



HAL
open science

Modèles patient-spécifiques en odontologie

Raphaël Richert

► **To cite this version:**

Raphaël Richert. Modèles patient-spécifiques en odontologie. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Lyon, 2021. Français. NNT : 2021LYSEI087 . tel-03588925v2

HAL Id: tel-03588925

<https://hal.science/tel-03588925v2>

Submitted on 17 May 2022

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.



N°d'ordre NNT : 2021LYSEI087

THESE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITE DE LYON
opérée au sein de
L'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon

Ecole Doctorale N° ED162
Mécanique, énergétique, génie civil, acoustique
Spécialité/ Biomécanique

Soutenue publiquement le 06/12/2021, par :
Raphaël Richert

**Modèles patient-spécifiques en
odontologie**

Devant le jury composé de :

GEINDREAU, Christian, Professeur des universités, Université Grenoble Alpes, **Rapporteur**
BOLLA, Marc, Professeur des universités, Praticien hospitalier, Université de Nice Sophia
Antipolis, **Rapporteur**
ARBAB-CHIRANI, Reza, Professeur des universités, Praticien hospitalier, Université de
Bretagne Occidentale, **Examineur**
JACOBS, Reinhilde Professeur des universités, Praticien hospitalier, Katholieke
Universiteit Leuven, **Examinatrice**
SEUX, Dominique, Professeur des universités, Praticien hospitalier, **Examinatrice**
ZARA, Florence, Maître de conférences, Université Claude Bernard Lyon 1,
Examinatrice
BOISSE, Philippe, Professeur des universités, Institut national des Sciences Appliquées de
Lyon, **Directeur de thèse**
DUCRET, Maxime, Maître de conférences, Praticien hospitalier, Université Claude Bernard
Lyon 1, **Co-directeur de thèse**
BEL BRUNON, Aline, Maître de conférences, Institut national des Sciences Appliquées de
Lyon, **Invitée**

Département FEDORA – INSA Lyon - Ecoles Doctorales

SIGLE	ECOLE DOCTORALE	NOM ET COORDONNEES DU RESPONSABLE
CHIMIE	CHIMIE DE LYON https://www.edchimie-lyon.fr Sec. : Renée EL MELHEM Bât. Blaise PASCAL, 3e étage secretariat@edchimie-lyon.fr	M. Stéphane DANIELE C2P2-CPE LYON-UMR 5265 Bâtiment F308, BP 2077 43 Boulevard du 11 novembre 1918 69616 Villeurbanne directeur@edchimie-lyon.fr
E.E.A.	ÉLECTRONIQUE, ÉLECTROTECHNIQUE, AUTOMATIQUE https://edeea.universite-lyon.fr Sec. : Stéphanie CAUVIN Bâtiment Direction INSA Lyon Tél : 04.72.43.71.70 secretariat.edeea@insa-lyon.fr	M. Philippe DELACHARTRE INSA LYON Laboratoire CREATIS Bâtiment Blaise Pascal, 7 avenue Jean Capelle 69621 Villeurbanne CEDEX Tél : 04.72.43.88.63 philippe.delachartre@insa-lyon.fr
E2M2	ÉVOLUTION, ÉCOSYSTÈME, MICROBIOLOGIE, MODÉLISATION http://e2m2.universite-lyon.fr Sec. : Sylvie ROBERJOT Bât. Atrium, UCB Lyon 1 Tél : 04.72.44.83.62 secretariat.e2m2@univ-lyon1.fr	M. Philippe NORMAND Université Claude Bernard Lyon 1 UMR 5557 Lab. d'Ecologie Microbienne Bâtiment Mendel 43, boulevard du 11 Novembre 1918 69 622 Villeurbanne CEDEX philippe.normand@univ-lyon1.fr
EDISS	INTERDISCIPLINAIRE SCIENCES-SANTÉ http://ediss.universite-lyon.fr Sec. : Sylvie ROBERJOT Bât. Atrium, UCB Lyon 1 Tél : 04.72.44.83.62 secretariat.ediss@univ-lyon1.fr	Mme Sylvie RICARD-BLUM Institut de Chimie et Biochimie Moléculaires et Supramoléculaires (ICBMS) - UMR 5246 CNRS - Université Lyon 1 Bâtiment Raulin - 2ème étage Nord 43 Boulevard du 11 novembre 1918 69622 Villeurbanne Cedex Tél : +33(0)4 72 44 82 32 sylvie.ricard-blum@univ-lyon1.fr
INFOMATHS	INFORMATIQUE ET MATHÉMATIQUES http://edinfomaths.universite-lyon.fr Sec. : Renée EL MELHEM Bât. Blaise PASCAL, 3e étage Tél : 04.72.43.80.46 infomaths@univ-lyon1.fr	M. Hamamache KHEDDOUCI Université Claude Bernard Lyon 1 Bât. Nautibus 43, Boulevard du 11 novembre 1918 69 622 Villeurbanne Cedex France Tél : 04.72.44.83.69 hamamache.kheddouci@univ-lyon1.fr
Matériaux	MATÉRIAUX DE LYON http://ed34.universite-lyon.fr Sec. : Yann DE ORDENANA Tél : 04.72.18.62.44 yann.de-ordenana@ec-lyon.fr	M. Stéphane BENAYOUN Ecole Centrale de Lyon Laboratoire LTDS 36 avenue Guy de Collongue 69134 Ecully CEDEX Tél : 04.72.18.64.37 stephane.benayoun@ec-lyon.fr
MEGA	MÉCANIQUE, ÉNERGÉTIQUE, GÉNIE CIVIL, ACOUSTIQUE http://edmega.universite-lyon.fr Sec. : Stéphanie CAUVIN Tél : 04.72.43.71.70 Bâtiment Direction INSA Lyon mega@insa-lyon.fr	M. Jocelyn BONJOUR INSA Lyon Laboratoire CETHIL Bâtiment Sadi-Carnot 9, rue de la Physique 69621 Villeurbanne CEDEX jocelyn.bonjour@insa-lyon.fr
ScSo	ScSo* https://edsciencessociales.universite-lyon.fr Sec. : Mélina FAVETON INSA : J.Y. TOUSSAINT Tél : 04.78.69.77.79 melina.faveton@univ-lyon2.fr	M. Christian MONTES Université Lumière Lyon 2 86 Rue Pasteur 69365 Lyon CEDEX 07 christian.montes@univ-lyon2.fr

*ScSo : Histoire, Géographie, Aménagement, Urbanisme, Archéologie, Science politique, Sociologie, Anthropologie

Résumé

La fracture verticale de la dent constitue l'une des premières causes d'extraction, et notamment pour la prémolaire. Ce phénomène est fortement dépendant du type de stratégie thérapeutique mise en œuvre, et il convient donc de s'interroger sur la meilleure thérapeutique à indiquer pour chaque patient. La simulation éléments finis constitue une méthode de référence pour évaluer la biomécanique d'un nouveau dispositif médical. Les modèles constitués sont néanmoins souvent basés sur une anatomie moyenne du patient alors que de grandes variations de forme existent. La démocratisation des outils comme la tomographie volumique et l'empreinte optique en odontologie donne aujourd'hui accès à des modèles décrivant l'anatomie spécifique du patient et ouvre la voie à une compréhension plus fine des phénomènes biomécaniques.

Ce travail a donc eu pour objectif 1) d'identifier les paramètres adaptés à la simulation patient spécifique pour la prise en charge d'une prémolaire délabrée 2) développer des procédés de prise de décision employant cette approche 3) de personnaliser la forme de dispositifs médicaux à partir d'outils d'optimisation numérique.

Ce travail a montré que les méthodologies mises en place permettaient de guider la prise de décision et optimiser le design de plusieurs dispositifs médicaux en odontologie. L'intérêt de ces modèles a également été illustré sur un cas clinique d'endodontie. Il apparaît cependant à l'issue de ce travail que la construction de modèle est chronophage. Plusieurs perspectives sont envisageables notamment pour l'étape de segmentation où des approches automatiques basées sur l'intelligence artificielle sont aujourd'hui en développement. La question de la validation expérimentale du modèle est encore également source de nombreuses discussions, notamment car elle sera difficile en clinique. Cette limite ouvre la porte à des indicateurs d'erreur comme celui de Zhu Zienkiewicz, qui devront être rigoureusement évalués dans le futur avant d'envisager une application plus large de ces outils.

Mots clefs :

Modélisation patient-spécifique, Biomécanique, Analyse éléments finis, Dentisterie numérique, Réhabilitation orale, Aide à la décision, Optimisation de conception

Abstract

The vertical root fracture is one of the most common causes of extraction, especially for the premolar. The practitioner's choice will highly influence the prevalence of root fracture what questions the biomechanics. The finite element analysis is now widely used to evaluate the biomechanics a new procedure of biomedical device. Finite element models are however often based on a mean anatomy whereas variations exist between patients. The development of cone beam tomography and intraoral scanners give opportunities to create more patient-specific models consequently leading to a better comprehension of biomechanical behaviour of the premolar.

The current work aims 1) to identify the most adapted parameters for a patient-specific modeling of the premolar 2) to develop decision support systems using patient-specific models 3) to adapt designs of medical devices using optimization tools

The patient-specific models appear adapted to help decide in complex clinical situations and to optimize designs of different prosthetic reconstructions. The interest of these models was also presented in a clinical case report of fractured instrument. As a limit of this work, the time required to constitute a model is still too high for a daily use in clinic. but algorithms based on artificial intelligence could automatize steps of segmentation. The experimental validation of these models still needs further investigations as being highly difficult to set up in clinic. The relevance of some error indicators such as Zhu Zienkiewicz will be evaluated rigorously before a widespread diffusion in the everyday decision process of the clinician.

Keywords :

Patient-specific modeling, Biomechanics, Finite element analysis, Computed Assisted Image processing, Oral rehabilitation, Decision aid, Design optimization

Table des matières

I.	Introduction	16
II.	Des problématiques cliniques au modèle patient-spécifique.....	18
II.1.	Difficultés cliniques et enjeux thérapeutiques.....	19
II.1.1.	Biomécanique buccodentaire.....	19
II.1.2.	Cas particulier de la prémolaire.....	21
II.1.3.	Limites de la médecine fondée sur les preuves et intérêt de la médecine personnalisée.....	24
II.2.	Modèles éléments finis de la prémolaire	26
II.2.1.	La méthode des éléments finis patient-spécifique.....	27
II.2.2.	Efforts internes et matériaux	30
II.2.3.	Enregistrer l'anatomie de la dent.....	34
II.2.4.	Choix de domaine et conditions aux limites.....	43
II.2.5.	Maillage et convergence.....	49
II.3.	Synthèse sur la biomécanique de la prémolaire.....	54
III.	Sélection des paramètres pour la modélisation d'une prémolaire	55
III.1.	Revue de synthèse exploratoire	56
III.1.1.	Sélection des données issues de la littérature	56
III.1.2.	Identification des tendances sur le choix des paramètres	57
III.1.3.	Analyse critique du choix des paramètres	67
III.2.	Analyse de sensibilité des paramètres adaptés à la modélisation patient-spécifique	70
III.2.1.	Analyse multifactorielle par plan d'expérience.....	71
III.2.2.	Résultats	74
III.2.3.	Discussion	77
III.3.	Bilan sur le choix des paramètres	78
IV.	Aide à la prise de décision en endodontie	79
IV.1.	Analyse numérique multifactorielle de la chirurgie endodontique.....	80
IV.1.1.	Problématique et facteurs d'influence décrits	80
IV.1.2.	Mise en place d'un plan d'expérience factoriel complet.....	81
IV.1.3.	Discussion et impact de cet outil sur la prise de décision.....	89
IV.2.	Processus décisionnel dans un cas d'instrument fracturé.....	92
IV.2.1.	Problématique mécanique posée par la fracture instrumentale	92
IV.2.2.	Développement numérique d'outils d'aide à la décision.....	93
IV.2.3.	Résultats	97
IV.2.4.	Discussion	98
IV.3.	Bilan et perspectives en endodontie	100

V.	Optimisation du design prothétique à l'aide de modèles patient-spécifiques.....	101
V.1.	Optimisation du design d'une endocouronne	102
V.1.1.	Problème mécanique posé par l'endocouronne	102
V.1.2.	Génération de surface de réponses à partir de modèles éléments finis.....	103
V.1.3.	Choix optimaux pour la forme d'une endocouronne.....	104
V.1.4.	Discussion et intérêt pour l'optimisation topologique.....	107
V.2.	Optimisation de la forme de crochets I-bar	110
V.2.1.	Problème mécanique posé par les crochets en prothèse amovible	110
V.2.2.	Développement et validation de modèles analytiques.....	112
V.2.3.	Choix optimaux pour la forme de crochets	117
V.2.4.	Discussion	121
V.3.	Bilan et perspectives en prothèse	123
VI.	Validation, limites et perspectives.....	124
VI.1.	Validation expérimentale.....	125
VI.1.1.	Matériel et méthode mise en place	125
VI.1.2.	Comparaison des données numériques et expérimentales.....	132
VI.1.3.	Discussion et perspectives.....	136
VI.2.	Transfert vers une pratique clinique quotidienne	138
VI.2.1.	Ergonomie et accessibilité de l'outil numérique	139
VI.2.2.	Défis scientifiques et techniques	141
VII.	Conclusion.....	144
VIII.	Valorisation du travail scientifique	146
IX.	Bibliographie.....	148
X.	Annexes.....	172

