones où le nuage de points décrit des reliefs complexes (cuspidés dentinaires). Des interventions manuelles ont été nécessaires pour corriger ces géométries et permettre la réalisation d'un maillage éléments finis. La méthode de reconstruction utilisée dans le logiciel CATIA s'est donc révélée moins adaptée à la mise en place d'un processus automatisé.



(a) Nuage de point initial (microtomographie dentine)

(b) Reconstruction algorithme



(c) Reconstruction CATIA V5

FIGURE 5.6 – Modèles géométriques considérés

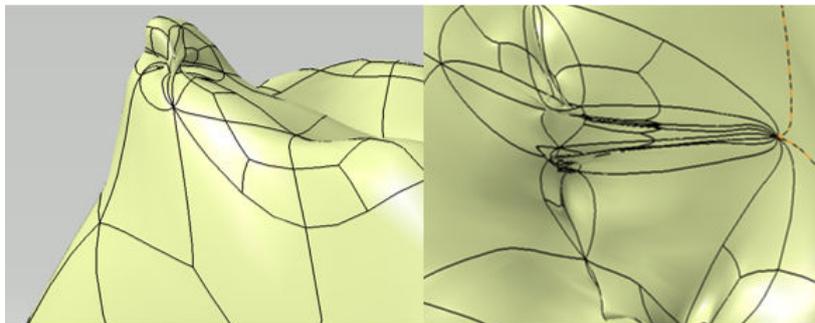


FIGURE 5.7 – Incohérences dans la description géométrique issue de CATIA

5.2.2 Étude qualitative des maillage EF générés

Les géométries B-splines surfaciques sont dans un premier temps densifiées afin de mettre en place des supports volumiques (CATIA V5, Atelier Quick Surface Reconstruction, fonction “remplissage volumique”). Le logiciel libre GMSH, développé par Christophe Geuzaine et Jean-François Remacle [GR09], a été utilisé pour générer des maillages éléments finis 3D pour les deux modèles. Le mailleur a été utilisé avec le paramétrage suivant :

- algorithme de maillage : triangulation de Delaunay;
- éléments tétraédriques d’ordre 1;
- taille des éléments comprise entre 0 et 20 μm .

La fonction d’optimisation du maillage (“optimize3D”) a été utilisée pour simplifier et remodeler les éléments présentant des angles trop obtus. Une analyse préliminaire a permis de distinguer les éléments finis de moindre qualité comme appartenant au contour surfacique des géométries. Les éléments triangulaire 2D décrivant le contour ont donc été ciblés pour l’étude de la qualité des maillages (figure 5.8).

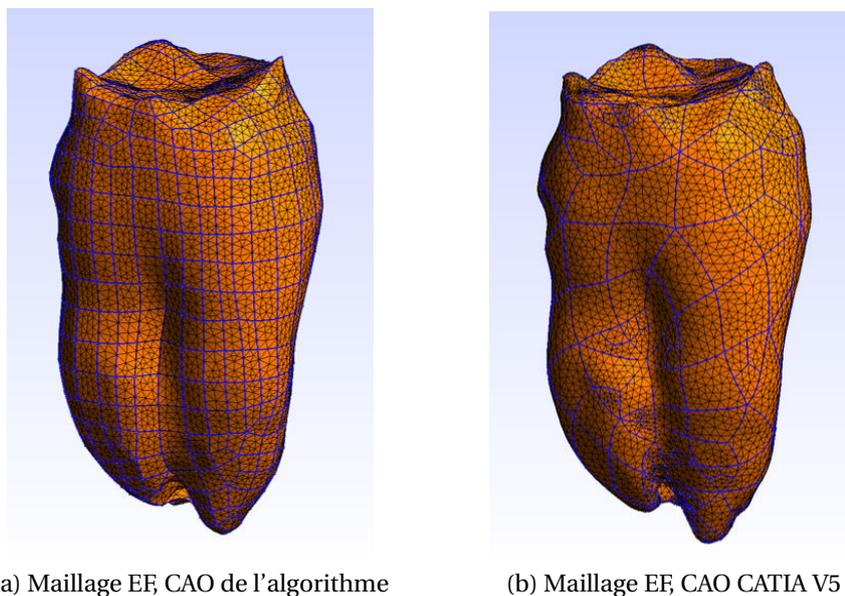


FIGURE 5.8 – Comparaison des maillages EF surfaciques (GMSH, taille d’éléments : 10 - 20 μm)

Le critère 2D introduit par Babuska [BA76] permettant une analyse qualitative des maillages éléments finis est utilisé pour chaque éléments triangulaire K :

$$\gamma_K = 4 \frac{\sin(\hat{a}) \cdot \sin(\hat{b}) \cdot \sin(\hat{c})}{\sin(\hat{a}) + \sin(\hat{b}) + \sin(\hat{c})}$$

où \hat{a} , \hat{b} et \hat{c} sont les angles du triangle K. Avec cette définition un triangle équilatéral est tel que

$\gamma_K = 1$ et un triangle dégénéré (de surface nulle) est tel que $\gamma_K = 0$.

Les valeurs caractéristiques des distributions du critère γ_K pour des maillages de différentes tailles sont présentées en tableau 5.1.

TABLEAU 5.1 – Caractéristiques des critères γ_K

Taille d'élément (μm)	Géométrie	Nombre d'éléments	moyenne γ_K	% $\gamma_K < 0,1$	min(γ_K)
[10 - 20]	Algorithme	11482	0,868	0,53	0,003977
	CATIA	10104	0,8972	0,9	0,0000125
[5 - 10]	Algorithme	34956	0,9306	0,14	0,008118
	CATIA	33062	0,938	0,22	0,0003319
[0 - 5]	Algorithme	123508	0,9473	0,0161	0,01178
	CATIA	121550	0,9487	0,0468	0,0001637

En moyenne la qualité des maillages varie peu suivant la géométrie initiale considérée. Il est cependant constaté que les éléments de plus faible qualité ($\gamma_K < 0.1$), et donc les plus à même de générer des erreurs de calcul, sont présents en plus grande proportion sur les maillages EF issus de la géométrie CATIA.

5.3 Optimisation de la géométrie prothétique

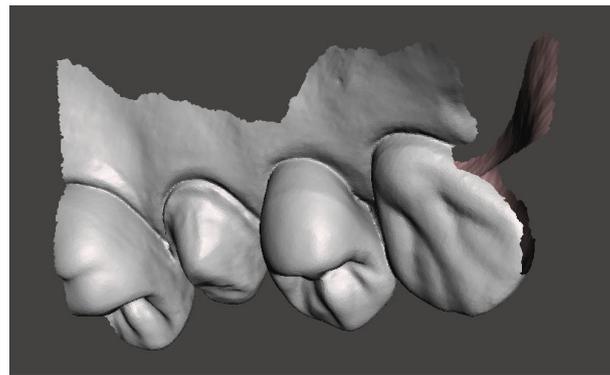
Dans cette dernière partie, une modélisation mécanique basée sur des données acquises sur un patient et obtenues dans la chaîne numérique d'un procédé CFAO est mise en place. L'algorithme de reconstruction présenté précédemment a été utilisé pour générer les géométries utilisées dans les simulations. Les résultats nous ont conduit à proposer des modifications sur l'intrados de la prothèse afin de renforcer sa structure. L'analyse mécanique de la géométrie prothétique ainsi optimisée est finalement effectuée.

5.3.1 Modélisation mécanique « patient specific »

Obtention des données CFAO

Les données tests issues d'un cas clinique ont été récupérées au laboratoire URB2i (Université Paris Descartes). Une deuxième prémolaire a été préparée par un chirurgien dentaire en vue de réaliser une restauration de type couronne. Les empreintes numériques de la préparation, des dents adjacentes (figure 5.9a) et en oppositions (figure 5.9b) ont été acquises à l'aide d'un scanner laser.

Le logiciel de CFAO dentaire Romexis PlanMeca 4.1.2 a été utilisé pour générer une couronne prothétique. Une morphologie proche du cas considéré a dans un premier temps été choisie. La



(a) Préparation dentaire et dents adjacentes

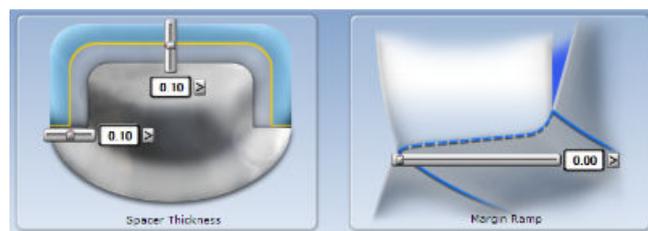


(b) Dents opposées

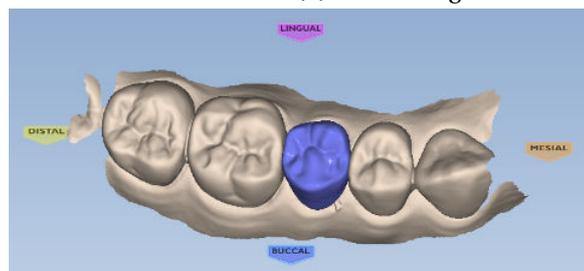
FIGURE 5.9 – Géométries au format STL des données scannées sur le patient (Autodesk Meshmixer)



(a) Définition de la ligne cervicale



(b) Paramétrage de l'intrados



(c) Recalage de l'extrados

FIGURE 5.10 – Éléments de la procédure de conception prothétique (Romexis PlanMeca)

ligne cervicale définissant le contour externe de la prothèse a ensuite été tracée manuellement (figure 5.10a). Pour cette solution commerciale, le paramétrage de l'intrados est défini par trois paramètres (figure 5.10b). Dans notre étude, les paramètres ont été définis ainsi : hiatus occlusal 0.2 mm, hiatus latéral 0.2 mm, paramètre de l'inclinaison marginale 0.25 mm. Des opérateurs géométriques ont ensuite été appliqués pour ajuster manuellement l'extrados prothétique dans l'espace disponible autour de la préparation (figure 5.10c). La prothèse ainsi générée a finalement été exportée au format STL (figure 5.11).