Table des figures

- Figure 1 : Sollicitations mécaniques de la dent avec a) cycle de mastication engendrant des forces occlusales importantes entre les dents antagonistes b) initiation d'une fêlure amélaire sous une restauration coronaire se propageant dans la dentine en direction cervicale. 19
- Figure 2 : Illustrations du phénomène de fracture verticale de la prémolaire : a) lésion osseuse associée à une fracture verticale de la racine d'une prémolaire couronnée b) prémolaire extraite présentant une fracture verticale sur l'ensemble de la racine (57) c) radiographie rétro-alvéolaire associée à une prémolaire maxillaire fracturée (57) d) vue de la surface réséquée d'une prémolaire planifiée pour une chirurgie endodontique mais extraite pour cause de fracture radiculaire (7). 22
- Figure 3 : Différences d'anatomie et de support alvéolaire entre les prémolaires mandibulaires et maxillaires. : a) mandibulaires présentant une forme trapue et b) maxillaires présentant une forme élancée, des racines frêles et coupe sagittale de tomographie volumique de prémolaire c) mandibulaire avec une unique racine centrée dans l'os (en vert) comprenant une part importante d'os cortical et d) prémolaire maxillaire présentant deux racines fines dont une racine vestibulaire excentrée et un volume osseux circonférentiel faible en palatin (en vert) et une corticale osseuse très fine 24
- Figure 4 : Intérêt des éléments finis a) planches de Hess décrivant les variations anatomiques du canal dentaire entre les patients (95) b) évolution du nombre d'articles publiés dans l'ensemble des disciplines, en odontologie et en simulation par éléments finis. Le nombre d'articles ayant pour thème la simulation éléments finis en odontologie croit le plus vite (96) c) vue de l'esprit de la dent où il est impossible de trouver une solution en milieu continu et discrétisation du volume en sous élément où l'équation différentielle peut être résolue pour calculer la contrainte σ en chaque élément 28
- Figure 5 : Principe de la simulation patient-spécifique avec a) situation clinique initiale b) enregistrement de l'anatomie dentaire et de son environnement osseux c) segmentation et maillage des géométries d) intégration des paramètres physiques des différents matériaux e) simulation des forces occlusales et des conditions aux limites f) calcul numérique g) optimisation des thérapeutiques en minimisant une fonction de coût comme la contrainte de von Mises ou la contrainte principale. 29
- Figure 6 : Profils de fracture de dentine et d'émail soumis à un chargement axial a) profil de fracture par cisaillement entre les prismes d'émail (100) b) profil de fracture par cisaillement de la dentine (flèche bleue clair bleues indiquant le phénomène de cisaillement)(87) c) profil de fracture par cisaillement de la dentine par effet de coin aux bords d'une restauration amalgame (flèches bleues foncées indiquant le phénomène de cisaillement)(101). 32
- Figure 7 : Schéma de l'agencement des tubuli dentinaire sur une coupe de dent : a) Distribution des franges d'interférences d'une dent sectionnée (interférométrie) : présence de franges de Moiré en fonction du réseau de tubulis (102) b) Déduction de l'orientation des tubuli au sein de la dent. 34
- Figure 8 : Impact de la l'anatomie occlusale et radiculaire illustré par la méthode des éléments finis : la distribution de contraintes est représentée par un diagramme couleur allant du bleu (valeurs faibles) au rouge (valeurs élevées) a) Impact de l'anatomie occlusale sur molaire soumise à une compression : la distribution de contrainte dans la dent diffère en fonction de la forme occlusale (112) b) Impact de l'anatomie radiculaire sur incisive soumise à une contrainte en flexion : la distribution de contrainte dans la dent diffère en fonction de la forme radiculaire (113). 35
- Figure 9 : Procédé de construction d'un modèle maillé selon la technique NURBS en différentes étapes : a) découpe de la dent b) mesure effectuée sur coupe c) reconstruction par une fonction NURBS d) maillage du volume recréé. 36
- Figure 10 : Influence de l'orientation de la coupe dans la reconstruction du volume de la dent : a) vue axiale et transversale de la première coupe (trait jaune) et délimitation de la racine en pointillé rouge, b) deux possibilités de deuxième coupe : possibilité 1 : 2^{ème} coupe parallèle à la première (vue axiale et

transversale ; possibilité 2 : 2^{ème} coupe mésioversée : la vue transversale témoigne de la différence de géométrie enregistrée) c) reconstructions volumiques très différentes en fonction de l'orientation des coupes..... 37

Figure 11 : Procédé de conception du modèle éléments finis décomposé en différentes étapes : a) examen tomodensitométrique CBCT de la dent b) segmentation : regroupement des pixels en différentes régions décrivant l'anatomie dentaire c) maillage des différents volumes. 38

Figure 12 : Difficultés soulevées lors de la segmentation telles que à a) l'absence de différence de niveaux de gris à la jonction entre deux dents visible (flèche bleue) sur un examen CBCT de l'arcade mandibulaire b) la présence d'artefact caractérisé par une zone radioclaire sans réalité clinique (flèche bleue) à proximité du tenon sur un examen CBCT d'une prémolaire maxillaire ; et des différences d'artefacts visibles entre des examens CBCT et μ CBCT avec c) la coupe frontale d'une prémolaire saine scannée par examen CBCT, d) la coupe frontale de la même prémolaire employant un examen μ CBCT, e) la coupe frontale d'une prémolaire traitée endodontiquement scannée par examen CBCT et f) la coupe frontale de la même prémolaire employant un examen μ CBCT..... 39

Figure 13 : Intérêt du scanner intra-oral pour l'enregistrement de l'anatomie dentaire a) fichier STL d'une prémolaire préparée pour endocouronne issu d'un examen μ CBCT in vitro) fichier STL pour de la même prémolaire issu d'un scan intra-oral et montrant une précision comparable c) fichier STL d'une molaire préparée pour endocouronne issu d'un examen CBCT en clinique d) fichier STL de la même molaire issu d'un scan intra-oral montrant une plus grande précision en zone coronaire..... 43

Figure 14 : Dégradation de la précision de détection des structures anatomiques avec a) examen μ CBCT in vitro (taille de voxel : 14 μ m) b) examen CBCT in vitro (taille de voxel : 75 μ m) c) examen CBCT en clinique présentant un flou cinétique important (taille de voxel : 100 μ m)..... 40

Figure 15 : Différences de qualité de segmentation en fonction des conditions de l'examen CBCT a) germes déposés sur un examen μ CBCT in vitro d'une prémolaire traitée endodontiquement b) détection précise des structures anatomiques avec la flèche noire pointant une segmentation fine des matériaux intra canaux c) germes déposés sur un examen CBCT en clinique d'une molaire présentant une résorption cervicale d) détection peu précise des structures anatomiques avec la flèche noire en bas à droite présentant une détection erronée de la dent en place de l'os cortical lingual et l'autre flèche présentant une détection erronée de l'os en place de la pulpe..... 41

Figure 16 : Analyse mécanique présentant respectivement de gauche à droite le modèle éléments finis, les distributions des champs de déformations ϵ_{xx} , ϵ_{yy} , ϵ_{zz} et de la contrainte de von Mises en MPa (de bleu à rouge pour les valeurs élevées) avec a) Modèle A : simulation d'une dent unique avec encastrement direct de la racine et force appliquée au niveau de la cuspside vestibulaire b) Modèle B : simulation d'une dent avec un bloc osseux et encastrement de l'os cortical en mésial et distal c) Modèle C : simulation de trois dents sans point de contact et encastrement de l'os cortical en mésial et distal. 45

Figure 17 : Distributions de contrainte en MPa (de bleu à rouge pour les valeurs élevées) en fonction des forces occlusales appliquées témoignant de l'impact du type de force occlusale considérée : une technique de reconstitution coronaradiculaire pourrait être adaptée à une dent soumise à des forces occlusales de type Case 1 mais inadaptée à une dent de type case 3 qui semble présenter de plus fortes contraintes radiculaire et donc un risque de fracture majorée de la racine (149). 47

Figure 18 : Distributions de contrainte en MPa (de bleu à rouge pour les valeurs élevées) en fonction des conditions de chargement présentant des contraintes principales similaires entre a) contact avec un corps rigide (déplacement axial imposé) et b) force nodale unique axiale ; et présentant des contraintes de von Mises similaires entre c) contact avec un corps rigide (déplacement axial imposé) et d) force nodale unique axiale. 48

Figure 19 : Différentes formes d'indenteur associées aux tests mécaniques : a) Essais de flexion à 45° à l'aide d'une tête plate, b) Essai de compression à l'aide d'un indenteur sphérique (165), c) Essai de compression à l'aide d'un silicone, d) essai de compression à l'aide d'une feuille de latex permettant de réduire la flexion de la dent (167).	49
Figure 20 : Défis posés par le maillage avec a) maillage fin permettant une reproduction fidèle de l'anatomie dentaire b) maillage grossier ne traduisant pas fidèlement la complexité des courbes occlusales (169) c) maillage issu d'un examen CBCT en clinique d) courbes en rouge traduisant les phénomènes de « marches en escalier » issus de la limite de taille des voxels de l'examen CBCT.	50
Figure 21 : Type de maille éléments finis utilisé et leur impact : a) Représentation schématique des différents types d'éléments permettant le maillage d'un volume d'un modèle b) Différence de simulation éléments finis en fonction d'un maillage tétraédrique, linéaire ou quadratique : un maillage quadratique permet une simulation plus juste malgré un nombre plus faible d'éléments (153).	51
Figure 22 : Impact du lissage : a) fibres parodontales à la surface de la dent b) scalaires Miseri dent segmentée sans retouches c) scalaires Mieseri dent segmentée avec retouches de lissage pour retirer les défauts de segmentation dus au ligament.	53
Figure 23 : Diagramme flow et procédé de sélection selon les recommandations (183).	58
Figure 24 : Procédé de constitution des modèles : a) Constitution du modèle demi-arcade (niveau haut du paramètre longueur d'arcade) b) vue vestibulaire des modèles 3 dents et demi-arcade (respectivement niveaux faible et haut du paramètre longueur d'arcade) c) schéma avec vue en coupe de la prémolaire mentionnant les paramètres : l'axe de la force, le module d'élasticité de la dentine, la longueur simulée de l'arcade, la taille des éléments, l'hyper-élasticité du ligament et l'intensité du chargement.	73
Figure 25 : Distribution de contraintes de von Mises pour les modèles éléments finis présentant un maillage élevé et un module d'élasticité dentinaire de 18,6 GPa. Les contraintes élevées sont présentées en rouge et les contraintes faibles en bleu. L'axe de la force modifie fortement la distribution de contraintes.	75
Figure 26 : Diagramme Pareto représentant les 10 valeurs des paramètres seuls les plus importantes de l'équation linéaire du plan d'expérience déterminant 78% de la variation entre la valeur moyenne et la valeur extrême.	76
Figure 27 : Schémas expliquant la thérapeutique de la chirurgie endodontique a) infection péri-apicale à la suite d'une colonisation bactérienne du canal endodontique dans le cadre d'une dent réhabilitée par une couronne b) traitement endodontique par voie chirurgicale avec énucléation du kyste, nettoyage canalaire à rétro et obturation.	80
Figure 28 : Schémas représentatifs des modèles éléments finis utilisés avec A le type matériau d'obturation à rétro, B le diamètre de préparation à rétro, C la hauteur de résection et D le niveau osseux.	83
Figure 29 : Distribution de contraintes de von Mises root stresses représenté par des couleurs allant du bleu (valeurs faibles) au rouge (valeurs élevées). Les simulations a et b présentent un faible niveau de résection et préparation à rétro. Les simulations c et d présentent un faible niveau de préparation à rétro et un niveau élevé de résection. Les simulations e et f présentent un faible niveau de résection et un niveau élevé de préparation à rétro. Les simulations g et h présentent un faible niveau de préparation à rétro et un niveau élevé de résection. L'astérisque blanc présente la zone de contraintes élevées.	87
Figure 30 : Diagramme Pareto présentant les valeurs absolues des 10 coefficients les plus importants calculés pour l'équation. Chaque coefficient représente la variation entre valeur moyenne et le niveau +1 du paramètre.	88

Figure 31 : Complication au cours du traitement endodontique avec a) utilisation d'un instrument endodontique déjà fortement usé b) fracture de l'instrument au tiers coronaire représentant un obstacle au bon nettoyage du canal dentaire.	92
Figure 32 : Analyse numérique patient spécifique détaillé par étapes pour le traitement virtuel et l'analyse éléments finis avec a) vue axiale de l'examen tridimensionnel CBCT b) attribution des germes pour la segmentation des différentes structures anatomiques c) segmentation basé sur un algorithme de minimisation d'une fonction coût d) transformation de l'image pour simuler un acte de résection apicale de 3 mm e) planification virtuelle du traitement f) maillage et définition des conditions limites en vue d'une analyse éléments finis.....	94
Figure 33 : Reconstructions 3D de la situation générées pour chaque situation permettant de déplacer l'objet dans l'espace pour visualiser les différentes structures anatomiques a) superposition des différents volumes segmentés pour simuler les gestes thérapeutiques de vibration de l'instrument avec l'insert et de résection b) vues cliniques simulées pour reproduire la position de soins en réel : la perforation est peu visible sur la vue clinique pour une stratégie de retrait par voie non chirurgicale. La position du sinus peut être évalué de manière plus immersive que sur le CBCT pour la stratégie de retrait par voie chirurgicale.....	96
Figure 34 : Coupes pour chaque maillage et vue vestibulaires des modèles avec la distribution de contraintes de von Mises représenté ; pour chaque situation a) modèle initial b) modèle élargissement canalaire faible c) modèle élargissement important d) modèle résection de 3 mm e) modèle résection 6 mm.....	98
Figure 35 : Schéma représentatif du modèle employé pour simuler une endocouronne.....	104
Figure 36 : Distributions de contraintes pour les modèles éléments finis de la prémolaire en coupes sagittale et transversale pour : a) une faible largeur de préparation et faible profondeur d'ancrage, b) une largeur de préparation élevée et faible profondeur d'ancrage, c) une faible largeur de préparation et profondeur d'ancrage importante et d) une largeur de préparation élevée et profondeur d'ancrage importante.....	105
Figure 37 : Surfaces de réponse montrant l'évolution de la contrainte de von Mises pour : a) l'endocouronne, b) la dentine et c) la résine de collage de la prémolaire.	106
Figure 38 : Principales causes d'échec d'une endocouronne rapportées cliniquement : a) fracture de la céramique (délamination) b) fracture de la dent c) décollage de l'endocouronne (49).	107
Figure 39 : Contraintes de von Mises présentées respectivement en haut pour l'endocouronne et en bas pour la résine de collage, les contraintes sont plus importantes pour la première situation à gauche présentant un ancrage de 4,5mm que les deux autres situations présentant un box interne de 3,5 et 2,5mm de profondeur mais dans le même temps la surface de collage est augmentée (280) Notabene : l'échelle de couleur n'est pas facilement lisible sur l'article mais les contraintes varient de 0 à 172MPa au sein de l'endocouronne et de 0 à 0.0097MPa au sein de la résine de collage.....	108
Figure 40 : Schémas descriptifs d'une prothèse amovible avec a) les principaux éléments constitutifs et b) la forme du crochet I-bar prenant appui sur une prémolaire.....	112
Figure 41 : Schémas des crochets avec a) vue vestibulaire présentant la zone d'application de la force relativement à la position de la dent b) coupe décomposant les différentes forces d'action nécessaires au désengagement du crochet.....	113
Figure 42 : Méthodes expérimentales mises en place pour définir les forces de rétention relatives à chaque crochet en fonction de la dent concernée : a) combinaison de crochets choisi aléatoirement b) conception du modèle et de la prothèse amovible associé avec le choix aléatoire de crochets c) test de rétention sur la prothèse amovible et répétition pour l'ensemble des combinaisons tirées aléatoirement d) déduction de la force de rétention associé à chaque crochet (313)	116