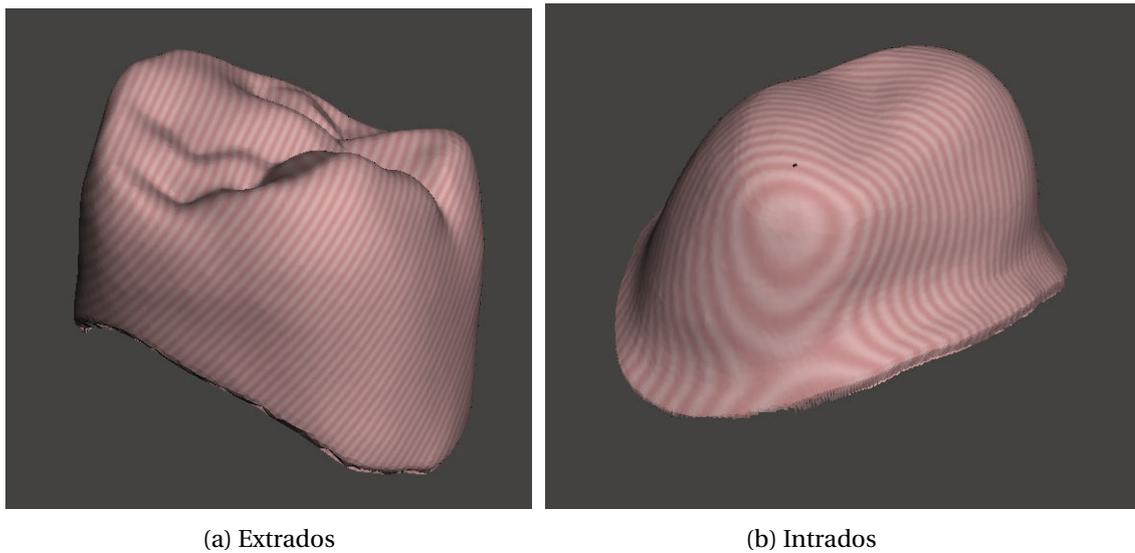


FIGURE 5.11 – Géométrie au format STL de la couronne prothétique (Autodesk Meshmixer)

Mise en place de la simulation numérique

Dans un premier temps, les modèles CAO de la couronne, de la préparation et du joint de scellement ont été mis en place. Les géométries obtenues sont présentées en figure 5.12.

Le code de reconstruction présenté précédemment a servi pour générer le modèle CAO de la prothèse. De légères modifications ont dû être apportées pour réaliser la description volumique (suppression de surfaces doublées, remplissage de surfaces manquantes). Le fichier STL de la préparation a été modifié afin d'obtenir un contour fermé et n'intégrant que le moignon dentaire (les dents voisines adjacentes ont été supprimées). Cette nouvelle géométrie a servi de support pour créer un modèle CAO. La ligne cervicale a été utilisée pour découper la surface ainsi générée. Cette même courbe a également permis de générer une surface d'extrusion sur une distance de 10 mm afin de dessiner la base de la préparation. Le modèle surfacique ainsi défini a finalement été densifié afin de créer une représentation volumique.

Afin de réaliser la conception du joint de scellement, la ligne cervicale a été projetée sur la

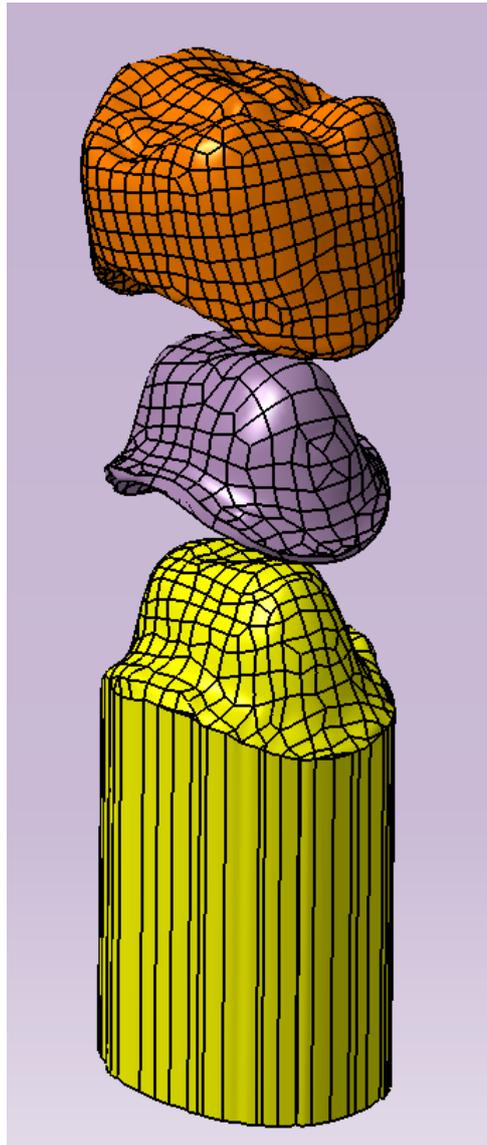


FIGURE 5.12 – Modèle CAO de l'assemblage prothétique dentaire

surface de la couronne. Cette courbe projetée a ensuite été utilisée pour découper la surface de l'intrados prothétique. La surface de l'intrados prothétique a été reliée à la surface de la préparation dentaire par une surface de raccord constituant la bordure libre du joint de scellement. Il est à noter que le joint de scellement ainsi obtenu ne respecte pas exactement les dimensions paramétrées pour l'intrados, les épaisseurs de celui-ci variant entre 0.2 et 0.27 mm.

Dans un second temps, la zone de chargement de la couronne a été identifiée à l'aide du fichier STL comportant les dents en contact occlusal (figure 5.13a). Une translation de 3 mm suivant l'axe de la couronne a été réalisée afin d'obtenir une intersection surfacique entre la dent en contact occlusal et la couronne (figure 5.13b). Le barycentre de cette intersection a été utilisé comme centre d'un disque de rayon 1 mm qui a ensuite été projeté sur la surface occlusale de la couronne (figure 5.13c). Une pression normale uniforme de 50 MPa a été appliquée sur cette surface projetée, en accord avec le niveau de pression défini dans les précédentes études.

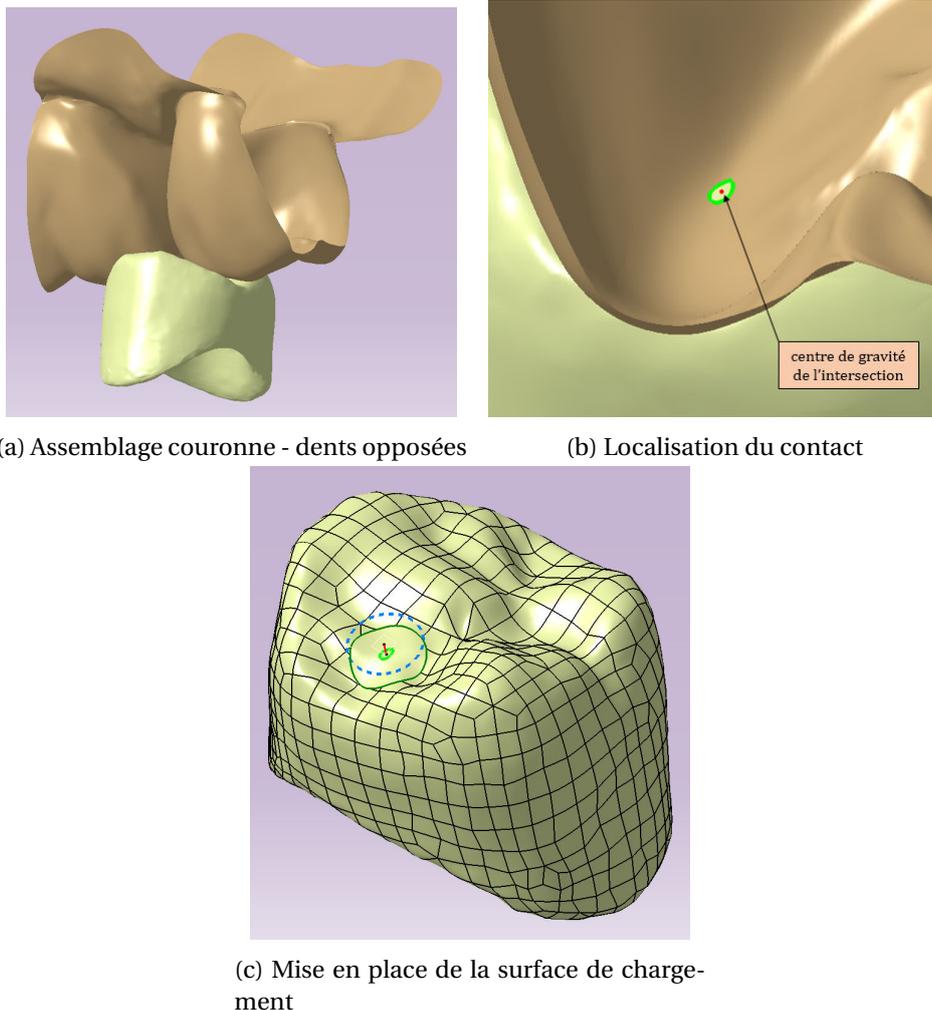
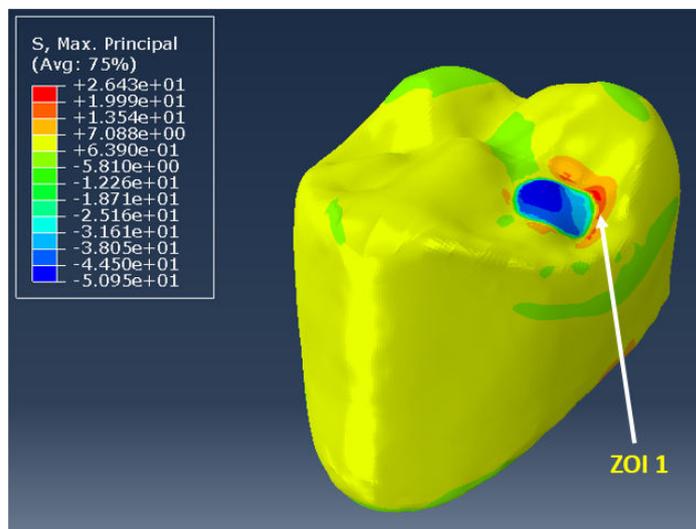


FIGURE 5.13 – Identification de la surface de chargement occlusale

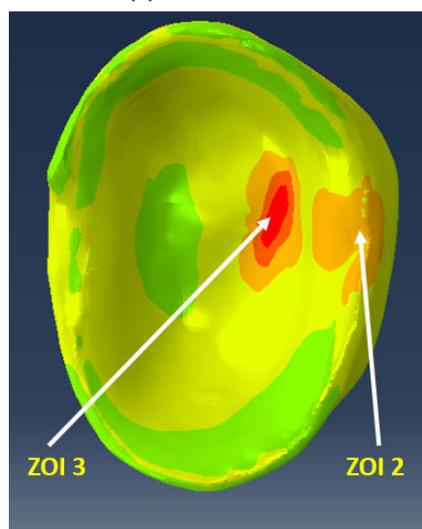
TABLEAU 5.2 – Caractéristiques du maillage éléments finis

Partie	Nombre d'éléments	Longueur min. moyenne(mm)	Longueur max. moyenne(mm)
Couronne	336047	0.12	0.19
Joint	170849	0.06	0.11
Préparation	80783	0.28	0.46

Les conditions aux limites, les propriétés des matériaux et le type d'éléments finis utilisés sont identiques à celles de la simulation présentée en section 4.4.2. Les caractéristiques du maillage sont présentées en tableau 5.2.



(a) Vue de dessus



(b) Vue de dessous

FIGURE 5.14 – Contraintes principales maximales σ_1 dans la couronne (en MPa)

État de contrainte dans la restauration initiale

La figure 5.14 présente la répartition de la première contrainte principale σ_1 au sein de la couronne prothétique. Conformément à l'étude présentée au chapitre précédent, trois zones sollicitées en traction ont été identifiées (ZOI). En figure 5.14a, la ZOI 1 située à proximité du chargement présente un état de contrainte en traction uniaxiale atteignant 20 MPa. En ZOI 2 (figure 5.14b), les contraintes σ_1 atteignent 12 MPa. La partie la plus sollicitée de la prothèse est localisée en ZOI 3, où les contraintes σ_1 atteignent 26 MPa. Au niveau de cette zone σ_2 vaut approximativement 21 MPa, ce qui place la prothèse dans un état proche d'un chargement de traction biaxial.

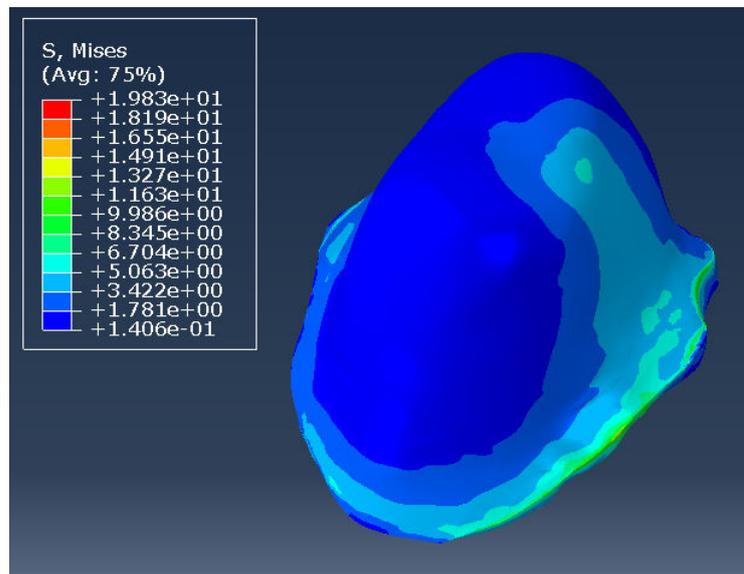


FIGURE 5.15 – Contrainte équivalente de von Mises dans le joint de scellement (MPa)

La contrainte équivalente de von Mises est présentée pour le joint de scellement en figure 5.15. Cette couche est principalement sollicitée au niveau de la ligne cervicale ($\sigma_{VM} \approx 20$ MPa). Une zone de sollicitation a également été distinguée en dessous de la zone d'application du chargement mécanique ($\sigma_{VM} \approx 6$ MPa).

5.3.2 Optimisation géométrique de l'intrados prothétique

Construction de la prothèse optimisée

En se basant sur l'identification de la zone surcontrainte ZOI 3 de la prothèse, des modifications géométriques ont été effectuées au niveau de l'intrados prothétique. La démarche procédurale est décomposée ainsi :

1. identification de la position des points d'intégration du maillage EF tels que $\sigma_1 > 0.7 * \sigma_1^{max}$ et $\sigma_2 > 0.7 * \sigma_2^{max}$ (figure 5.16a) ;

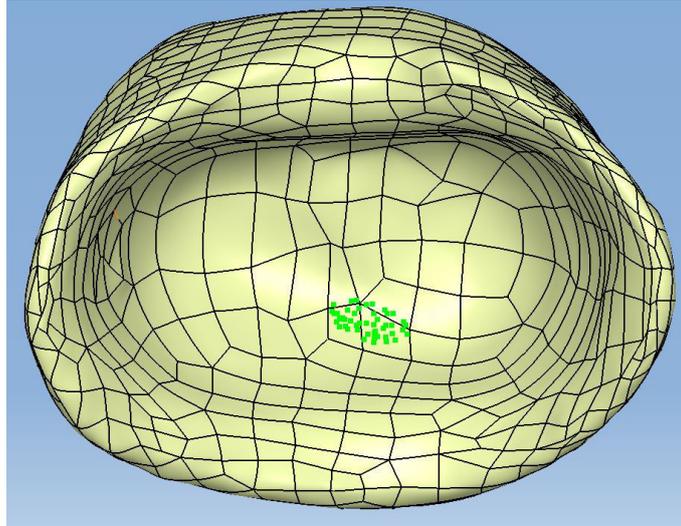
2. identification des carreaux surfaciques à proximité de ces points;
3. décomposition de ces carreaux en utilisant l'algorithme de De Casteljau (figure 5.16b) [PT95];
4. identification des points de conception au voisinage direct des points d'intégration : premiers voisins (points bleus en figure 5.16c);
5. identification des points de conception au voisinage indirect des points d'intégration : seconds voisins (points rouges en figure 5.16c);
6. projection des premiers voisins dans leurs directions normales externes sur une distance d_1 ;
7. projection des seconds voisins dans leurs directions normales externes sur une distance d_2 ;
8. recalcul de la surface CAO de la prothèse;
9. mise en place de la géométrie du joint de scellement.

Dans notre implémentation, la distance d_1 a été fixée à 150 μm et la distance d_2 à 75 μm . L'épaisseur du joint de scellement au niveau des premiers voisins est comprise entre 0.085 et 0.12 μm . Au niveau des seconds voisins cette épaisseur varie de 225 μm à 125 μm .

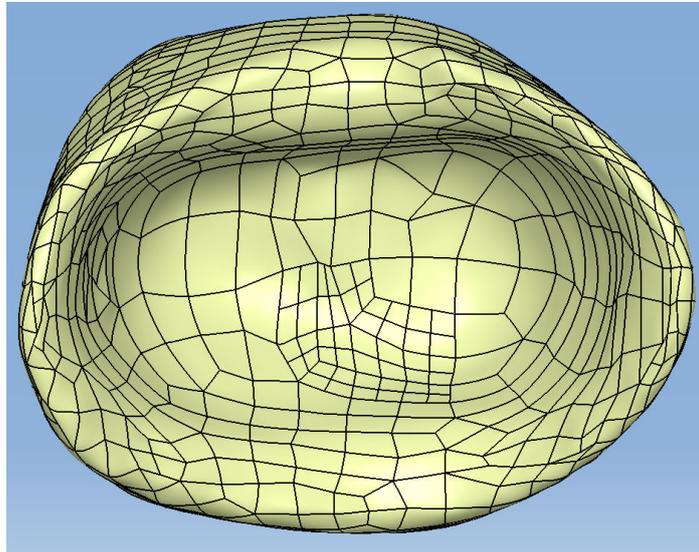
Ce nouveau modèle géométrique a ensuite été mis en place dans une simulation numérique.