Figure 43 : Diagrammes pour les crochets I-bar présentant la relation entre la longueur du crochet, son rayon et la contrainte calculée selon l'équation avec a) contrainte selon des variations de L1 et L2 avec la rayon fixe b) variation du rayon en fonction de L1 et L2 avec la contrainte fixée à 400 MPa.	119
Figure 44 : Analyse éléments finis pour un crochet i-bar sur molaire présentant a) application de la force sur la pointe du crochet et conditions limites d'encastrement b) contraintes en tension c) déflexion.	120
Figure 45 : Comparaison entre données expérimentales et données simulées pour un modèle analytique (234).	120
Figure 46 : Mise en place du banc de manipulation avec a) schéma de l'essai en compression b) ajustage de la position de la caméra en fonction de la distance focale c) orientation de la dent au cours du test.	127
Figure 47 : Montage expérimental a) Courbe d'étalonnage du capteur de force montrant une continuité des valeurs expérimentales et l'absence de phénomène d'hystérésis b) Montage optique avec PBS miroir semi-réfléchissant permettant de séparer le rayon incident en deux flux lumineux, l'un réfléchi, l'autre réfracté.....	128
Figure 48 : Analyse des niveaux de gris de l'image pour définir la zone d'intérêt : a) histogramme de l'image permettant de distinguer des groupes de niveaux de gris homogènes associés aux pixels de la dent b) exemple du masque appliqué à l'image pour restreindre l'analyse à la seule zone dentaire c) phase optique (modulo 2π) mesuré en un pixel localisé à la position $[x, y]$	129
Figure 49 : Traitement de l'image en phase a) filtrage pour réduire le bruit associé aux éléments électroniques et vibrations b) déroulement de phase c) déroulement de phase cumulé.	130
Figure 50 : Traitement de l'image en déplacement a) déplacement cumulé pour les images de 1 à 140 b) cadre employé pour la comparaison avec les données simulées par la méthode des éléments finis. ...	130
Figure 51 : Principaux mouvements en fonction de la direction des franges d'interférences a) déformation de la structure b) déplacement produit par rotation de corps rigide autour d'un axe incliné à 45° dans le plan de l'échantillon, c) déplacement produit par rotation de corps rigide autour d'un axe horizontal dans le plan de l'échantillon, d) déplacement produit par rotation de corps rigide autour d'un axe vertical dans le plan de l'échantillon.	131
Figure 52 : Représentation des vecteurs normaux en chaque triangle surfacique de la dent par des traits rouges et flèche noire indiquant le vecteur illumination a) vue de $\frac{3}{4}$ de la dent macroscopique b) vue agrandie au niveau de la face mésiale c) vue agrandie à l'échelle d'un triangle.....	131
Figure 53 : Résultats expérimentaux en déplacement.	133
Figure 54 : Champ de déplacements calculés numériquement a) déplacements U_x et U_y b) déplacement cumulé recalculé numériquement en fonction de l'orientation du vecteur illumination.	134
Figure 55 : Champ de déformation selon l'ensemble des composantes LE_{yy} et LE_{zz} dans les axes orthogonaux à la dent, LE_{xx} selon le grand axe de la dent, LE_{xy} , LE_{yz} et LE_{xz} coefficients associés au cisaillement.....	135
Figure 56 : Etat actuel sur les outils de simulation des thérapeutiques en odontologie a) capture écran du logiciel BlueSkyPlan proposant une bibliothèque d'implant virtuel adapté à la planification virtuelle du traitement et la chirurgie guidée b) absence d'outils permettant la simulation d'une préparation périphérique ou encore le travail d'un insert dans un canal	140
Figure 57 : Etat de la recherche en biomécanique a) Nombre d'articles employant des outils de « data science » pour analyser la biomécanique de la marche (364) b) Schéma d'analyse employé basé sur l'utilisation de réseaux de neurones profonds (deep neural networks DNN) (363)	144

Liste des tableaux

Tableau 1 : Classification des différentes fractures en fonction de leur localisation et forme (27).	20
Tableau 2 : Base de données sondées et stratégie de recherche employée (en date du 16 Octobre 2019).	56
Tableau 3 : Principales caractéristiques et paramètres des études incluses.	59
Tableau 4 : Tendances sur les choix de paramètres.....	66
Tableau 5 : Propriétés matériaux employés pour le « Plan d'expérience paramètres patient-spécifique » (23).	71
Tableau 6 : Valeurs extrêmes employés pour chaque paramètre (23).....	74
Tableau 7 : Propriétés matériaux employés pour la partie « Analyse multifactorielle de la chirurgie endodontique » (23).....	82
Tableau 8 : Choix des niveaux extrêmes pour chaque paramètre employé pour la partie « Analyse multifactorielle de la chirurgie endodontique ».....	84
Tableau 9 : Valeurs maximales des contraintes de von Mises stress calculées en chaque paramètre...	85
Tableau 10 : Valeurs moyennes du décile supérieures des contraintes de von Mises stress calculées en chaque paramètre.....	85
Tableau 11 : ensemble des valeurs pour chaque coefficient de l'équation 17.....	89
Tableau 12 : Paramètres de maillage et indicateur d'erreur de Zhu-Zienkiewicz pour chaque modèle considéré.....	97
Tableau 13 : Analyse mécanique personnalisée pour chaque stratégie de retrait.....	97
Tableau 14 : Propriétés matériaux pour la partie « Prothèse fixée » (23).	103
Tableau 15 : Valeur expérimentales employées pour évaluer la validité des données simulées.....	116

Liste des abréviations

EBM : Evidence Based Medicine

CBCT : Cone Beam Computed Tomography

MEF : Méthode des Eléments Finis

MPS : Modèle Patient Spécifique

CAO : Conception Assistée par Ordinateur

CFAO : Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur

NURBS : Non-Uniform Rational Basis Splines

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique

PRISMA : Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses

MTA : Mineral Trioxide Aggregate

DICOM : Digital Imaging and COmmunications in Medicine

VTP : Virtual Treatment Planning

AEF : Analyse Eléments Finis

STL : Standard Triangle Language

3D : tridimensionnel

CAD-CAM : Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing

CCD : Charge Coupled Device

LASER : Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation

MAE : Mean Absolute Error

X-FEM : eXtended Finite Element Method

I. Introduction

La pratique de l'odontologie repose sur le traitement de différentes pathologies allant de la lésion carieuse à l'atteinte pulpaire et péri-apicale. Actuellement, les thérapeutiques de soins et réhabilitation de la dent impliquent cependant une préparation tissulaire coûteuse pour l'organe dentaire et le remplacement des tissus perdus par des matériaux aux propriétés mécaniques éloignées de celles du tissu originel (1–10). La biomécanique de la dent s'en trouve fortement modifiée et des taux de fracture significativement plus élevés ont été rapportés sur les dents restaurées comparativement aux dents saines. Ce phénomène est particulièrement marqué dans le cas de la prémolaire où la littérature rapporte qu'une dent sur deux est extraite pour cause de fracture (11). De multiples recommandations ont analysé le comportement général de la dent restaurée ou fêlée au fil du temps mais leur application à la situation clinique spécifique du patient n'est pas aisée (12–14).

La méthode des éléments finis constitue aujourd'hui un outil de référence dans l'analyse biomécanique d'un dispositif médical, des processus physiologiques tels que la marche ou pathologiques tels que la fracture de l'os ostéoporotique (15). Différents outils de modélisation patient-spécifique ont été développés en chirurgie maxillofaciale pour guider le praticien vers un geste plus conservateur (16). Néanmoins, leur application est rarement décrite en odontologie car aucune méthodologie n'existe pour créer un modèle patient-spécifique (17–20). Les objectifs de ce travail étaient donc de : 1) identifier les paramètres les plus adaptés pour la reconstruction de la prémolaire humaine, 2) développer des méthodologies pour la reconstruction et la modélisation personnalisée en odontologie, 3) illustrer l'intérêt de ces différentes techniques par plusieurs applications.

La première partie de ce document vise à définir le cahier des charges idéal du modèle patient-spécifique pour la simulation de la prémolaire. Les paramètres adaptés ont ainsi été identifiés en balayant la littérature scientifique puis la sensibilité du modèle à certains paramètres a été évalué par un plan d'expérience.

La deuxième partie présente l'utilisation de ces modèles patient-spécifiques en endodontie, en prothèse fixée et en prothèse amovible. Des outils de planification virtuelle du traitement et d'aide à la décision

ont été appliqués à une situation clinique de fracture instrumentale en endodontie. Deux méthodes d'optimisation du design prothétique sont ensuite présentées.

Une dernière partie traite des limites actuelles des modèles patient-spécifiques en termes d'automatisation de procédé et d'indicateur d'erreur. Une perspective de ce travail utilisant l'interférométrie sera enfin présentée pour la validation du modèle à partir de données expérimentales.

II. Des problématiques cliniques au modèle patient-spécifique

La biomécanique constitue une branche très large de la physique visant à explorer les propriétés mécaniques du système biologique, analyser les principes de fonctionnement du corps humain et les relations existantes entre la structure et la fonction du tissu. Le praticien fait en effet face à des situations de perte des propriétés mécaniques de la dent, par exemple lors d'un processus carieux. Comprendre les propriétés biomécaniques des différents tissus est essentielle pour mieux appréhender le soin de la dent et sa reconstitution de manière biomimétique. La première partie de ce travail aura ainsi pour objectif de réaliser un état de l'art à propos de la physio-pathologie de l'organe dentaire, avec une attention particulière pour la prémolaire, du fait de sa fragilité. Une deuxième partie introduira ensuite la méthode des éléments finis et son intérêt dans le cadre de la biomécanique buccodentaire.

Sommaire de chapitre

II.1 Difficultés cliniques	19
II.1.1 Biomécanique	19
II.1.1 Cas particulier de la prémolaire	21
II.2 Modèles éléments finis	26
II.2.1 La méthode des éléments finis	27
II.2.2 Efforts internes et matériaux	30
II.2.2.1 Tenseur des contraintes	30
II.2.2.2 Lois matériaux	32
II.2.3 Enregistrer l'anatomie	34
II.2.4 Choix de domaine et conditions aux limites	43
II.2.5 Maillage et convergence	49
II.3 Synthèse sur la biomécanique	54

II.1. Difficultés cliniques et enjeux thérapeutiques

II.1.1. Biomécanique buccodentaire

La dent assure une fonction vitale et essentielle de coupe et broyage du bol alimentaire, première étape de l'alimentation. Cette opération de broyage est assurée quotidiennement par plus de 2000 contacts entre les surfaces des dents antagonistes, générant des forces de mastication allant de 50 à plus de 300 N en fonction des patients (21,22). Cette fonction n'est pas sans risque et plusieurs dents sembleraient ainsi présenter des micro-fêlures au sein de l'émail et de la dentine (23) (Figure 1).

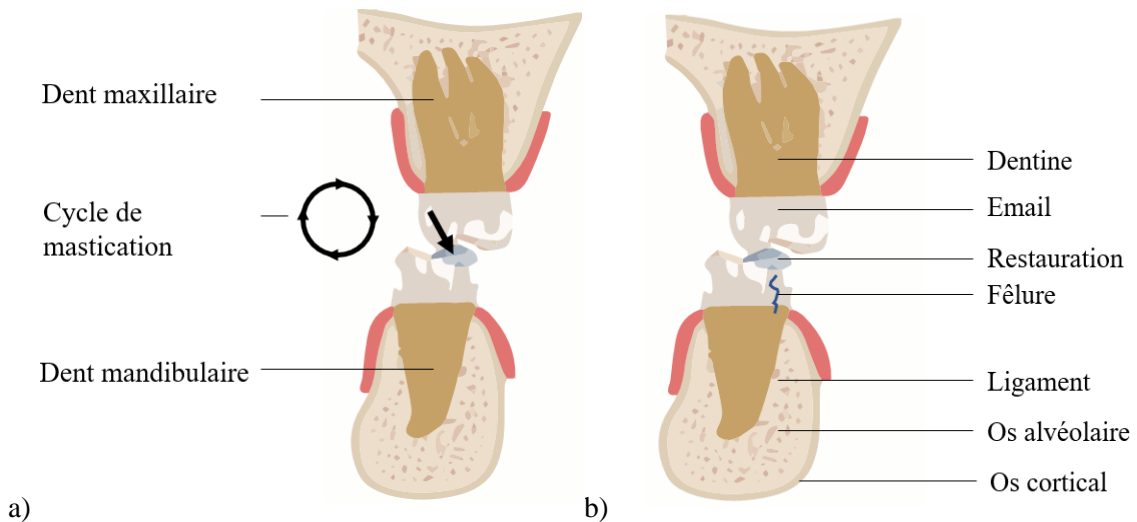


Figure 1 : Sollicitations mécaniques de la dent avec a) le cycle de mastication engendrant des forces occlusales importantes entre les dents antagonistes et b) l'initiation d'une fêlure amélaire sous une restauration coronaire se propageant dans la dentine en direction cervicale.

Ces traits de fêlures peuvent par la suite se propager, allant jusqu'à constituer des fragments dentaires distincts et mobiles (24). L'association américaine d'endodontie a ainsi proposé une classification en fonction de la sévérité de l'atteinte (25) :

- Fêlure amélaire ou dentinaire (« craze line »)
- Cuspide fracturée (« fractured cusp »)
- Dent fissurée (« cracked tooth »)
- Dent fendue (« split tooth »)

- Fracture verticale radiculaire (« vertical root fracture »)

De nombreuses autres classifications ont également été proposées pour préciser la forme et le profil de la fracture (Tableau 1). Différents phénomènes de propagation de la fêlure en une fracture ont été également décrits comme la dent fendue, s’initiant de la zone occlusale puis se propageant en direction cervicale, ou encore la fracture verticale radiculaire s’initiant sous la gencive et se développant en direction cervicale (10,24,26).

Tableau 1 : Classification des différentes fractures en fonction de leur localisation et forme (24).

Fracture impliquant l’émail uniquement	<ul style="list-style-type: none"> • Oblique/ Horizontale • Verticale (complète/incomplète)
Fracture impliquant l’émail ou la dentine sans atteinte pulpaire	<ul style="list-style-type: none"> • Oblique/ Horizontale • Verticale (complète/incomplète)
Fracture impliquant l’émail ou la dentine avec atteinte pulpaire	<ul style="list-style-type: none"> • Horizontale • Verticale (complète/incomplète)
Fracture radiculaire	<ul style="list-style-type: none"> • Verticale/Oblique (impliquant ou non la pulpe) • Horizontale (tiers coronaire/moyen/apical)

Les fêlures et fractures sont fréquemment associées à des phénomènes d’hypersensibilité dentinaire et représenteraient 5% des visites en urgences selon une autre étude américaine (13,27,28). Cet élément est confirmé par plusieurs autres études où la fracture verticale radiculaire présenterait une prévalence de 4 à 6% lors du suivi de patients sur une période de 3 à 10 ans, et serait la cause de près de 10 à 32% des motifs d’avulsions (11,29–32). La crainte d’une future fracture radiculaire constitue en outre le motif principal d’indication de couronne pour 44% des dentistes sur une étude de plus de 959 praticiens américains (13). Cette observation est confirmée par une étude plus large rapportant que 90% des 1,777 praticiens interrogés indiquent la couronne en présence de fêlure (14). Une thérapeutique de recouvrement cuspidien est effectivement très fortement recommandée car cet élément diminue par 8 le risque d’atteinte pulpaire à 3 ans et de 6% par an le risque d’extraction à 7 ans (33–36). Cependant, la réhabilitation de la dent implique également une préparation tissulaire coûteuse pour l’organe dentaire (37). Cette intervention du praticien n’est ainsi pas sans conséquence sur la biomécanique de la dent

d'après de nombreuses études *in vitro* (1–6) et cliniques (7–11,38). En effet, 96.6% des dents avulsées pour cause de fracture étaient traitées endodontiquement et 82.1% présentaient un tenon (11). Une analyse sur les causes de fracture verticale suite à une chirurgie endodontique confirme ce résultat : une dent présentant un tenon a 16 fois plus de risque de présenter une fracture verticale radiculaire (7). Dans le même temps, la présence d'un retraitement endodontique constituait le facteur le plus important expliquant une fracture verticale radiculaire comparativement à la présence d'un tenon (38).

De manière contradictoire, un pourcentage plus élevé de fêlures a aussi été rapporté pour des dents saines comparativement à des dents restaurées (39). Cette grande diversité d'observations cliniques témoigne de la complexité des phénomènes biomécaniques en jeu et de l'impact décisif du praticien mais elle interroge également sur la dynamique de propagation de la fêlure. Toutes les fêlures n'évoluent effectivement pas en une fracture complète, synonyme d'avulsion de la dent (35,36,40). Selon une première étude, 86% des dents fêlées présentaient une fracture complète après un an (40) mais une autre étude rapporte que 71% des dents fêlées ne présentaient aucune évolution ni atteinte pulpaire après trois ans (35,36). Cette propagation de la fêlure ne semblait corrélée à aucun changement des symptômes cliniques, rendant l'identification des situations à risques extrêmement délicates (41). Ainsi, 11 à 45% des dents présentant une fracture étaient asymptomatiques et le test de morsure n'était positif que dans 16% des situations (42,43). Les examens tomодensitométriques ont enfin montré un fort intérêt avec une forte spécificité à détecter la fracture verticale mais la sensibilité du test peut être fortement dégradée par la présence de structures prothétiques comme le pivot métallique (44–46).