Etat de contrainte pour la prothèse optimisé

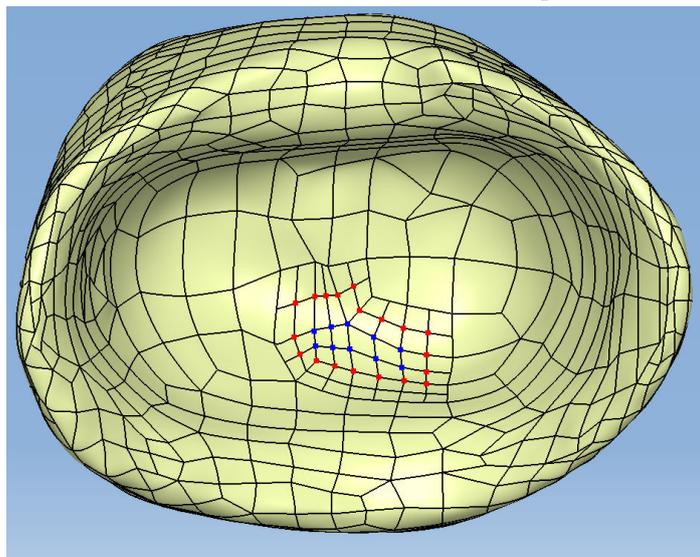
Dans la couronne optimisée, les 3 ZOI sont à nouveau identifiées. Les contraintes sont inchangées au niveau des ZOI 1 et 2. En ZOI 3 les contraintes principales maximales σ_1 atteignent 20 MPa et les contraintes σ_2 atteignent 17 MPa. Ces valeurs représentent une diminution de l'ordre de 23 % pour σ_1 et de 19 % pour σ_2 . La modification géométrique effectuée sur l'intrados ayant donc permis de diminuer significativement les contraintes de traction au sein de la prothèse. L'analyse des contraintes équivalentes de von Mises au sein du joint de scellement montre que cette partie de l'assemblage est relativement peu affectée par le changement géométrique réalisé, y compris dans la zone sollicitée au droit du chargement.



(a) Identification de la zone fortement sollicités de la prothèse



(b) Raffinement des carreaux surfaciques



(c) Points bleus : premiers voisins ; points rouges : seconds voisins

FIGURE 5.16 – Modifications géométriques pour la prothèse optimisée

5.4 Conclusions

Dans ce chapitre, des éléments méthodologiques permettant la mise en place d'une prothèse dimensionnée mécaniquement ont été proposés. Un algorithme de rétroconception d'un modèle CAO à partir des données scannées sur le patient a été implémenté. Du fait de la régularité des patches surfaciques composant les descriptions surfaciques obtenues par cet algorithme, les modèles ainsi reconstruits présentent l'avantage de pouvoir être utilisés efficacement pour la génération automatique d'un maillage éléments finis, et ce malgré leur topologie complexe. Des simulations mécaniques de la dent restaurée basées sur ces géométries ainsi que sur la localisation des chargements mécaniques peuvent ainsi être intégrés au sein de la chaîne numérique des procédés CFAO utilisés en dentisterie. Des aller-retours entre le modèle CAO de la prothèse et les résultats des analyses éléments finis peuvent ensuite être réalisés pour optimiser la géométrie vis à vis de critères mécaniques.

Des développements supplémentaires sont nécessaires afin de réaliser une intégration viable de cette démarche au sein des procédés CFAO dentaires. En revanche, les méthodes employées dans ce chapitre présentent l'avantage d'être automatisables, il est donc envisageable dans le futur d'intégrer directement une approche de ce type au sein des procédés existants sous la forme d'une brique logicielle.

5.5 Références

- [BA76] I. Babuška and A. Aziz. On the Angle Condition in the Finite Element Method. *SIAM Journal on Numerical Analysis*, 13(2) :214–226, April 1976. [146](#)
- [BL88] D.S. Broomhead and D. Lowe. Multivariable functional interpolation and adaptive networks. *Complex Systems*, 2 :321–355, 1988. [136](#)
- [CBC⁺01] J. C. Carr, R. K. Beatson, J. B. Cherrie, T. J. Mitchell, W. R. Fright, B. C. McCallum, and T. R. Evans. Reconstruction and representation of 3d objects with radial basis functions. In *Computer Graphics (SIGGRAPH '01 Conf. Proc.)*, pages 67–76. ACM SIGGRAPH, pages 67–76. Springer, 2001. [138](#)
- [Duc77] Jean Duchon. Splines minimizing rotation-invariant semi-norms in Sobolev spaces. *SpringerLink*, pages 85–100, 1977. [137](#)
- [FC12] Daniel Falck and Brad Collette. *FreeCAD How-to*. Packt Publishing, 2012. [135](#)

- [GJP93] Federico Girosi, Michael Jones, and Tomaso Poggio. Priors Stabilizers and Basis Functions : From Regularization to Radial, Tensor and Additive Splines, Jun 1993. [Online; accessed 15. Oct. 2018]. [136](#)
- [GR09] Christophe Geuzaine and Jean-François Remacle. Gmsh : A 3-D finite element mesh generator with built-in pre- and post-processing facilities. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 79(11) :1309–1331, September 2009. [146](#)
- [HDD⁺92] Hugues Hoppe, Tony DeRose, Tom Duchamp, John McDonald, and Werner Stuetzle. *Surface reconstruction from unorganized points*, volume 26. ACM, Jul 1992. [136](#)
- [IL05] Armin Iske and Jeremy Levesley. Multilevel scattered data approximation by adaptive domain decomposition. *Numer. Algor.*, 39(1) :187–198, Jul 2005. [136](#)
- [LK04] Leevan Ling and E. J. Kansa. Preconditioning for radial basis functions with domain decomposition methods. *Math. Comput. Modell.*, 40(13) :1413–1427, Dec 2004. [138](#)
- [OBA⁺03] Yutaka Ohtake, Alexander Belyaev, Marc Alexa, Greg Turk, and Hans-Peter Seidel. Multi-level partition of unity implicits. *ACM Trans. Graphics*, 22(3), Jul 2003. [139](#)
- [OF05] Daoshan OuYang and Hsi-Yung Feng. On the normal vector estimation for point cloud data from smooth surfaces. *Comput.-Aided Des.*, 37(10) :1071–1079, Sep 2005. [137](#)
- [Oli15] Travis E. Oliphant. *Guide to NumPy*. CreateSpace Independent Publishing Platform, USA, 2nd edition, 2015. [135](#)
- [PT95] Les Piegl and Wayne Tiller. *The NURBS Book | Les Piegl | Springer*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1995. [142](#), [143](#), [154](#)
- [Reu03] Patrick Reuter. *Reconstruction and Rendering of Implicit Surfaces from Large Unorganized Point Sets*. PhD thesis, Université Sciences et Technologies - Bordeaux I, Dec 2003. [138](#), [XIV](#)
- [Ros88] LE Roscoe. Stereolithography interface specification. *America-3D Systems Inc*, 1988. [136](#)
- [TO99] Greg Turk and James F. O'Brien. Variational Implicit Surfaces. *Georgia Institute of Technology*, 1999. [136](#)

- [Yoo11] Dong-Jin Yoo. Three-dimensional surface reconstruction of human bone using a B-spline based interpolation approach. *Computer-Aided Design*, 43(8) :934–947, August 2011. [135](#), [140](#), [XIV](#)

Conclusion

Dans ces travaux, plusieurs études ont été conduites afin d'étudier le comportement mécanique des restaurations dentaires indirectes de type couronne. Compte tenu de la grande variabilité des géométries rencontrées cliniquement, trois modèles géométriques ont été considérés pour aborder ce problème, en compléxifiant au fil des chapitres la description adoptée. Ces différentes modélisations nous ont permis d'établir et de mettre en place plusieurs conclusions et méthodologies.

Le *modèle axisymétrique* présente l'avantage d'être utilisable rapidement et aisément pour tester des hypothèses de manière numérique ou encore pour proposer des protocoles expérimentaux standardisables. Dans cette optique, des études de sensibilité sur le dimensionnement de l'assemblage (chapitre 2) et une étude expérimentale sur la caractérisation géométrique des défauts du joint de scellement (chapitre 3) ont été réalisées.

Les études de sensibilité permettent ainsi d'identifier plusieurs voies d'optimisation possibles pour la procédure de conception des restaurations. Si le choix des matériaux se présente comme un critère évident pour améliorer la longévité des dispositifs prothétiques, il ressort également de nos analyses qu'un dimensionnement approprié de l'intrados de la prothèse permet de diminuer sensiblement les contraintes mécaniques dans la zone située en droit du chargement et coïncidant avec l'un des principaux sites d'initiation des ruptures cliniques.

À l'aide du protocole de caractérisation proposé au chapitre 3, des observations préliminaires ont été réalisées sur la répartition de défauts dans le joint de scellement à l'issue de l'assemblage. Ces résultats mettent en évidence la présence de défauts : des vides résultants de bulles d'air encapsulées dans le mélange initial et un décollement semblant être la conséquence de la polymérisation du matériau de scellement. Des analyses ont été conduites permettant de montrer que ces défauts peuvent sensiblement nuire à la tenue mécanique de la prothèse et du joint. Nous pensons donc que la procédure clinique de pose peut également être améliorée afin de limiter la présence de tels défauts. Des observations supplémentaires sont toutefois nécessaires pour confirmer ces

études.

Des maquettes numériques 3D ont été conçues au chapitre 4 pour étudier de manière plus réaliste le comportement mécanique de l'assemblage prothétique dentaire. Ces *géométries virtuelles* présentent l'avantage d'être relativement régulières et possèdent des éléments géométriques de référence sur lesquels des études mécaniques peuvent être basées. Dans ces travaux, il a été mis en évidence qu'une modélisation s'étendant jusqu'au ligament parodontal permettait de révéler une seconde zone fortement sollicitée en traction localisée en bordure cervicale de la couronne. Cette zone coïncide avec un autre site d'initiation de rupture clinique et n'avait pas pu être distinguée sur le modèle axisymétrique. Nous avons également montré que les données géométriques présentes au sein des procédés CFAO utilisés en dentisterie étaient suffisantes pour localiser les zones surcontraintes de la prothèse. En revanche, ces modèles simplifiés ne semblent pas correctement rendre compte de l'intensité des contraintes mécaniques au sein de la prothèse, notamment en bordure cervicale.

Dans ce chapitre, des contributions ont également été apportées à l'étude de la dent saine. Une conception géométrique 3D a été réalisée pour cette étude et une méthodologie permettant la mise en place d'un champ d'orientation des tubules au sein de la dentine a été développée. Les simulations effectuées montrent que l'implémentation proposée pour l'orientation des tubules dentinaires et des prismes d'émail n'apporte pas de modifications significatives à l'état mécanique de la dent saine. Des développements supplémentaires pourront être réalisés sur les bases de ce modèle pour implémenter une description plus précise des lois régissant le comportement des tissus dentaires (variation de la rigidité élastique dans les tissus, en lien avec l'évolution de la microstructure) et ainsi conclure de manière plus approfondie sur le comportement mécanique de l'organe dentaire.

Dans le dernier chapitre, nous proposons finalement la mise en place d'un calcul éléments finis « patient-specific » de l'assemblage prothétique dentaire dans la chaîne numérique des procédés CFAO, en vue de réaliser une optimisation de forme de la géométrie de la couronne. Afin d'employer les données géométriques scannées sur le patient, un algorithme de rétro-conception a été implémenté pour reconstruire des modèles CAO de la prothèse et de la préparation. Ces *géométries réelles* ont ensuite été utilisées pour construire un modèle mécanique simplifié (justifications fournies au chapitre 4). Les résultats ont permis d'identifier les zones fortement sollicitées situées au droit du chargement. Ainsi, des allers-retours entre le modèle CAO et la modélisation éléments finis permettent finalement la construction d'une géométrie prothétique renforcée.

Ces premiers travaux sur la modélisation de l'assemblage prothétique dentaire réalisés au

MSSMat ont permis d'ouvrir de nombreuses pistes de recherches futures. En particulier, il serait intéressant d'ajouter les aspects viscoélastiques et thermiques dans les analyses, en vue d'enrichir nos connaissances sur la physique du problème étudié. De plus, l'identification du chargement mécanique appliqué à la prothèse pourrait faire l'objet d'une étude plus poussée, en tenant compte des aspects morphologiques de l'occlusion et des mobilités de la mâchoire inférieure. Toutes les démarches et modélisations proposées dans ces travaux sont également transposables aux restaurations de type inlay ou onlay.

Les algorithmes et méthodes mises en place au chapitre 5 pourraient également faire l'objet de développements supplémentaires en vue de réaliser une maquette logicielle automatisée et intégrable dans la chaîne numérique d'un procédé CFAO existant. De plus, l'analyse isogéométrique, permettant la mise en place de calculs mécaniques sur un support géométrique proche des modèles CAO utilisés dans ce chapitre, semble être particulièrement appropriée à cette problématique (conception et calcul sur un même modèle géométrique).

Annexe A

Annexes A : Propriétés mécaniques des matériaux prothétiques

Les propriétés mécaniques des matériaux prothétiques utilisées dans les modélisations du chapitre 2 sont présentées dans cette annexe. Les propriétés élastiques, modules de Young et limites élastiques, ont été mesurées par des essais de flexion trois points sur des éprouvettes de dimensions similaires. L'étude de Goujat et al. suit notamment la norme ISO 6872 : 2015 spécifiant les exigences et les méthodes d'essai correspondantes aux matériaux céramiques dentaires pour les prothèses tout céramique et céramo-métallique. Suivant les travaux considérés, la ténacité a pu être évaluée soit par indentation soit par le biais d'une éprouvette pré-entaillée.

TABLEAU A.1 – Propriétés mécaniques des matériaux prothétiques

Auteurs	Matériau	Fabricant	Composition	Limite d'élasticité (MPa)	Module de Young (GPa)
cf. Biblio cf. Biblio	Email Dentine	/ /	/	/	72,7-87,5 15-20
Lawson et al., 2016	Paradim MZI100	3M ESPE, Maplewood, US	polymère + SiO ₂ + ZrO ₂ (0,01-3,5 µm)	189,7	14,1
Goujat et al., 2018	Vita Enamic	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany	céramique hybride infiltrée	148,7	23,3
Goujat et al., 2018	Cerasmart	GC, Tokyo, Japan	polymère + SiO ₂ (20 nm), verre baryum (300 nm)	216,5	25
Goujat et al., 2018	IPS e.max CAD	Ivoclar, Schaan, Liechtenstein	vitrocéramique (disilicate de lithium)	210,2	52,8
Lawson et al., 2016	Celtra Duo	Sirona Dentsply, York, Us	vitrocéramique (disilicate de lithium) + zircono	300,1	61
Lawson et al., 2016	Celtra Duo fired	Sirona Dentsply, York, Us	vitrocéramique (disilicate de lithium) + zircono	451,4	63
Guazzato et al., 2004	IPS Empress	Ivoclar, Schaan, Liechtenstein	vitrocéramique (Leucite)	106	65
Guazzato et al., 2004	IPS Empress 2	Ivoclar, Schaan, Liechtenstein	vitrocéramique (disilicate de lithium)	306	105
Guazzato et al., 2004	DC-Zircon	DCS Dental, Allschwil, Switzerland	zircono	840	220
Guazzato et al., 2004	In-Ceram Zirconia	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany	zircono+alumine	476	240
Guazzato et al., 2004	In-Ceram Alumina	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany	alumine + verre	440	265

TABLEAU A.2 – Propriétés mécaniques des matériaux prothétiques (suite)

Auteurs	Matériau	Fabricant	Composition	Ténacité (MPa.m ^{0.5})	Dureté (GPa)
cf. Biblio	Email	/	/	0,6-2,5	3,5
cf. Biblio	Dentine	/	/	2,1-4,8	0,8
Lawson et al., 2016	Paradim MZ100	3M ESPE, Maplewood, US	polymère + SiO ₂ + ZrO ₂ (0,01-3,5 µm)	/	1,01
Goujat et al., 2018	Vita Enamic	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany	céramique hybride infiltrée	1,4 (V-notch)	2,35
Goujat et al., 2018	Cerasmart	GC, Tokyo, Japan	polymère + SiO ₂ (20 nm), verre baryum (300 nm)	1,2 (V-notch)	0,66
Goujat et al., 2018	IPS e.max CAD	Ivoclar, Schaan, Liechtenstein	vitrocéramique (disilicate de lithium)	1,8 (V-notch)	5,98
Lawson et al., 2016	Celtra Duo	Sirona Dentsply, York, Us	vitrocéramique (disilicate de lithium) + zircon	/	4,54
Lawson et al., 2016	Celtra Duo fired	Sirona Dentsply, York, Us	vitrocéramique (disilicate de lithium) + zircon	/	5,84
Guazzato et al., 2004	IPS Empress	Ivoclar, Schaan, Liechtenstein	vitrocéramique (Leucite)	1,2 (ind.)	6,5
Guazzato et al., 2004	IPS Empress 2	Ivoclar, Schaan, Liechtenstein	vitrocéramique (disilicate de lithium)	2,9 (ind.)	5,3
Guazzato et al., 2004	DC-Zircon	DCS Dental, Allschwil, Switzerland	zircon	7,4 (ind.)	12
Guazzato et al., 2004	In-Ceram Zirconia	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany	zircon+alumine	4,9 (ind.)	11
Guazzato et al., 2004	In-Ceram Alumina	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany	alumine + verre	3,6 (ind.)	11

Annexe B

Annexes B : Géométries 3D virtuelles

Dans cette annexe, les géométries conçues au chapitre 4 sont présentées par le biais de plans annotés de dimensions caractéristiques.