Tous ces éléments soulèvent la grande difficulté de poser un diagnostic de fracture malgré les avancées technologiques en imagerie médicale. Comprendre le comportement biomécanique de la dent apparaît donc essentiel pour prédire les situations à risque et adapter son geste thérapeutique.

II.1.2. Cas particulier de la prémolaire

Les prémolaires constituent un groupe de dents important à la jonction entre secteur antérieur et postérieur et évoluant tardivement sur l'arcade dentaire après la première molaire (47). En cas de perte

tissulaire importante, la couronne périphérique constitue la solution de référence classiquement décrite depuis plusieurs années pour réhabiliter ce groupe de dents comparativement à d'autres approches plus récentes comme l'endocouronne (48–51). Cette thérapeutique rapporte effectivement un temps de survie prothétique significativement supérieur pour la prémolaire ($7,42 \pm 0,31$ ans) comparativement aux dents antérieures ($6,84 \pm 0,28$ ans) selon une analyse sur 10 ans (52). Cet écart se confirme dans le temps et une analyse sur 20 ans rapporte des temps plus élevés pour les prémolaires ($13,42 \pm 0,98$ ans) et molaires ($14,05 \pm 2,21$ ans) réhabilitées par rapport aux incisives ($11,83 \pm 0,99$ ans) et canines ($11,9 \pm 1,20$ ans) (53). Cependant, les prémolaires présentent aussi un taux d'avulsion plus élevé que les incisives et canines et un taux de fracture verticale parmi les plus importants (10,11,53–58). La fracture verticale de la racine représente ainsi la première cause d'avulsion de la prémolaire (6). Des cas de fracture sur dent saine ont aussi été rapportés et les différentes thérapeutiques endodontiques et prothétiques ont un impact beaucoup plus défavorable sur ce type de dent qu'en secteur antérieur (Figure 2) (7–11,57,58).

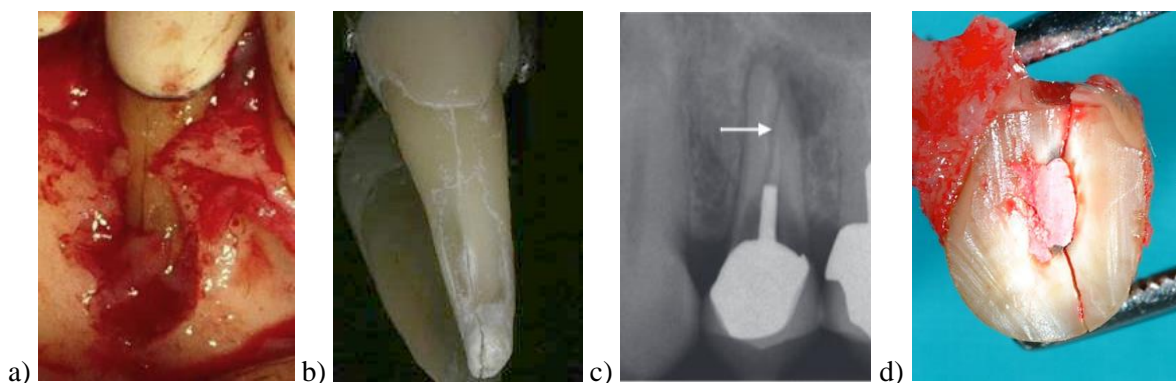
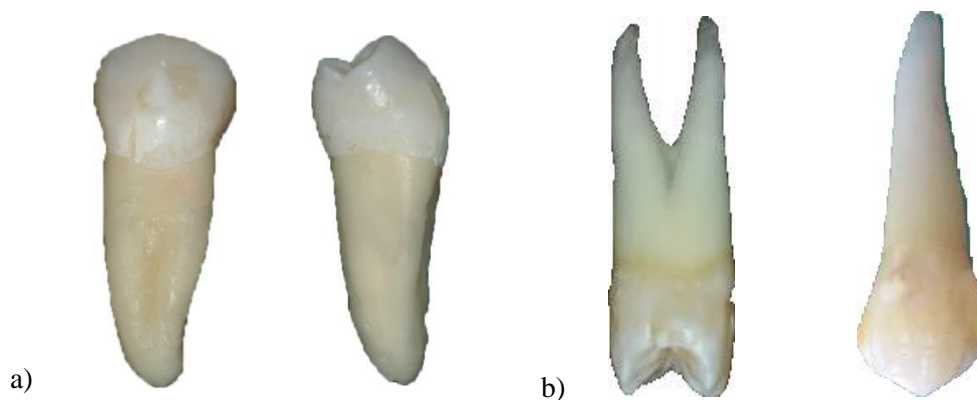


Figure 2 : Illustrations du phénomène de fracture verticale de la prémolaire : a) lésion osseuse associée à une fracture verticale de la racine d'une prémolaire couronnée b) prémolaire extraite présentant une fracture verticale sur l'ensemble de la racine (58) c) radiographie rétro-alvéolaire associée à une prémolaire maxillaire fracturée (58) d) vue de la surface réséquée d'une prémolaire planifiée pour une chirurgie endodontique mais extraite pour cause de fracture radiculaire (7).

Cette fragilité peut s'expliquer par différents éléments anatomiques et environnementaux. Les prémolaires présentent ainsi une forme de couronne dite « tulipée », avec des zones proximales en porte-à-faux important, une chambre pulpaire volumineuse et des racines frêles (59–64). La prémolaire se situe par ailleurs au niveau de la jonction des aires de Pound et d'Ackermann et reçoit des forces occlusales particulièrement nocives associant flexion et compression (65).

L'environnement autour des prémolaires varie sensiblement entre le maxillaire et la mandibule. La prémolaire maxillaire présente une forme plus élancée avec des porte-à-faux plus importants et des racines qui semblent plus frêles. Ensuite, tandis que les prémolaires mandibulaires se situent souvent au centre de l'os mandibulaire, les prémolaires maxillaires exposent fréquemment une racine vestibulaire très proche de la corticale voire la transperçant (66). L'os mandibulaire est, par ailleurs, souvent plus dense que l'os maxillaire, renforçant la différence d'environnement mécanique entre ces deux dents (67). L'ancrage osseux de ce type de dent ainsi que la hauteur de gencive attachée sont souvent plus faibles et les taux de récession plus élevés comparativement aux autres types de dent (68). L'environnement osseux de la dent et le type d'os constituent ainsi des facteurs de hausse des contraintes appliquées à la dent, pouvant expliquer la différence de taux de fracture entre prémolaire maxillaire et mandibulaire (11,69). Il est à noter que de grandes variations anatomiques ont été rapportées sur ce groupe de dents avec un nombre de racines et canaux dentaires allant de un à trois, modifiant sensiblement le comportement biomécanique de la prémolaire (70–72). Une grande variabilité d'intensité de forces a été également rapportée entre individus sur ce type de dent, renforçant la difficulté des praticiens pour systématiser une approche clinique face à une prémolaire délabrée (21,22,73,74) (Figure 3).



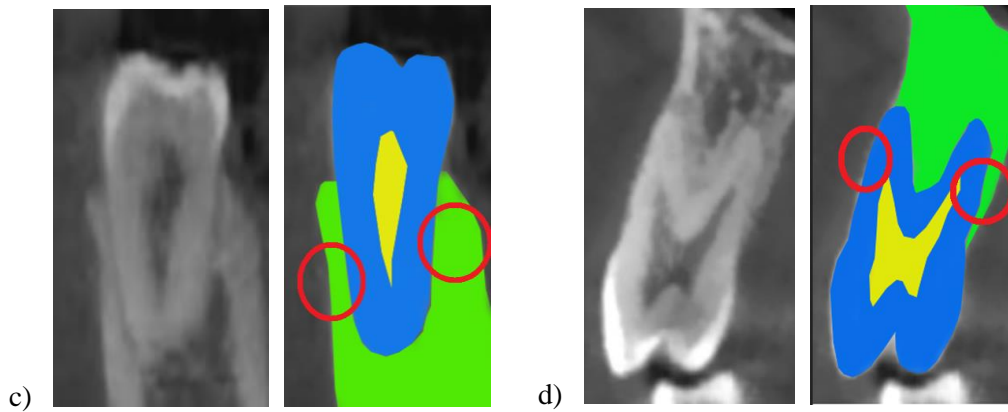


Figure 3 : Différences d'anatomie et de support alvéolaire entre les prémolaires mandibulaires et maxillaires. : a) mandibulaires présentant une forme trapue et b) maxillaires présentant une forme élancée, des racines frêles et coupe sagittale de tomographie volumique de prémolaire c) mandibulaire avec une unique racine centrée dans l'os (en vert) comprenant une part importante d'os cortical et d) prémolaire maxillaire présentant deux racines fines dont une racine vestibulaire excentrée et un volume osseux circonférentiel faible en palatin (en vert) et une corticale osseuse très fine.

L'anatomie dentaire variable, l'environnement osseux et les forces occlusales particulières semblent ainsi expliquer les taux élevés de fracture radiculaire de la prémolaire. Une prise en charge personnalisée semble ainsi nécessaire pour ce type de dent.

II.1.3.Limites de la médecine fondée sur les preuves et intérêt de la médecine personnalisée

Les recommandations de bonnes pratiques cliniques s'appuient aujourd'hui sur une médecine fondée sur les preuves (ou EBM « evidence based medicine » en anglais) où les choix thérapeutiques du praticien sont basés sur les résultats issus de revues systématiques et des essais cliniques contrôlés randomisés (75). Néanmoins, ces études nécessitent un grand nombre d'individus pour observer une différence statistiquement significative entre les groupes, ce qui est difficile à atteindre car les variations individuelles, environnementales et de procédures sont fortes en odontologie (76). De plus, les conclusions de ces études se concentrent sur les effets moyens et rapportent des tendances globales alors qu'encore une fois une grande variabilité existe dans les caractéristiques de chaque dent, chaque fêlure et chaque environnement occlusal (21,39,73,74). Cette vision globale peut amener à des raccourcis cliniques où le praticien ignore la spécificité de chaque individu (73,74,76).

Il existe également de nombreux domaines qui ne pourront jamais être étudiés par des études à grande échelle car la prévalence est trop faible pour avoir une taille d'échantillon suffisant (76). Face à une situation inhabituelle, 60% des praticiens anglais déclaraient en 2001 se tourner vers leurs amis pour demander conseils plutôt que se tourner vers une réponse proposée par l'EBM (12). L'EBM semble donc constituer une solution de référence face à une situation générale mais semble peu armée pour répondre à des situations plus inhabituelles. En opposition, la recherche qualitative décrit les phénomènes observés sur un patient sans volonté de généraliser à une population mais dans l'objectif d'expliquer les relations cause-effet expliquant la spécificité du patient (77). Cette pratique a contribué au développement du concept de médecine personnalisée adaptant la pratique aux particularités d'un patient en utilisant un modèle patient-spécifique (78,79). Ceci est particulièrement nécessaire dans le cadre de l'analyse biomécanique où la spécificité de chaque patient peut fortement modifier l'impact d'une thérapeutique (7-10,38). La modélisation patient-spécifique (MPS) s'est progressivement développée dans le domaine de la chirurgie orthopédique et il a été rapporté que la simulation permettait de mieux prédire les risques de fracture d'os métastatique que les prédictions de praticiens chevronnés (16). De manière similaire, cet outil est aujourd'hui utilisé dans le domaine de la chirurgie orale et permet de réaliser une chirurgie orthognathique plus respectueuse et conservatrice de l'os maxillaire (80). Son utilisation n'est en revanche que rarement mentionnée dans le domaine de l'odontologie alors que de nombreux facteurs patient-spécifiques influencent le comportement biomécanique de la dent (20,81,82). Cette nouvelle approche centrée sur le patient devrait amener un changement important des pratiques dans les années futures mais requiert dans le même temps le développement de méthodologies et d'outils numériques pour démocratiser les modèles patient-spécifiques (83).

II.2. Modèles éléments finis de la prémolaire

Par définition, un modèle constitue une représentation d'un phénomène réel dans le but de comprendre le fonctionnement ou prédire le comportement d'un objet. La prémolaire a été ici choisie comme cas d'étude pour l'analyse de la biomécanique buccodentaire car elle constitue un groupe de dents fragile mais facile à recueillir. La première prémolaire maxillaire est effectivement la principale dent extraite pour cause orthodontique, dans 25 à 80% des situations cliniques (84). En conséquence, les connaissances actuelles reposent principalement sur des essais *in vitro* menés sur dents extraites (1,85–89). Différentes méthodes ont été développées pour analyser la propagation de la fracture au sein de la dentine, de l'émail ou la jonction amélo-dentinaire en utilisant le microscope à balayage électronique, de micro ou nano Computed Tomography (encore appelée X-ray computed tomography) mais aucune n'a permis de définir de lois de comportement universelles (85–89). Le développement des micro-fêlures a ainsi été fortement analysé à la suite de différentes étapes du traitement endodontique (1–6). Cependant, une dent extraite peut développer des micro-fêlures en quelques jours en l'absence de toute intervention humaine (6,90,91). La dent extraite constitue également un problème mécanique différent de la dent en bouche où l'os et le ligament alvéolodentaire jouent un rôle d'amortisseur dans la transmission des contraintes (92,93). Les conditions de conservation et d'expérimentation sur dent extraite limitent donc fortement la portée des résultats issus de tests *in vitro* (6,90,91).

La démocratisation des outils d'empreinte optique et des examens tomographiques Cone Beam Computed Tomography (CBCT) permettent aujourd'hui d'enregistrer avec précision l'anatomie dentaire et l'environnement osseux du patient (94,95). L'occlusion du patient peut être plus facilement enregistrée au moyen de caméras extra-orales type « Modjaw » informant sur les axes des forces transmises à la dent (94,95). **Ces outils numériques permettent de constituer des modèles virtuels de la prémolaire mais la transition de ces modèles virtuels à une analyse biomécanique du patient reste encore peu décrite.** La partie suivante présentera une méthodologie de constitution d'un modèle éléments finis patient-spécifique pour la prémolaire.

II.2.1. La méthode des éléments finis patient-spécifique

L'analyse mécanique d'un modèle dépend directement du volume et de la géométrie de celui-ci. Or, les dents, apparues il y a environ 450 millions d'années, ont fortement évolué au fil du temps. L'anatomie de chaque dent est aujourd'hui propre à l'individu avec des formes très variées : des dents riziformes, des couronnes avec ou sans tubercules, des racines supplémentaires, des courbures apicales et un réseau canalaire extrêmement complexe (96). Cette grande diversité et complexité de formes interroge sur la méthode numérique adaptée pour évaluer la biomécanique buccodentaire. Les méthodes analytiques classiques dont la théorie des poutres ont été décrites dans le domaine médical et en odontologie (20). Ces approches ne permettent néanmoins pas de résoudre des problèmes numériques pour des anatomies complexes et aussi diverses qu'une dent. Face à cet écueil, la méthode des éléments finis (MEF) s'est rapidement imposée comme une méthode de référence permettant l'analyse de la biomécanique buccodentaire (97). Sans présenter de manière exhaustive la méthode, la partie suivante se concentrera sur le principe général nécessaire au calcul du champ des variables u , solution des équations différentielles décrivant le problème. La méthode de résolution pourrait ainsi être résumée en différentes étapes :

- Discrétisation du milieu continu en sous domaines
- Construction d'une approximation nodale par sous domaines
- Calcul des matrices élémentaires et assemblage
- Résolution du système d'équations respectant des conditions aux limites

En odontologie, la géométrie de la dent décrit un problème numérique impossible à résoudre sur le domaine continu mais le maillage de ce volume décrit un domaine discret où une solution peut être approchée (Figure 4). La méthode des éléments finis est ainsi basée sur la construction systématique d'une approximation u^* du champ des variables u . Cette approximation nommée « approximation nodale » est construite sur les valeurs approchées du champ aux nœuds de chaque élément de manière linéaire ou quadratique. Le système physique continu peut ainsi être décrit sous formes intégrales (formulations variationnelles) puis par discrétisation sous formes matricielles. Différentes méthodes de

résolution sont intégrées au sein des logiciels de calcul éléments finis, notamment en fonction du caractère linéaire ou non-linéaire du problème.