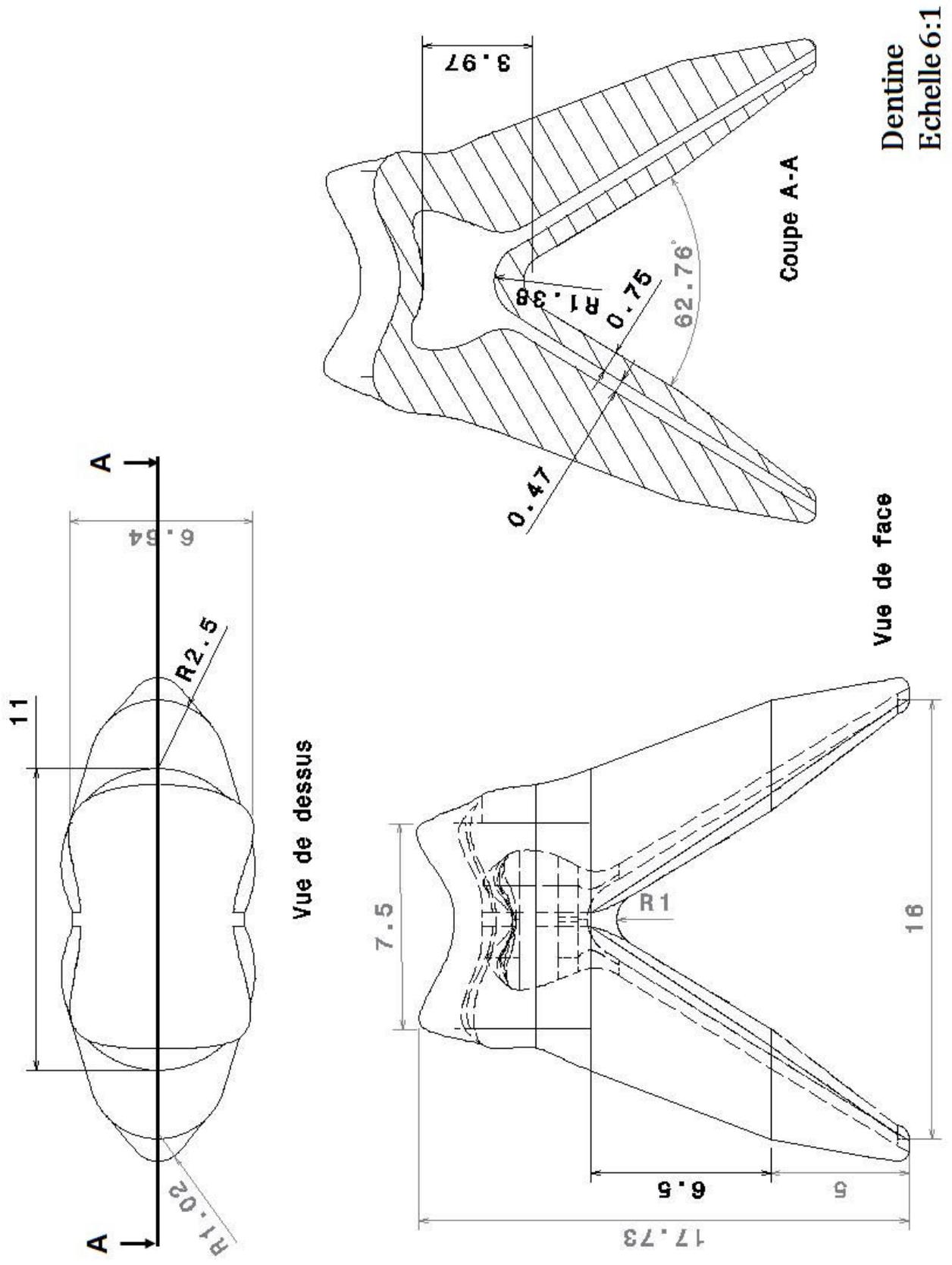
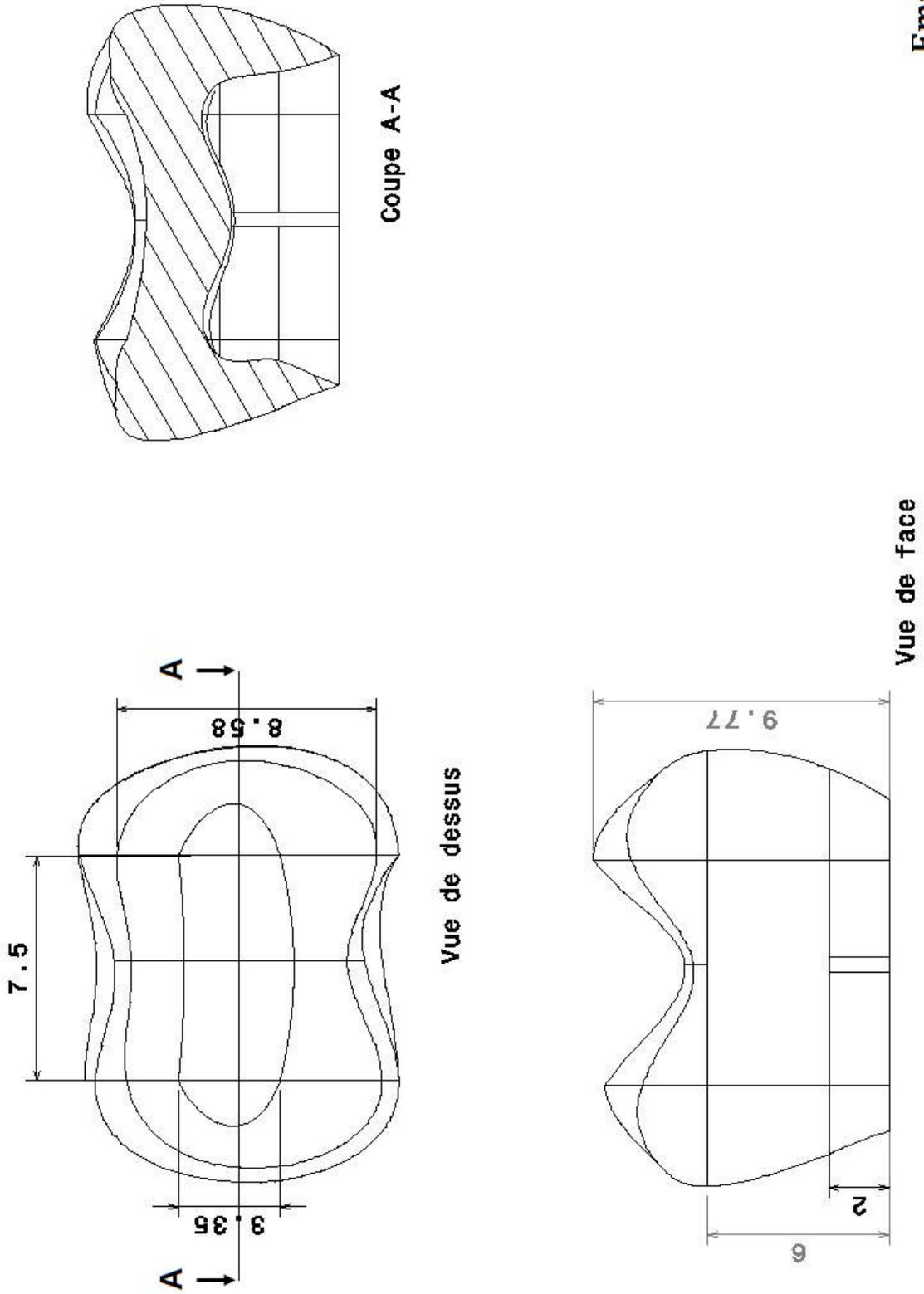
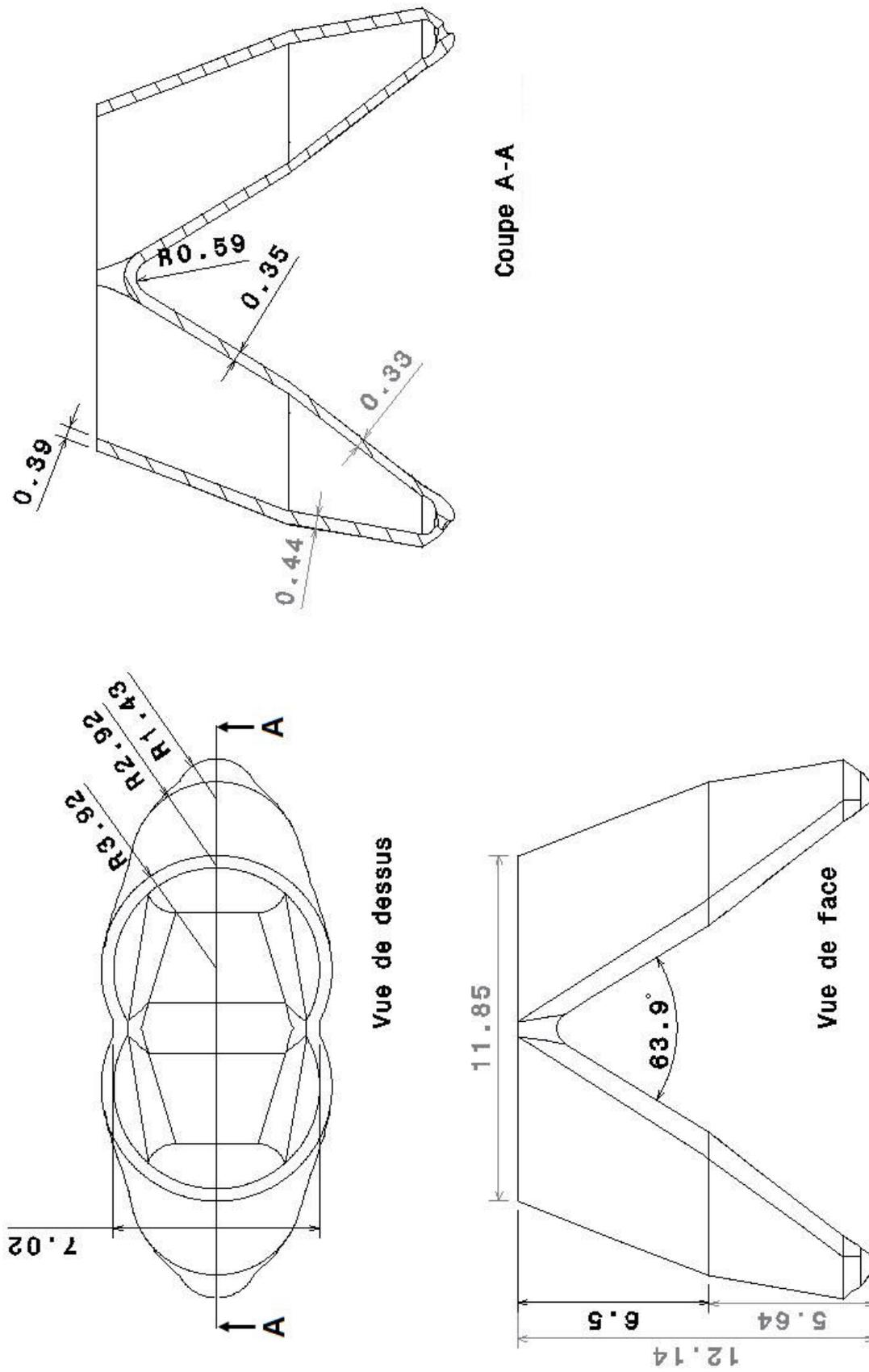


FIGURE B.1 – Dentine



Email
Echelle 6:1

FIGURE B.2 – Émail



Ligament parodontal
Echelle 6:1

FIGURE B.3 – Ligament parodontal

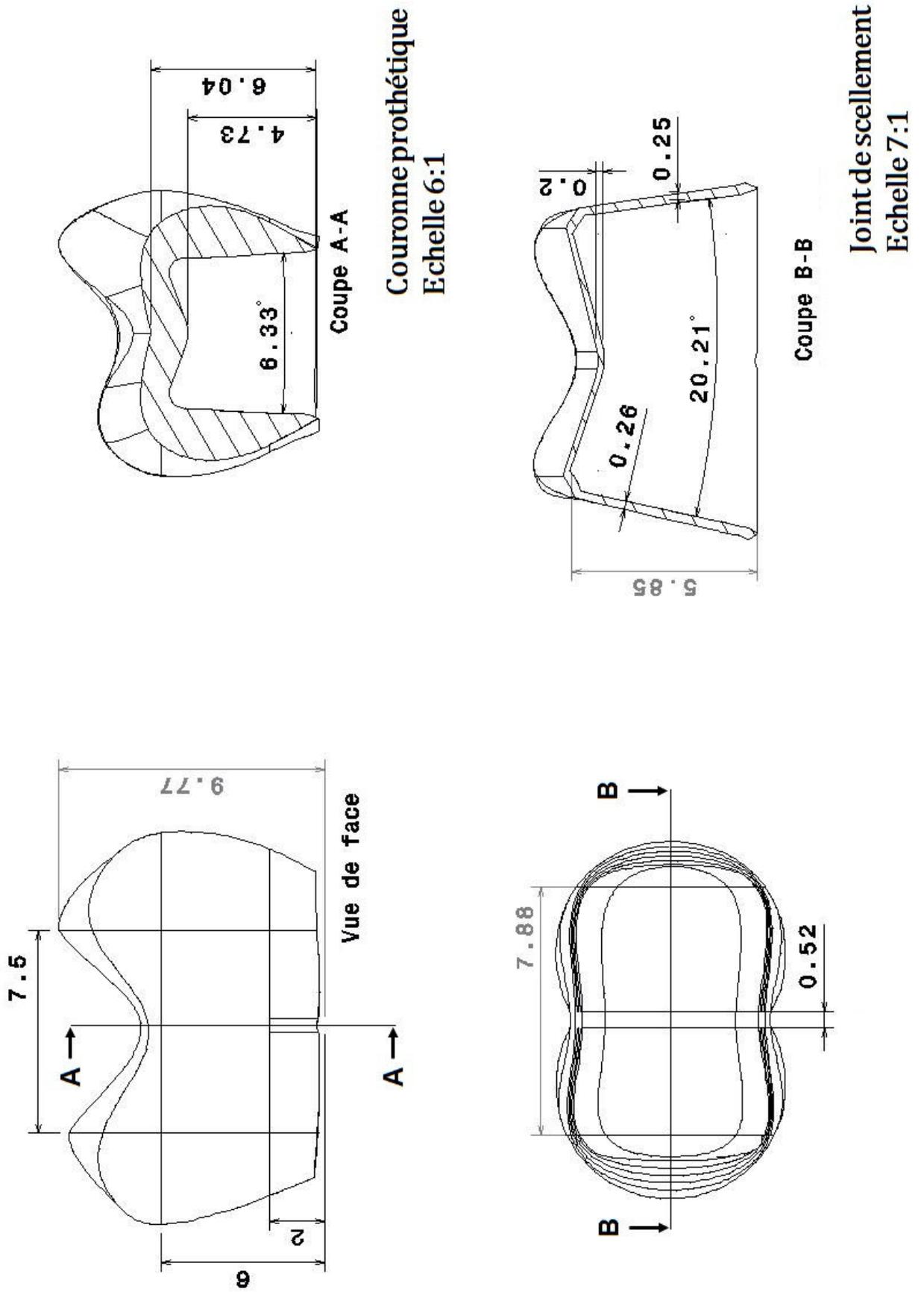


FIGURE B.4 – Couronne prothétique et joint de scellement

Liste des figures

1.1	La denture et la dent	7
1.2	a. Organisation de la structure de l'émail - b. et c. observation SEM des différentes faces, (R) : émail prismatique, (IR) émail interprismatique [HS08]	9
1.3	a. Organisation orthotropique de la dentine - b. Observation MEB (échelle 10 µm) c. Observation microscopie confocale [Wan16]	10
1.4	Évolution de la rigidité et de la dureté dans la jonction en fonction de la profondeur [MBG ⁺ 01]	11
1.5	Les différents constituants du parodonte humain	12
1.6	Dessins anatomiques de coupes longitudinales observées sur une mâchoire inférieure [Faw95]	13
1.7	Anatomie du système masticatoire [Bib18c]	14
1.8	L'occlusion - (a) décalage intérieur/extérieur (d'après [Bib18d])- (b) décalage avant/arrière [Bib18b] – (c) contacts occlusaux sur une demi-denture [Ric69]	15
1.9	Trajectoire du cycle masticatoire - a. Plan frontal chez l'humain - b. Cycle théorique d'ouverture/fermeture lors de la mastication [Oke12] - c. Succession de cycles lors de la mastication pour différents types d'aliments [LG82]	16
1.10	Les différents types de restauration en odontologie conservatrice	18
1.11	La chaîne numérique en CFAO dentaire [Tap15]	20
1.12	Exemples de paramétrages du hiatus prothétique	21
1.13	Blocs CAD/CAM avant/après usinage [LEB17]	22
1.14	Interface de scellement d'une restauration prothétique céramique collée (d'après Roulet et Degrange [RD00])	23
1.15	Essais de fluage en flexion trois points sous différentes conditions de stockage (DW : distilled water) [AKA ⁺ 18]	26

1.16 Rupture des restaurations - a. rupture in-vitro en zone occlusale, couronne [HCZ ⁺ 08] - b. rupture clinique en zone occlusale, observation MEB couronne [TANM94] - c. rupture clinique en zone cervicale, couronne incisive [UG14]	28
1.17 Étude d'une structure tri-couche simplifiée - a. propriétés de l'assemblage – b. as- semblage sollicité	30
1.18 Modélisation géométrique de la dent restaurée - a. géométrie réelle - b. géométrie 2D axisymétrique	31
2.1 Modélisation axisymétrique la dent restaurée	51
2.2 Champs des contraintes principales dans la prothèse (MPa) - configuration de référé- rence	53
2.3 Évolution des contraintes σ_1 le long de l'abscisse curviligne dans la prothèse	54
2.4 Champs des contraintes dans le joint de scellement (MPa) - configuration de référence	55
2.5 Évolution des contraintes σ_{VM} le long de l'abscisse curviligne dans le joint de scelle- ment - configuration de référence	56
2.6 Champs des contraintes principales dans la préparation (MPa)	56
2.7 Première contrainte principale σ_1 en fonction de l'abscisse curviligne dans la pro- thèse - paramètre : module de Young du matériau de scellement (GPa)	57
2.8 Évolution de $max(\sigma_1)$ dans la prothèse - paramètre : module de Young du matériau de scellement (GPa)	58
2.9 Contraintes σ_1 en fonction de l'abscisse curviligne dans la prothèse - paramètre : module de Young du matériau prothétique	60
2.10 Contraintes σ_{VM} en fonction de l'abscisse curviligne dans le joint de scellement - paramètre : module de Young du matériau prothétique	62
2.11 Évolution de σ_{VM} dans le joint de scellement à l'abscisse curviligne nulle - para- mètre : module de Young de la céramique	63
2.12 Contraintes σ_1 en fonction de l'abscisse curviligne dans la prothèse - paramètres : hiatus (μm)	64
2.13 Évolution de $max(\sigma_1)$ dans la prothèse - paramètres : hiatus (μm)	65
2.14 Contraintes σ_{VM} en fonction de l'abscisse curviligne dans le joint de scellement - paramètres : hiatus	67
2.15 Évolution de $max(\sigma_{VM})$ dans le joint de scellement à l'abscisse curviligne nulle - paramètres : hiatus	68