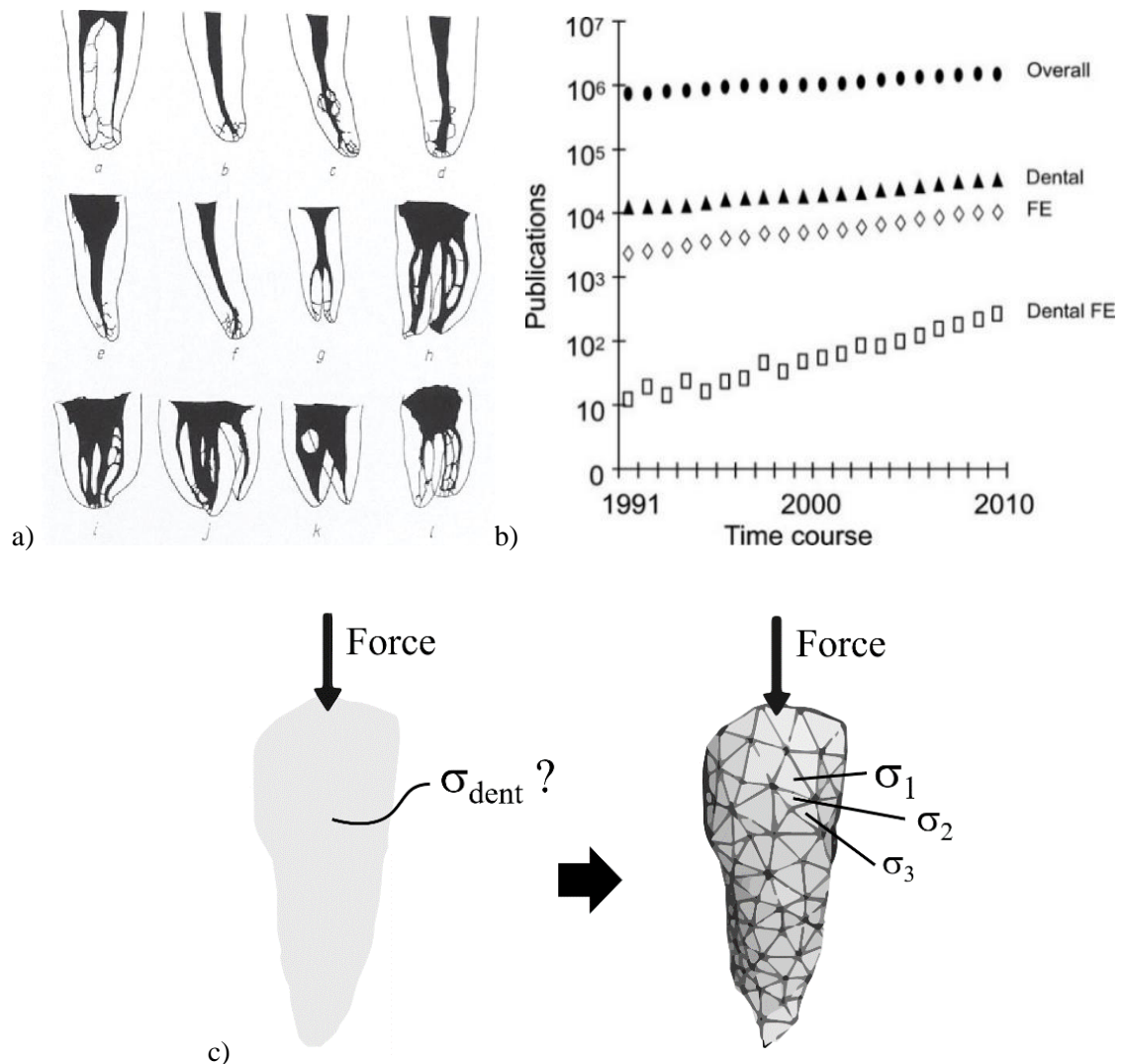


Figure 4 : Intérêt des éléments finis a) planches de Hess décrivant les variations anatomiques du canal dentaire entre les patients (96) b) évolution du nombre d'articles publiés dans l'ensemble des disciplines, en odontologie et en simulation par éléments finis. Le nombre d'articles ayant pour thème la simulation éléments finis en odontologie croit le plus vite (97) c) vue de l'esprit de la dent où il est impossible de trouver une solution en milieu continu et discrétisation du volume en sous élément où l'équation différentielle peut être résolue pour calculer la contrainte σ en chaque élément.

La modélisation dite patient-spécifique constitue une évolution de la méthode traditionnelle en considérant les paramètres de chaque patient et en proposant d'optimiser la thérapeutique à la situation clinique. Ce procédé peut être découpé en différentes étapes : l'enregistrement de l'anatomie, le maillage du volume, l'intégration des propriétés matériaux, la définition des conditions limites, le calcul numérique et l'optimisation de la stratégie thérapeutique (Figure 5).

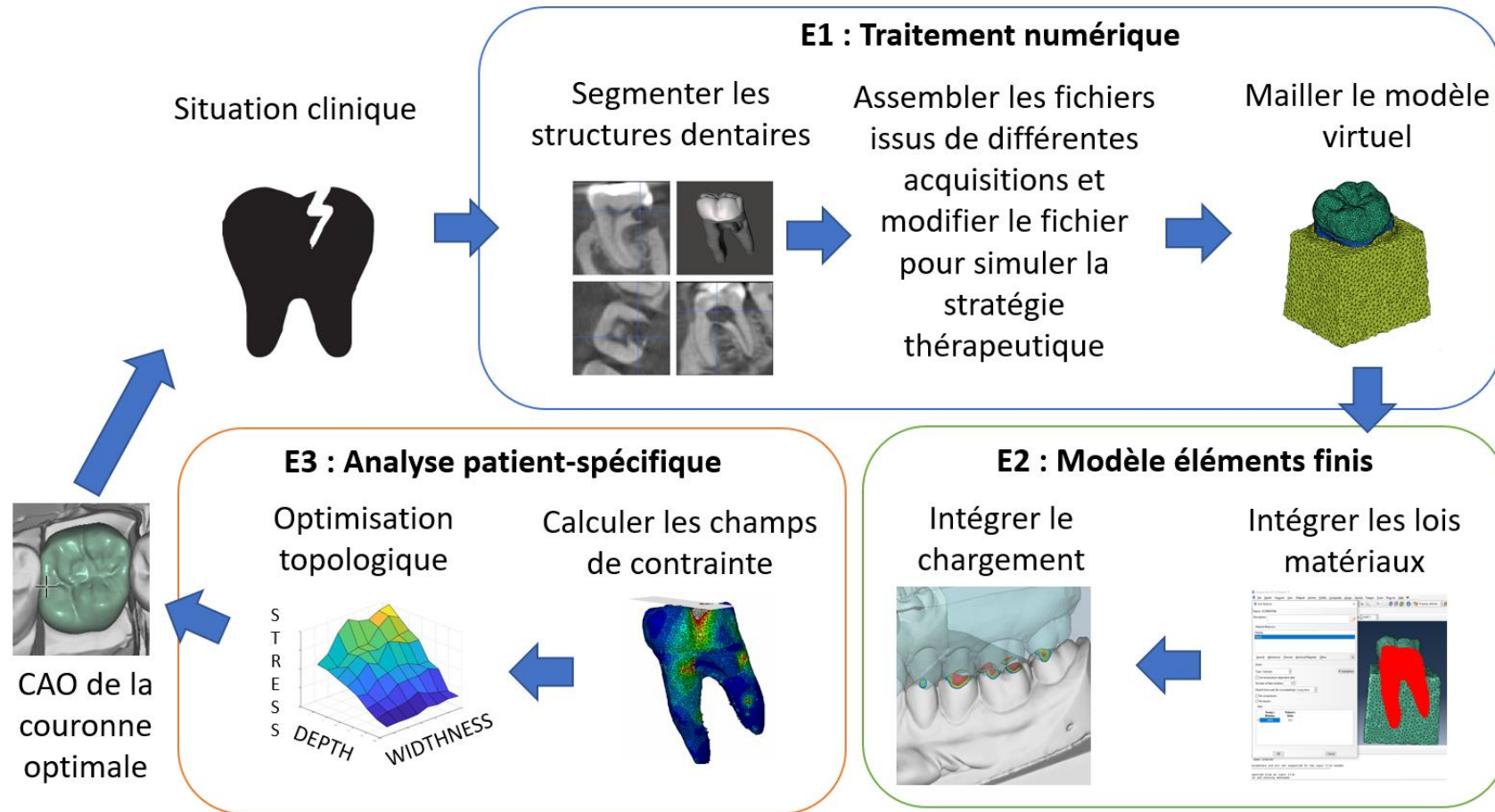


Figure 5 : Principe de la simulation patient-spécifique avec : a) situation clinique initiale, b) enregistrement de l'anatomie dentaire et de son environnement osseux, c) segmentation et maillage des géométries, d) intégration des paramètres physiques des différents matériaux, e) simulation des forces occlusales et des conditions aux limites, f) calcul numérique et g) optimisation des thérapeutiques en minimisant une fonction de coût comme la contrainte de von Mises ou la contrainte principale. Ces résultats permettent d'envisager une conception assistée par ordinateur (CAO) personnalisée.

II.2.2. Efforts internes et matériaux

II.2.2.1. Tenseur des contraintes

La mastication constitue une sollicitation extérieure soumise à la dent qui va conduire au développement d'efforts internes, nommés contraintes, dus aux interactions entre les particules du milieu (98). En isolant par la pensée un petit élément de dent, il est possible d'exprimer le vecteur de contraintes \vec{T} en fonction de l'effort exercé par une face infinitésimale sur la face voisine et assurant la cohésion (98):

$$\vec{T} = \sigma \vec{n}, \sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \quad \text{Équation 1}$$

Où \vec{n} correspond à la normale à la surface et le σ tenseur des contraintes de Cauchy exprimé dans le système de coordonnées cartésiennes. Le tenseur des contraintes σ étant par ailleurs symétrique, il existe au moins une base orthonormée dans laquelle la matrice σ sera diagonale (98):

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_I & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_{II} & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_{III} \end{bmatrix} \quad \text{Équation 2}$$

Où σ_I , σ_{II} et σ_{III} correspondent aux contraintes principales.

La contrainte σ_I correspond à la contrainte de traction maximale tandis que σ_{III} correspond à la contrainte de compression maximale (pour $\sigma_{III} < 0$). Néanmoins la rupture peut également se produire en cisaillement. La contrainte de cisaillement maximale peut être évaluée par le critère de Tresca selon l'expression :

$$\begin{cases} \sigma_{Tresca} = |\sigma_I - \sigma_{III}| \\ \sigma_{III} < \sigma_{II} < \sigma_I \end{cases} \quad \text{Équation 3}$$

Le critère de Tresca est classiquement comparé à la limite d'élasticité du matériau pour évaluer si une déformation plastique se produit. En outre, le tenseur des contraintes peut également être décomposé en une partie dite sphérique et une partie dite déviatorique :

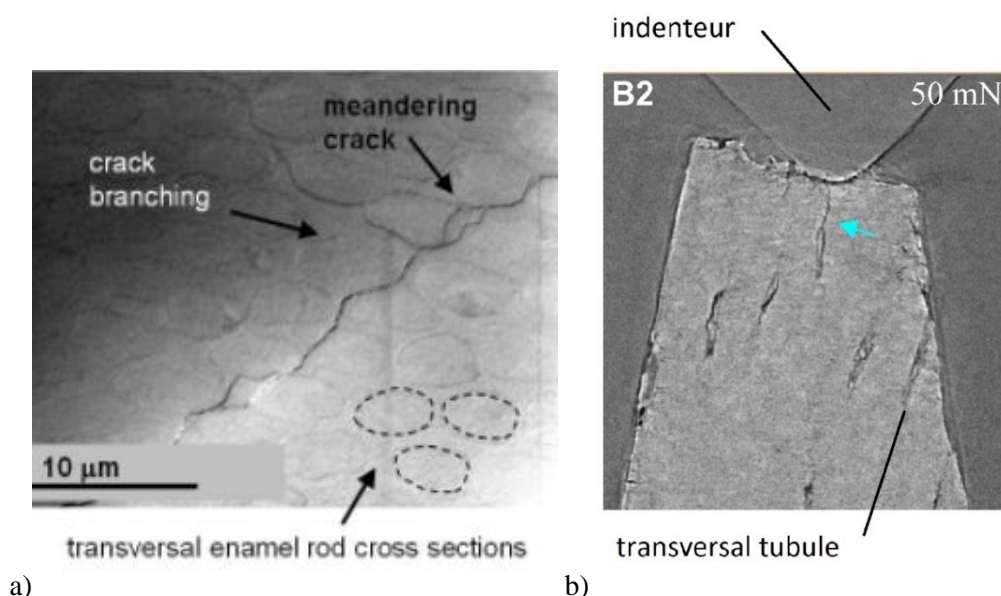
$$\sigma = \sigma_m I + S \quad \text{Équation 4}$$

Où I correspond au tenseur identité, σ_m à la contrainte moyenne et S le tenseur déviateur des contraintes.

Cette décomposition permet d'identifier des scalaires représentatifs du tenseur des contraintes, qui sont indépendants du repère dans lequel on travaille. La contrainte équivalente est ainsi classiquement nommée contrainte de von Mises σ_{VM} selon l'expression :

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\frac{3}{2} tr(\mathbf{S} \cdot \mathbf{S})} \quad \text{Équation 5}$$

Ce critère représente l'énergie de déformation élastique et est classiquement employé en résistance des matériaux métalliques pour évaluer le risque de fracture d'un matériau. Néanmoins les critères de Tresca et de von Mises sont des scalaires n'indiquant pas si la zone est soumise à une composante en traction ou en compression. Les contraintes de compression sont classiquement jugées moins dangereuses car ayant tendance à refermer les fissures. De plus, les résistances en compression de la dentine (200 MPa) et l'émail (125 MPa) sont plus élevées que celles en traction respectivement 52 et 42 MPa (99,100). Les contraintes en résistance au cisaillement sont faiblement connues pour la dentine et l'émail. Cependant, de nombreuses analyses sous microscopie électronique en laboratoire et en clinique ont expliqué le profil de fracture par la présence de contraintes en traction et en cisaillement (88,101,102)(Figure 6). Le critère de von Mises, qui exprime la partie déviatorique du tenseur des contraintes, semble donc particulièrement adapté pour évaluer le comportement biomécanique des tissus dentaires. Ce critère a en outre été rapporté comme étant le plus représentatif parmi 9 théories de la fracture évaluées pour l'os, qui présente une composition et un comportement biomécanique proche de la dentine (103,104).