2.16	Contraintes σ_1 en fonction de l'abscisse curviligne dans la prothèse - paramètre : α .	69
2.17	Contraintes σ_{VM} en fonction de l'abscisse curviligne dans le joint de scellement - paramètre : α	70
3.1	a. Assemblage prothétique dentaire simplifié - b. Dimensions considérées (en mm)	77
3.2	Procédure de traitement des images - a. amélioration du contraste - b. segmentation des images - c. reconstruction des images (Bone) - d. caractérisation géométrique des défauts	79
3.3	a. Reconstruction surfacique de la couche de scellement - b. Répartition de la dimension caractéristique des vides	80
3.4	Décollement prothétique - a. coupe horizontale - b. coupe verticale - c. reconstruction surfacique 3D	81
3.5	Évolution des propriétés physiques au cours du temps de sèche (d'après Hüsich et al. [HMF99])	83
3.6	Première contrainte principale dans la couronne	85
3.7	Quantification des écarts géométriques sur l'assemblage réalisé	86
3.8	Évolution de l'épaisseur du joint de scellement autour de l'axe de la préparation au plan (P)	86
3.9	Géométries du joint de scellement - a. cas idéal - b. présence d'une cavité perçante - c. présence d'un décollement	87
3.10	Évolution de σ_1 dans la prothèse le long de l'interface avec le joint de scellement	88
3.11	Contraintes de von Mises dans le joint de scellement (MPa) - a. cas « idéal » - b. cas « cavité » - c. cas « décollement »	89
3.12	Évolution de σ_{VM} dans le joint de scellement en fonction de l'abscisse curviligne	89
4.1	Modèle géométrique de la dent saine	98
4.2	Éléments géométriques de référence	98
4.3	Conception des courbes supports	99
4.4	Conception d'une racine	101
4.5	Jonction des racines	101
4.6	Géométrie de la cavité pulpaire	102
4.7	Courbes utilisées pour la conception du ligament parodontal	103
4.8	Modèle géométrique de l'assemblage prothétique dentaire (sans le ligament)	103

4.9 Géométrie CAO pour du joint de scellement - a. Géométrie 3D b. Cotations sur coupe médiane (en mm)	104
4.10 Réponse hyperélastique non-linéaire adoptée pour modéliser le comportement du ligament parodontal	106
4.11 Représentation schématique de l'orientation des tubules et des prismes d'émail [New00]	108
4.12 Description géométrique pour l'orientation des tubules	109
4.13 Champ d'orientation implémenté - dentine	110
4.14 Champ d'orientation implémenté - émail	111
4.15 Modélisation mécanique par éléments finis - dent saine	114
4.16 Champs des contraintes principales maximales σ_1	115
4.17 Champs des contraintes dans le PDL - a. contrainte principale maximale - b. contrainte principale minimale	116
4.18 M-cracks, particulièrement mises en évidence chez les primates (Orang-outan) [BKB ⁺ 11]	117
4.19 Distributions des critères δ_1 et δ_3 pour la dentine et l'émail - dentine orthotrope	119
4.20 Champs des critères δ_1 et δ_3 - dentine orthotrope	119
4.21 Distributions des critères δ_1 et δ_3 pour la dentine et l'émail - émail isotrope transverse	120
4.22 Champs des critères δ_1 et δ_3 - émail isotrope transverse	121
4.23 Modélisation mécanique du problème - dent restaurée	123
4.24 Champ de contrainte principale maximale σ_1 - cas de chargement normal	124
4.25 Champ de contrainte principale σ_1 - cas de chargement incliné	124
4.26 Contraintes de von Mises dans le joint de scellement	125
4.27 Modélisation simplifiée de la dent restaurée	127
4.28 Champs des contraintes principales σ_1 - chargement composé - modélisation simplifiée	127
5.1 Principales étapes de l'algorithme de rétro-conception (d'après D.J. Yoo [Yoo11])	135
5.2 Schématisation 2D de la décomposition en octree adaptative (d'après P. Reuter [Reu03])	138
5.3 Mise en place des points de conception sur la surface implicite (d'après [Yoo11])	140
5.4 Simplification des surfaces	141
5.5 Reconstruction CAO d'une molaire saine	144
5.6 Modèles géométriques considérés	145
5.7 Incohérences dans la description géométrique issue de CATIA	145
5.8 Comparaison des maillages EF surfaciques (GMSH, taille d'éléments : 10 - 20 μm)	146

5.9 Géométries au format STL des données scannées sur le patient (Autodesk Meshmixer)	148
5.10 Éléments de la procédure de conception prothétique (Romexis PlanMeca)	148
5.11 Géométrie au format STL de la couronne prothétique (Autodesk Meshmixer)	149
5.12 Modèle CAO de l'assemblage prothétique dentaire	150
5.13 Identification de la surface de chargement occlusale	151
5.14 Contraintes principales maximales σ_1 dans la couronne (en MPa)	152
5.15 Contrainte équivalente de von Mises dans le joint de scellement (MPa)	153
5.16 Modifications géométriques pour la prothèse optimisée	155
B.1 Dentine	VI
B.2 Émail	VII
B.3 Ligament parodontal	VIII
B.4 Couronne prothétique et joint de scellement	IX

Liste des tableaux

2.1	Caractéristiques du maillage EF	52
2.2	Paramétrage pour la configuration de référence	52
3.1	Évolution des propriétés physiques et des propriétés équivalentes modélisées	84
4.1	Coefficients du modèle de Ogden pour le ligament parodontal [WTY09]	105
4.2	Coefficients élastiques des tissus durs	107
4.3	Caractéristiques des maillages éléments finis de la dent saine	114
4.4	Modèles étudiés pour la dent saine	118
4.5	Caractéristiques des critères δ_i en (MPa) - dentine orthotrope	118
4.6	Caractéristiques des critères δ_i en (MPa) - émail isotrope transverse	120
4.7	Coefficients élastiques des matériaux de la dent restaurée	123
4.8	Caractéristiques du maillage éléments finis de la dent restaurée	123
4.9	Intensités maximales des contraintes σ_1 et σ_2 aux ZOI	125
4.10	Intensités maximales des contraintes principales σ_1 et σ_2 aux ZOI	127
5.1	Caractéristiques des critères γ_K	147
5.2	Caractéristiques du maillage éléments finis	152
A.1	Propriétés mécaniques des matériaux prothétiques	II
A.2	Propriétés mécaniques des matériaux prothétiques (suite)	III

Titre : Analyse mécanique et optimisation géométrique de la dent restaurée par méthode indirecte

Mots clés : Restauration dentaire indirecte, Ingénierie biomédicale, Patient-specific, CFAO, Dentisterie conservatrice

Résumé : La réhabilitation des fonctions physiologiques dentaires à l'aide de restaurations céramiques collées est l'un des enjeux majeurs de la dentisterie conservatrice. S'il est maintenant bien établi que la jonction céramique/composite revêt une importance capitale pour la durabilité de l'assemblage, les observations par le biais d'un scanner X- μ CT nous ont permis de mettre en évidence plusieurs types de défauts (décollement, bulles d'air) dont l'analyse mécanique révèle leur influence néfaste pour la tenue de la restauration. Les travaux réalisés portent également sur l'influence des paramètres de conception de la prothèse sur la résistance mécanique de l'assemblage prothétique dentaire. Ces études préliminaires ont été réalisées sur une modélisation EF 2D simplifiée permettant de s'affranchir de la variabilité morphologique des géométries réelles. Les résultats montrent notamment l'influence significative du dimensionnement de l'intrados prothétique, laissé

libre de paramétrage dans le cadre des procédés CFAO employés en dentisterie. Une étude mécanique 3D étendant la modélisation jusqu'au ligament parodontal a ensuite été réalisée afin d'approcher le problème de manière plus réaliste. Les résultats obtenus mettent notamment en évidence des zones fortement sollicitées au niveau de la ligne cervicale de la prothèse, en coïncidence avec un mode de rupture clinique fréquent. Cette modélisation 3D a également fait l'objet d'une étude complémentaire permettant de justifier l'emploi des données géométriques présentes au sein des procédés CFAO modernes dans le cadre d'une optimisation mécanique de forme. Une méthode de rétroconception basées sur l'interpolation de surfaces B-Splines et utilisant les données scannées lors de l'opération médicale est finalement proposée afin d'intégrer un calcul mécanique "patient specific" dans la chaîne numérique des procédés CFAO.

Title : Mechanical analysis and geometrical optimization of the restored tooth obtained by indirect method

Keywords : Dental indirect restoration, Biomedical engineering, Patient-specific, CAD/CAM, Conservative dentistry

Abstract : The rehabilitation of dental function following the fitting of prostheses obtained by cemented ceramic restorations is one of the major challenges of restorative dentistry. It is now well established that the ceramic/composite interface has an important significance for the longevity of the restoration and its observation using X-ray μ CT enabled us to characterize some types of defects within the cement layer (air voids and debonding). The mechanical analysis of the restored tooth considering those defects exhibits their negative influence on the strength of the assembly. The influence of design parameters has also been studied considering a simplified 2D axisymmetric FE model in order to avoid the morphological diversity of real geometries. Results show that the design of the inner shape of the crown (editable within

the CAD/CAM process) is mechanically relevant. A 3D finite element study extending to the periodontal ligament has then been realized in order to approach this problem in a more realistic perspective. Results show high stresses near from the cervical margin of the crown, coinciding with a common clinical failure mode. This 3D model was also used in a additional study allowing us to conclude that the geometrical data used in modern CAD/CAM processes are sufficient to develop a mechanical optimization of the restoration design. A reverse engineering method based on the interpolation of B-Spline surfaces on scanned data acquired during clinic procedures is therefore introduced in order to integrate a patient specific mechanical optimization within the digital chain of CAD/CAM processes.