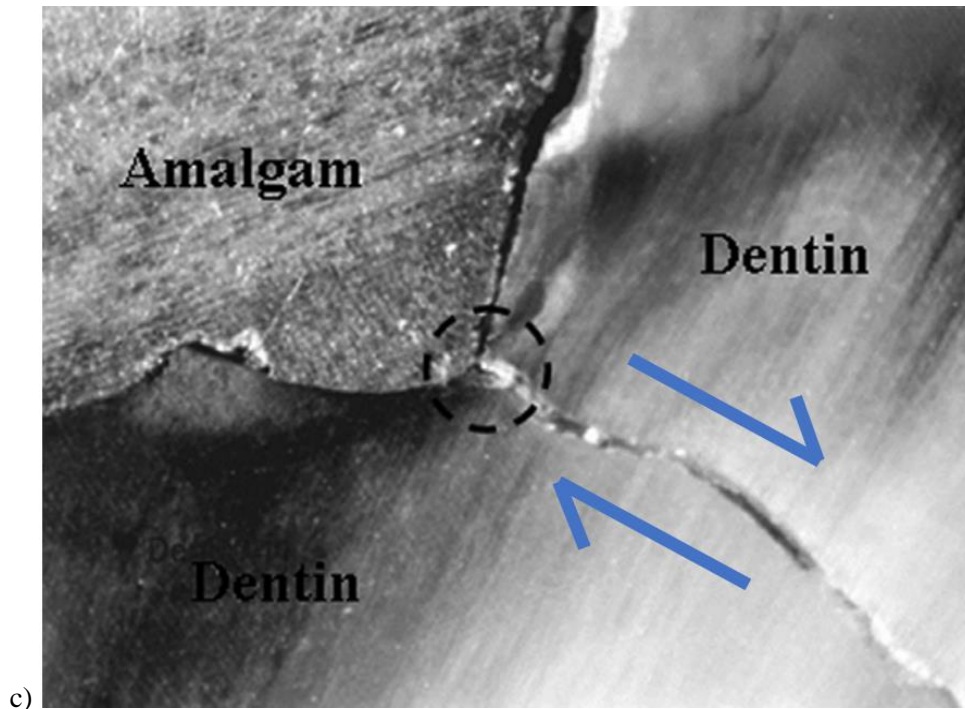


Figure 6 : Profils de fracture de dentine et d'émail soumis à un chargement axial a) profil de fracture par cisaillement entre les prismes d'émail (101) b) profil de fracture par cisaillement de la dentine (flèche bleue clair bleues indiquant le phénomène de cisaillement)(88) c) profil de fracture par cisaillement de la dentine par effet de coin aux bords d'une restauration amalgame (flèches bleues foncées indiquant le phénomène de cisaillement)(102).

II.2.2.2. Lois matériaux

L'étude des matériaux consiste notamment à décrire la relation entre les propriétés du matériau et sa structure, pour en déduire une loi de comportement reliant la contrainte à la déformation du matériau. Lorsque l'intensité de la contrainte augmente, une déformation linéaire élastique se produit initialement. Cette relation est connue sous le nom de loi de Hooke et peut s'écrire :

$$\sigma = c \cdot \varepsilon \quad \text{Équation 6}$$

Avec σ le tenseur des contraintes, c le tenseur des rigidités et ε le tenseur des déformations. Dans le cas d'un matériau isotrope, la relation contrainte/déformation peut être exprimée selon la relation :

$$\begin{bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{23} \\ \sigma_{31} \\ \sigma_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \lambda + 2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda + 2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \mu \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ 2\varepsilon_{23} \\ 2\varepsilon_{31} \\ 2\varepsilon_{12} \end{bmatrix}$$

Avec λ et μ les coefficients de Lamé constituant deux composantes indépendantes de la matrice des rigidités et définies par :

$$\lambda = \frac{Ev}{(1+\nu)(1-2\nu)}, \mu = \frac{E}{2(1+\nu)}$$

Où E correspond au module d'élasticité correspondant à la pente reliant la valeur de la déformation à celle de la contrainte et ν le coefficient de Poisson caractérisant la contraction de la matière perpendiculairement à la direction de l'effort appliqué (100). Deux constantes sont alors nécessaires pour caractériser le matériau, mais dans le cas d'un matériau orthotrope, la relation contrainte/déformation est également exprimée selon l'équation suivante, nécessitant de déterminer 9 coefficients indépendants :

$$\begin{bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \varepsilon_{23} \\ \varepsilon_{31} \\ \varepsilon_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & \frac{-\nu_{12}}{E_1} & \frac{-\nu_{12}}{E_1} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{21}}{E_2} & \frac{1}{E_2} & \frac{-\nu_{23}}{E_2} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{31}}{E_3} & \frac{-\nu_{32}}{E_3} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & \frac{1}{G_{13}} & \frac{1}{G_{12}} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{23} \\ \sigma_{31} \\ \sigma_{12} \end{bmatrix}$$

Ces différentes constantes dépendent donc de la structure interne et l'homogénéité du matériau (99). D'après des études au microscope à balayage électronique, les structures dentaires sont fortement anisotropes du fait du nombre et de l'orientation des tubulis dentinaires et de l'existence de prismes d'hydroxyapatite dans l'émail (105–107) (Figure 7).

La structure semble donc anisotrope d'un point de vue microscopique, mais des lois isotropes linéaires ont été validées macroscopiquement par des tests *in vitro* et en clinique (108–112). La pertinence de ces lois pour la prémolaire sera analysée plus en détail chapitre III (108–112).

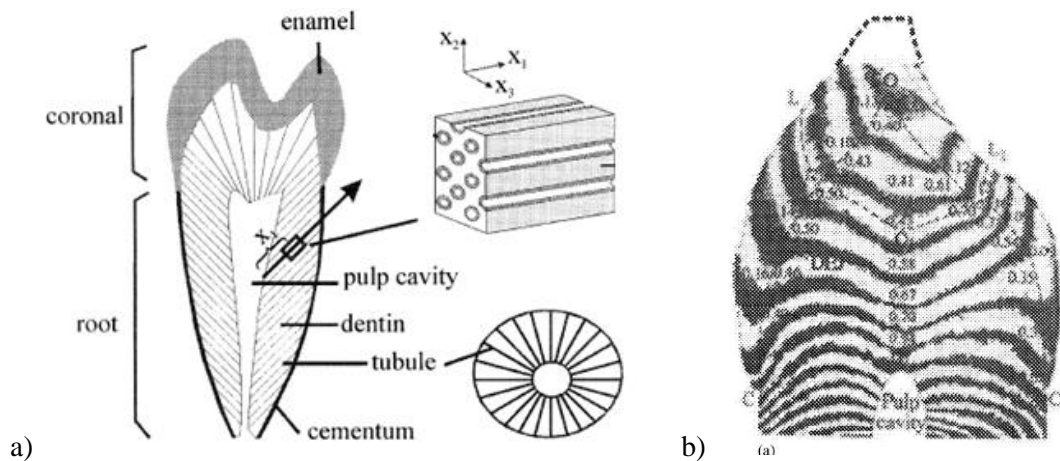
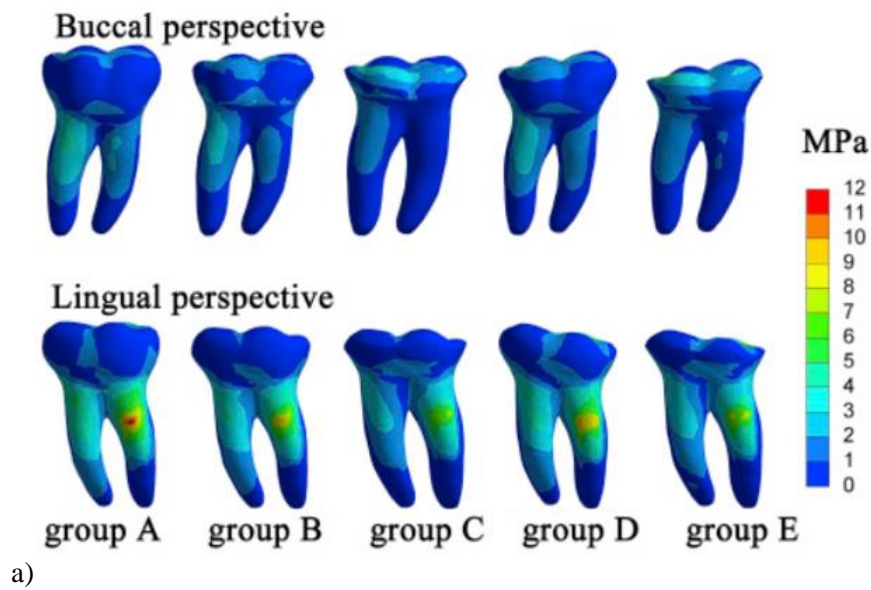


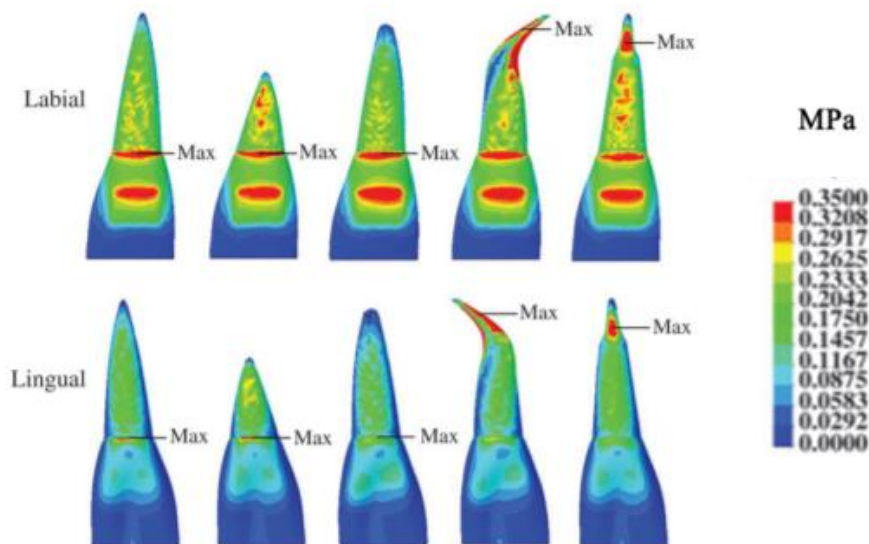
Figure 7 : Schéma de l'agencement des tubuli dentinaire sur une coupe de dent : a) Distribution des franges d'interférences d'une dent sectionnée (interférométrie) : présence de franges de Moiré en fonction du réseau de tubulis (105) b) Déduction de l'orientation des tubuli au sein de la dent.

II.2.3. Enregistrer l'anatomie de la dent

Différentes techniques permettent d'enregistrer numériquement l'anatomie de la surface de la dent ou de son volume (20,113,114). Il est à noter que l'anatomie joue un rôle prépondérant sur les contraintes présentes au sein de la dent et donc ses zones de fragilité : une faible variation sur la forme occlusale de la dent ou encore la courbure de la racine a été associée à une forte variation de la distribution et de l'intensité de la contrainte (115,116). Il est donc important de privilégier une méthode d'enregistrement traduisant le plus fidèlement l'anatomie des tissus de la dent et de son environnement. Différentes techniques comme l'empreinte optique, la mesure sur section de tranches de dent, l'imagerie par résonance magnétique, la tomodensitométrie ou encore l'imagerie volumétrique par faisceau conique constituent les méthodes d'enregistrement les plus fréquemment décrites et sont détaillées ci-après (113,114)(Figure 8).



a)



b)

Figure 8 : Impact de la l'anatomie occlusale et radriculaire illustré par la méthode des éléments finis : la distribution de contraintes est représentée par un diagramme couleur allant du bleu (valeurs faibles) au rouge (valeurs élevées) avec : a) l'impact de l'anatomie occlusale sur molaire soumise à une compression : la distribution de contrainte dans la dent diffère en fonction de la forme occlusale (115) et b) l'impact de l'anatomie radriculaire sur incisive soumise à une contrainte en flexion : la distribution de contrainte dans la dent diffère en fonction de la forme radriculaire (116).

De nombreux modèles éléments finis sont définis à partir de données de la littérature ou conçus à partir d'une technique de NURBS (Non-Uniform Rational Basis Splines) (112,117–119). Les NURBS correspondent à des surfaces génératrices externes nommées « B-splines » et définies à partir de certains points d'intérêt (Figure 9). L'avantage de cette technique consiste à générer un maillage simplifié de la dent à l'aide d'un nombre limité de points. La surface générée est donc parfaitement lisse du fait de l'absence de bruit d'enregistrement de l'anatomie mais soulève la question de la précision et justesse de la méthode (118).

Les points d'intérêt de la surface externe de l'émail ou la dentine peuvent également être définis selon la littérature, sur des coupes de dent réalisées cliniquement ou à partir d'un examen tridimensionnel (111,117). Les données issues de la littérature ne permettent néanmoins pas de s'adapter à la variabilité inter individus car de grandes variations existent entre les épaisseurs d'émail et de dentine (118).

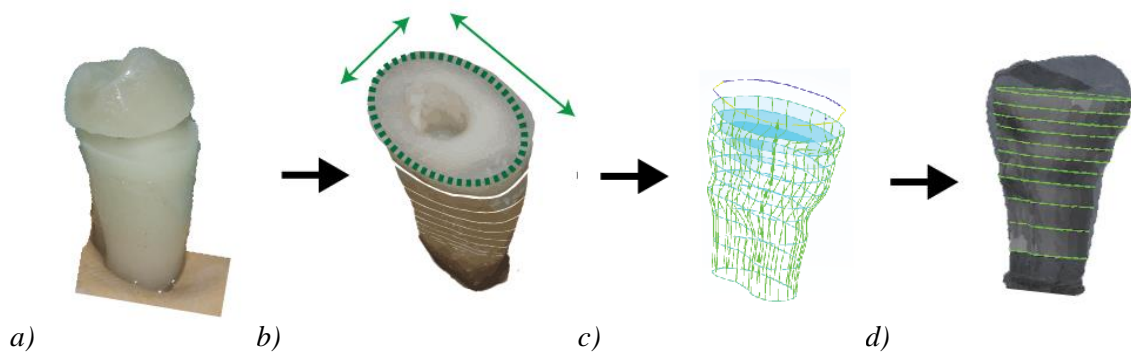


Figure 9 : Procédé de construction d'un modèle maillé selon la technique NURBS en différentes étapes : a) découpe de la dent b) mesure effectuée sur coupe c) reconstruction par une fonction NURBS d) maillage du volume recréé.

La méthode des NURBS peut également s'avérer imprécise dans le cas de racines présentant de fortes courbures car cette technique est sensible au nombre de coupes de la dent réalisés et du bon parallélisme entre les coupes (Figure 10) (118).

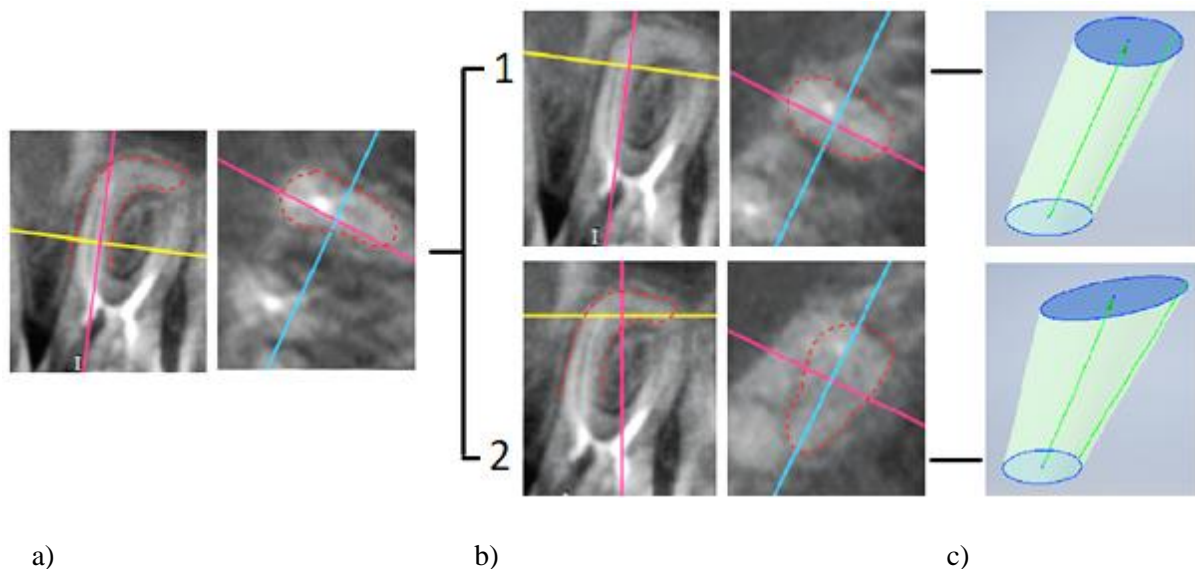


Figure 10 : Influence de l'orientation de la coupe dans la reconstruction du volume de la dent : a) vue axiale et transversale de la première coupe (trait jaune) et délimitation de la racine en pointillé rouge, b) deux possibilités de deuxième coupe : possibilité 1 : 2^{ème} coupe parallèle à la première (vue axiale et transversale ; possibilité 2 : 2^{ème} coupe mésioversée : la vue transversale témoigne de la différence de géométrie enregistrée) c) reconstructions volumiques très différentes en fonction de l'orientation des coupes.

Seules les techniques à partir de rayons X type CBCT, micro CBCT, permettent actuellement d'enregistrer les anatomies volumiques dentinaires et amélaire avec une précision allant de 15 à 100 μm (Figure 11) (118,120). Le CBCT est une technique d'imagerie médicale tridimensionnelle fondée sur l'analyse numérique de l'absorption d'un faisceau conique de rayons X. Une fois le volume acquis, une technique de segmentation sur l'image en niveaux de gris est ensuite nécessaire pour définir les différents éléments : dentine, émail et os en labels (118,120). Le procédé de segmentation influence fortement la qualité de la reconstitution volumique et dépend prioritairement de l'image et du contraste des nuances de gris (121). Cette technique est néanmoins sensible au flou cinétique, conduisant à une image peu précise (120). En effet, un déplacement dentaire de l'ordre 80 μm est rapporté lors d'un battement de cœur et un déplacement de 1,1 mm de la tête durant toute la mesure (120,122). Ces différents éléments pourront être corrigés à l'aide d'algorithmes de traitement de l'image mais souvent au prix de déformations notamment autour du grand axe du patient (123). Il est à noter que la technique d'imagerie IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) permet d'éviter les artefacts d'enregistrement dus aux métaux mais le recul clinique est encore très limité en odontologie (113,114). De plus, une

précision plus faible a été rapportée avec des valeurs variant de 100 à 400 μm , et le temps de scan est également plus élevé allant d'une centaine de secondes à 25 minutes ce qui peut générer du flou cinétique (113,114).

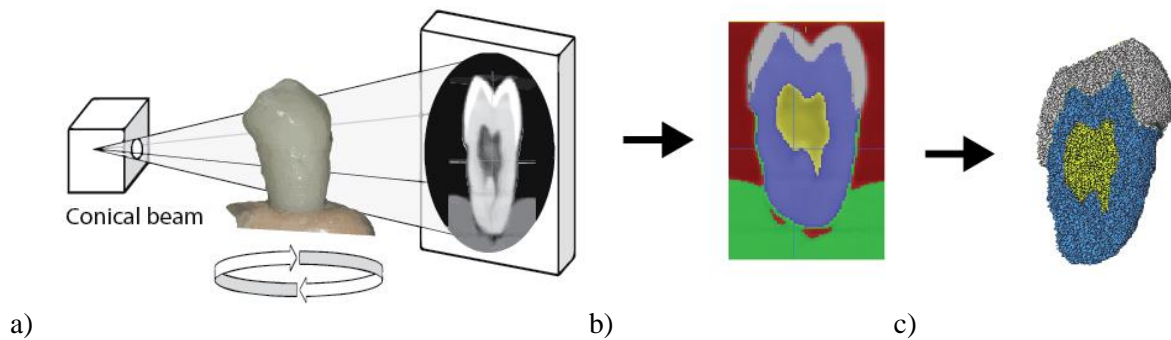


Figure 11 : Procédé de conception du modèle éléments finis décomposé en différentes étapes : a) examen tomodensitométrique CBCT de la dent b) segmentation : regroupement des pixels en différentes régions décrivant l'anatomie dentaire c) maillage des différents volumes.

Une fois l'anatomie enregistrée, les données doivent être converties de manière à définir numériquement un volume. Ceci implique de déterminer quels pixels attribuer à l'émail ou à la dentine, et de caractériser les connexions entre ces pixels : ce sont les étapes de segmentation et de connectivité (120,124).

La segmentation est une méthode informatique visant à fragmenter l'image en des zones distinctes correspondant à des éléments physiquement différents. Un label est défini à chaque voxel en fonction d'une opération mathématique puis les voxels de même label sont regroupés pour représenter l'objet. De très nombreuses approches de segmentation ont été développées et peuvent être classées en fonction du degré d'intervention de l'opérateur : manuel, semi-automatique ou automatique (125). Les méthodes automatiques peuvent également être divisées en fonction de la présence d'un apprentissage ou non à partir d'une base de données. Sans faire une revue exhaustive de l'ensemble des approches, la partie suivante présentera les principales méthodes et le choix finalement réalisé dans le cadre de ce travail.

Classiquement, les stratégies de segmentation se sont basées sur la minimisation d'une énergie (ou encore appelée fonction de coût) pour classer les voxels en des groupes homogènes. A partir d'un voxel donné, différentes approches ont été employées pour aider la recherche de voxels voisins pertinents en

se fondant sur l'apparence des voxels (approches par régions) ou encore sur la présence d'un gradient (approches par contours). Ces approches sont néanmoins fortement pénalisées sur des zones de faible différence de contraste comme au niveau du point de contact entre deux dents. D'autres stratégies ont donc été développées pour limiter l'inclusion de certains voisins en se fondant par exemple sur une contrainte de distance pour contraindre la forme à segmenter. Une méthode automatique basée sur la ligne de partage des eaux, en anglais technique watershed, a ainsi été employée avec succès pour la segmentation de dents de sagesse (124). Cependant, ces approches restent peu efficaces en cas d'artefacts qui dégradent l'image sur une zone aléatoire (126,127). Effectivement, l'arcade dentaire présente fréquemment des dents restaurées ou traitées endodontiquement avec des matériaux fortement radio-opaques engendrant des artefacts sur les images issues du CBCT. Ces artefacts sont faiblement présents *in vitro* en micro-CBCT mais quasi permanent en clinique (128) (Figure 12).

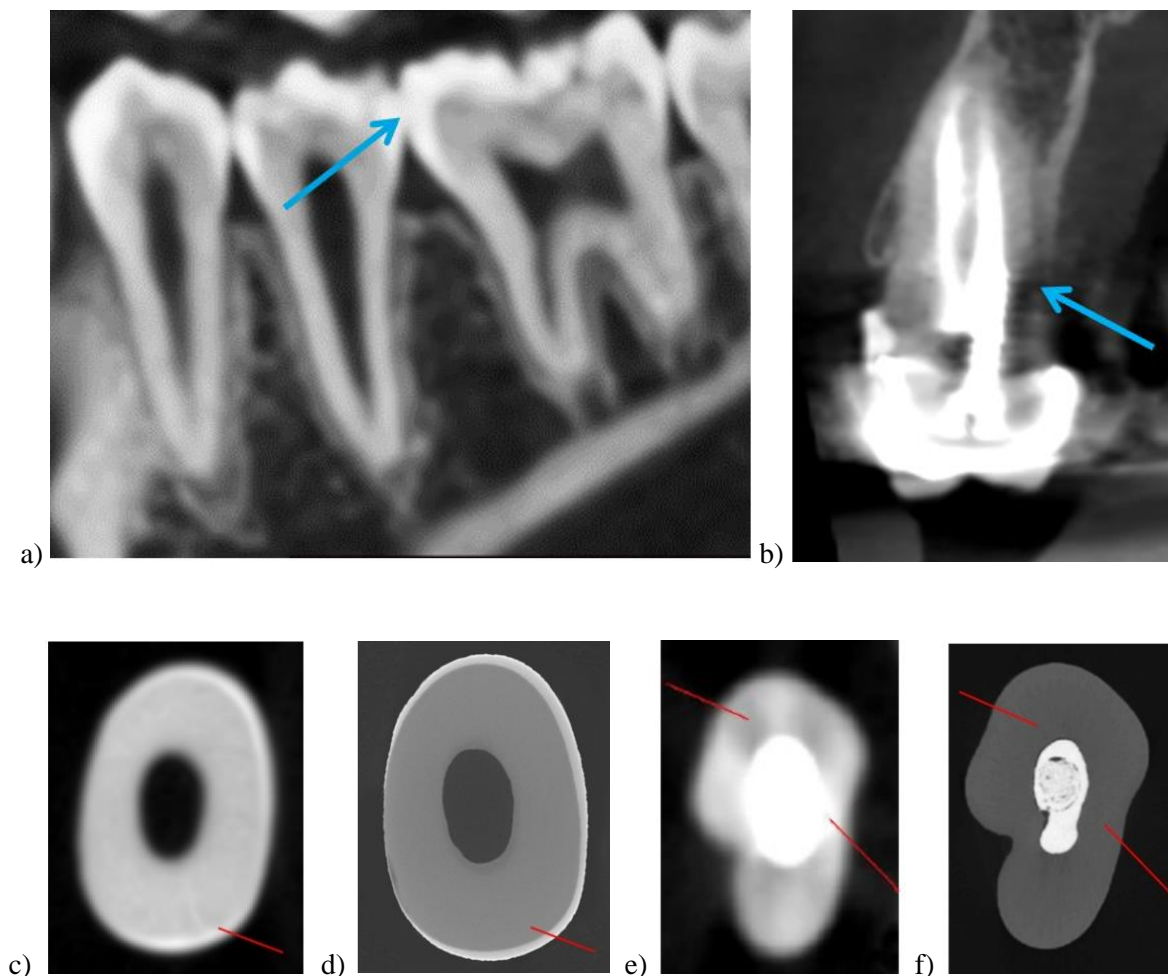


Figure 12 : Difficultés soulevées lors de la segmentation telles que : a) l'absence de différence de niveaux de gris à la jonction entre deux dents visible (flèche bleue) sur un examen CBCT de l'arcade

mandibulaire b) la présence d'artefact caractérisé par une zone radioclaire sans réalité clinique (flèche bleue) à proximité du tenon sur un examen CBCT d'une prémolaire maxillaire ; et des différences d'artefacts visibles entre des examens CBCT et μ CBCT avec c) la coupe frontale d'une prémolaire saine scannée par examen CBCT, d) la coupe frontale de la même prémolaire employant un examen μ CBCT, e) la coupe frontale d'une prémolaire traitée endodontiquement scannée par examen CBCT et f) la coupe frontale de la même prémolaire employant un examen μ CBCT.

De nombreuses méthodes de segmentation ont également été développées ou testées *in vitro* sur des dents extraites. Cependant, la qualité de l'image CBCT est également fortement dégradée par le flou cinétique lié aux mouvements du patient (Figure 13).

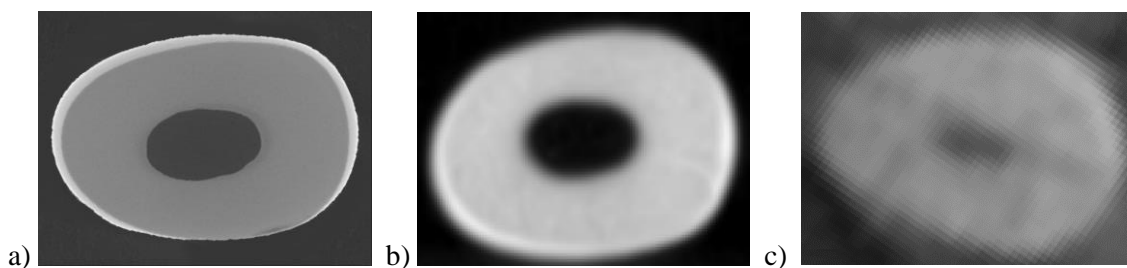
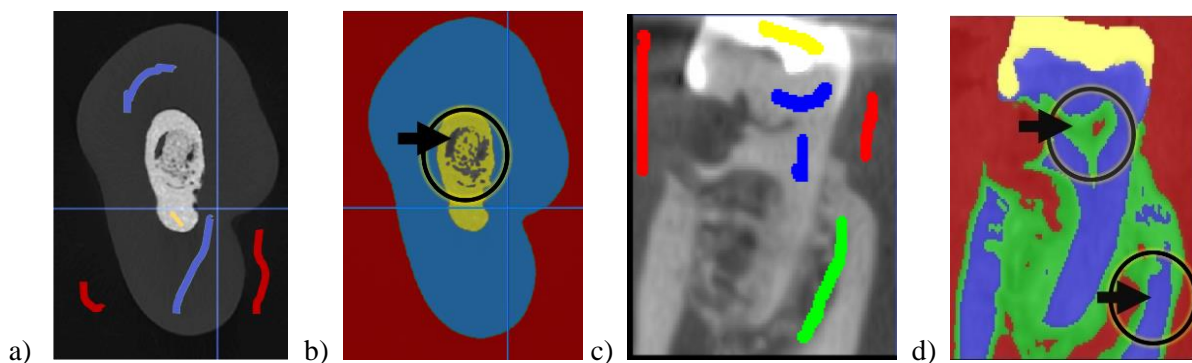


Figure 13 : Dégradation de la précision de détection des structures anatomiques avec a) examen μ CBCT *in vitro* (taille de voxel : $14 \mu\text{m}$) b) examen CBCT *in vitro* (taille de voxel : $75 \mu\text{m}$) c) examen CBCT en clinique présentant un flou cinétique important (taille de voxel : $100 \mu\text{m}$).

La présence d'artefacts et la qualité de la segmentation sont également fortement dépendant des conditions de l'examen CBCT. La réalisation d'un examen micro CT a également montré une plus grande prédictibilité qu'un CBCT standard pour détecter les fêlures radiculaire ou résorptions mais son emploi reste restreint aux dents extraites (129) (Figure 14).



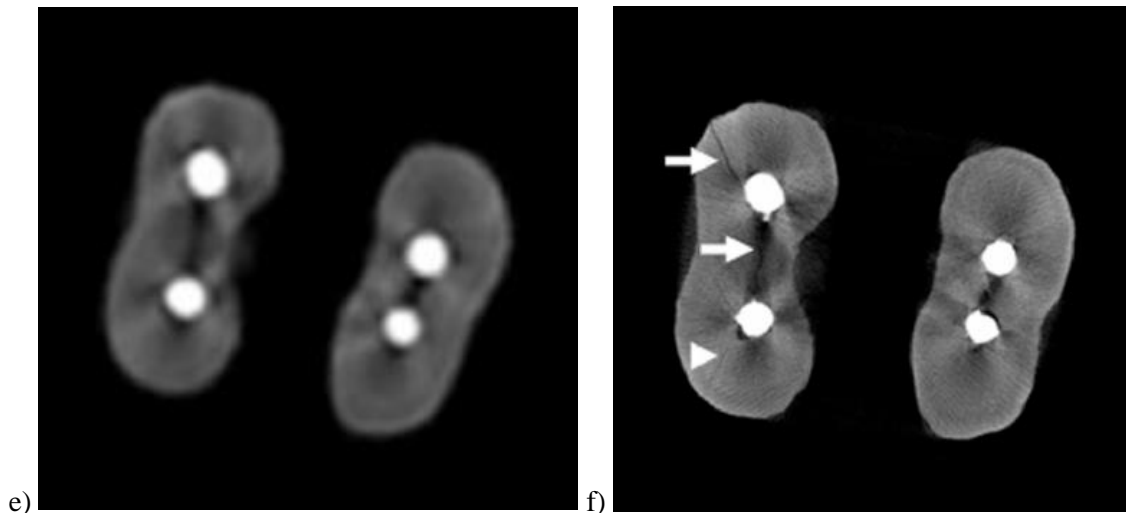


Figure 14 : Différences de qualité de segmentation en fonction des conditions de l'examen CBCT a) germes déposés sur un examen μ CBCT in vitro d'une prémolaire traitée endodontiquement b) détection précise des structures anatomiques avec la flèche noire pointant une segmentation fine des matériaux intra canaux c) germes déposés sur un examen CBCT en clinique d'une molaire présentant une résorption cervicale d) détection peu précise des structures anatomiques avec la flèche noire en bas à droite présentant une détection erronée de la dent en place de l'os cortical lingual et l'autre flèche présentant une détection erronée de l'os en place de la pulpe e) image CBCT (voxel : 80 microns) d'une dent fêlée f) image micro CBCT (voxel : 8 microns) de la même dent fêlée avec flèches blanches indiquant la fêlure (129).

L'humain est cependant capable de détecter la présence d'un artefact et d'imaginer la forme réelle de la dent. Cette observation a donné lieu au développement d'approches fondées sur un apprentissage. Différentes méthodes de classification supervisée ont été développées pour segmenter l'image comme des Réseaux de Neurones Multi-Couches, les Machines à Supports de Vecteurs, les k plus proches voisins et les arbres de décision. Les méthodes supervisées ont rapporté les meilleurs résultats en classification d'images médicales mais elles nécessitent une opération d'étiquetage des voxels par l'opérateur pour entraîner l'algorithme (126,127,130,131). En pratique, cette opération chronophage a limité la mise en place d'une base de données conséquente, pourtant nécessaire à la qualité de l'apprentissage. Des méthodes semi-supervisées, intégrant des données non-étiquetées, comme les forêts aléatoires ont ainsi été développées mais ces dernières sont souvent coûteuses en temps de calcul. En outre, les méthodes automatiques supervisées ou non supervisées sont très dépendantes de la base d'apprentissage qui doit être la plus représentative de l'ensemble des situations cliniques possibles (125).

Récemment une méthode basée sur un réseau de neurones convolutif a été rapporté de très bonnes performances sur une base de données avec des artefacts ou des images floues. Cependant, le set de validation n'a porté que sur un nombre restreint de dents n'incluant pas de molaires (132). De plus, le fonctionnement de ces méthodes automatiques est difficile à interpréter ou expliquer (phénomène dit de « boîte noire »), ce qui peut être un frein à leur développement pour certaines applications médicales, de par les enjeux éthiques soulevés (133). Bien que très prometteuses, ces méthodes doivent encore être validées sur des bases de données plus large pour devenir la méthode de segmentation de référence. En conséquence, une méthode semi-automatique offrant la possibilité de corriger manuellement le procédé de segmentation a été choisie et utilisée sous la forme d'une application nommée Desk (134). Cette application est le fruit de précédents travaux menés au Centre de Recherche en Acquisition et Traitement de l'Image pour la Santé (CREATIS) (134). Brièvement, la méthode s'appuie sur le marquage de germes sur différentes coupes de l'image 3D par l'utilisateur et de la recherche automatique de voisinage par une fonction coût (134). Le procédé a ensuite été adapté en partenariat avec Sébastien Valette de l'équipe Tomoradio du CREATIS selon les étapes de :

- segmentation des différents éléments anatomiques à partir de l'application Desk (134)
- raffinement du maillage de la surface segmentée à partir d'un diagramme de Voronoï et extraction en un fichier STL (135)
- lissage des surfaces et modification du fichier STL pour simuler l'intervention du praticien sur une application tierce comme Meshmixer (Autodesk, San Rafael, USA - CA) (136).
- réinsertion des surfaces modifiées dans une image vide puis maillage du volume en utilisant la librairie CGAL (135). Le maillage s'appuie sur un algorithme de marching cubes (137). Il s'agit d'une méthode de référence mais d'autres approches existent aujourd'hui et seront présentées en partie VI.

La connaissance anatomique des dents est aujourd'hui aussi fréquemment issue de l'acquisition d'un flux d'images par l'empreinte optique (138,139). Cette utilisation n'apporte qu'une information surfacique mais permet d'atteindre une précision comparable à celle obtenue par un micro-CT sans

souffrir de la présence de matériaux radio-clairs. L'emploi de cet outil a été décrit pour améliorer la qualité des segmentations en zone coronaire ou de nombreuses restaurations induisent des artefacts, mais la problématique des artefacts en zone radiculaire reste entière (Figure 15)(140).

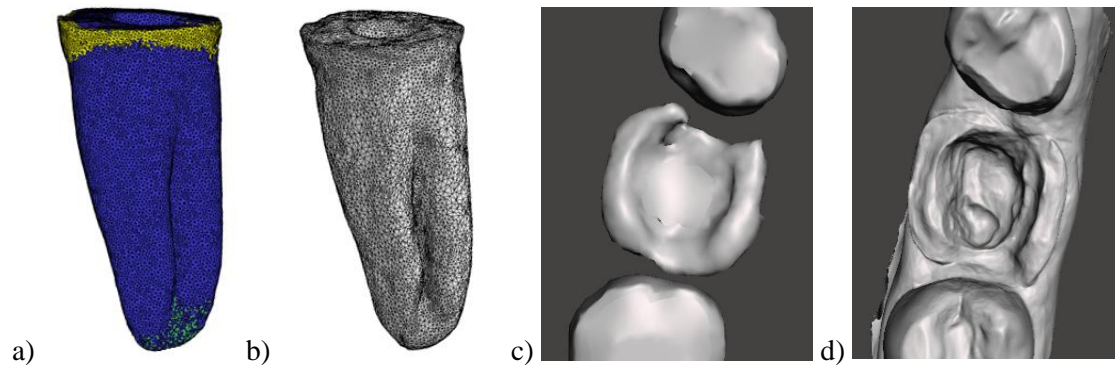


Figure 15 : Intérêt du scanner intra-oral pour l'enregistrement de l'anatomie dentaire a) fichier STL d'une prémolaire préparée pour endocouronne issu d'un examen μ CBCT in vitro) fichier STL pour de la même prémolaire issu d'un scan intra-oral et montrant une précision comparable c) fichier STL d'une molaire préparée pour endocouronne issu d'un examen CBCT en clinique d) fichier STL de la même molaire issu d'un scan intra-oral montrant une plus grande précision en zone coronaire.

L'enregistrement de l'anatomie dentaire repose ainsi sur la réalisation d'une tomographie volumique et sur différents procédés de segmentation. L'intervention humaine reste encore nécessaire pour corriger les fichiers obtenus.

II.2.4.Choix de domaine et conditions aux limites

Le domaine d'étude Ω correspond au volume d'analyse qui va être considéré dans la simulation, et les conditions aux limites aux valeurs imposées aux solutions de l'équation aux dérivées partielles sur une frontière du volume (141). La conception d'un modèle éléments finis est principalement influencé par le choix du domaine d'étude Ω et des conditions aux limites de ce dernier (141). Seul le volume de la dent dans son environnement osseux est classiquement simulé, avec des conditions d'encastrement appliquées directement sur la racine dentaire (20). Cliniquement, le pronostic de la dent fêlée est pourtant fortement dépendant de son environnement osseux, évalué par le sondage parodontal. Le taux

de survie de la dent fêlée était effectivement de moins de 80% en présence d'un sondage ponctuel associé, tandis qu'il grimpe à 96% en son absence (142–144). Ce rôle essentiel de l'environnement osseux est également décrit *in silico* et la comparaison de modèles éléments finis de dents avec ou sans l'environnement osseux montre des distributions de contraintes très différentes. Il semble donc essentiel de considérer cet environnement osseux dans le modèle éléments finis au risque de négliger certains phénomènes biomécaniques observés en clinique (145). Ce constat soulève néanmoins la question des limites virtuelles de cet environnement osseux, autrement : où s'arrêtent les limites du domaine étudié ? La partie suivante présente l'analyse éléments finis de trois domaines plus ou moins étendus autour de la dent d'intérêt :

- Domaine A : Pas d'environnement osseux simulé et encastrement direct des nœuds de la racine
- Domaine B : Environnement osseux sur les 2 mm périphériques de la dent
- Domaine C : Environnement osseux incluant les dents adjacentes

L'analyse éléments finis montre des champs de déformations et de contraintes similaires pour les modèles éléments finis des domaines B et C comparativement au modèle du domaine A (Figure 16) (146). Pour l'analyse d'une dent unique, la simulation de toute la mandibule et des muscles masticateurs ne semble pas non plus nécessaire car une restriction à un domaine osseux de trois dents a montré des résultats sensiblement comparables aux simulations considérant l'ensemble de la mandibule (146).

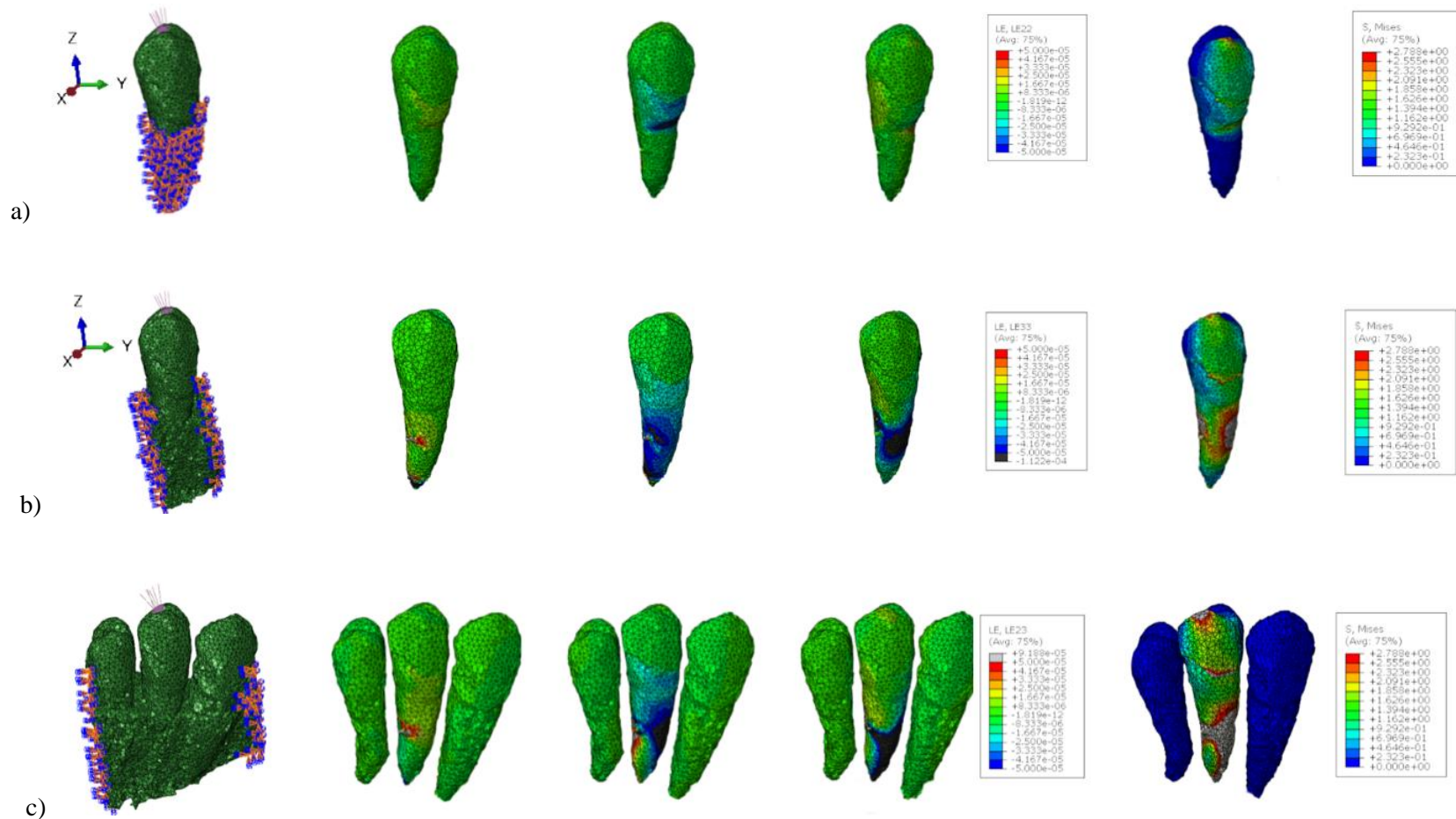


Figure 16 : Analyse mécanique présentant respectivement de gauche à droite le modèle éléments finis, les distributions des champs de déformations ϵ_{xx} , ϵ_{yy} , ϵ_{zz} et de la contrainte de von Mises en MPa (de bleu à rouge pour les valeurs élevées) avec a) modèle A : simulation d'une dent unique avec encastrement direct de la racine et force appliquée au niveau de la cuspide vestibulaire b) modèle B : simulation d'une dent avec un bloc osseux et encastrement de l'os cortical en mésial et distal c) modèle C : simulation de trois dents sans point de contact et encastrement de l'os cortical en mésial et distal.

De nombreuses dents présentent un point de contact à la jonction entre deux dents adjacentes. Cette zone de contact est extrêmement variable en fonction du type de dents, des individus et du temps (147). Une perte du point de contact de 14 à 42% a ainsi été rapportée pour des réhabilitations implanto-portées sur une période de 1 à 8 ans (147–149). Les coefficients de friction entre l'émail de deux dents ou la céramique d'une couronne peuvent également varier en fonction du degré de polissage ou de l'humidité (150). Cette zone semble donc essentielle à prendre en compte au sein du modèle et une étude a rapporté un impact élevé de la surface de contact sur les contraintes vues par un implant dentaire, mais la problématique du point de contact dans la simulation reste encore trop peu investiguée (151).

La grandeur physique choisie pour représenter la sollicitation mécanique d'une contrainte occlusale correspond traditionnellement à une force de 100 N appliquée à 45° sur la cuspide vestibulaire de la prémolaire (19). En mécanique, la force est caractérisée par un point d'application, une intensité et une direction. Cependant la sollicitation en odontologie ne se fait presque jamais sur un point ponctuel mais plutôt sur une surface de contact : la grandeur physique adaptée serait donc plutôt la pression, mais ce point est relativement peu discuté dans la littérature (152,153). Ce chargement imposé sur la cuspide définit fortement la distribution de contrainte au sein de la dent (Figure 17) (154).

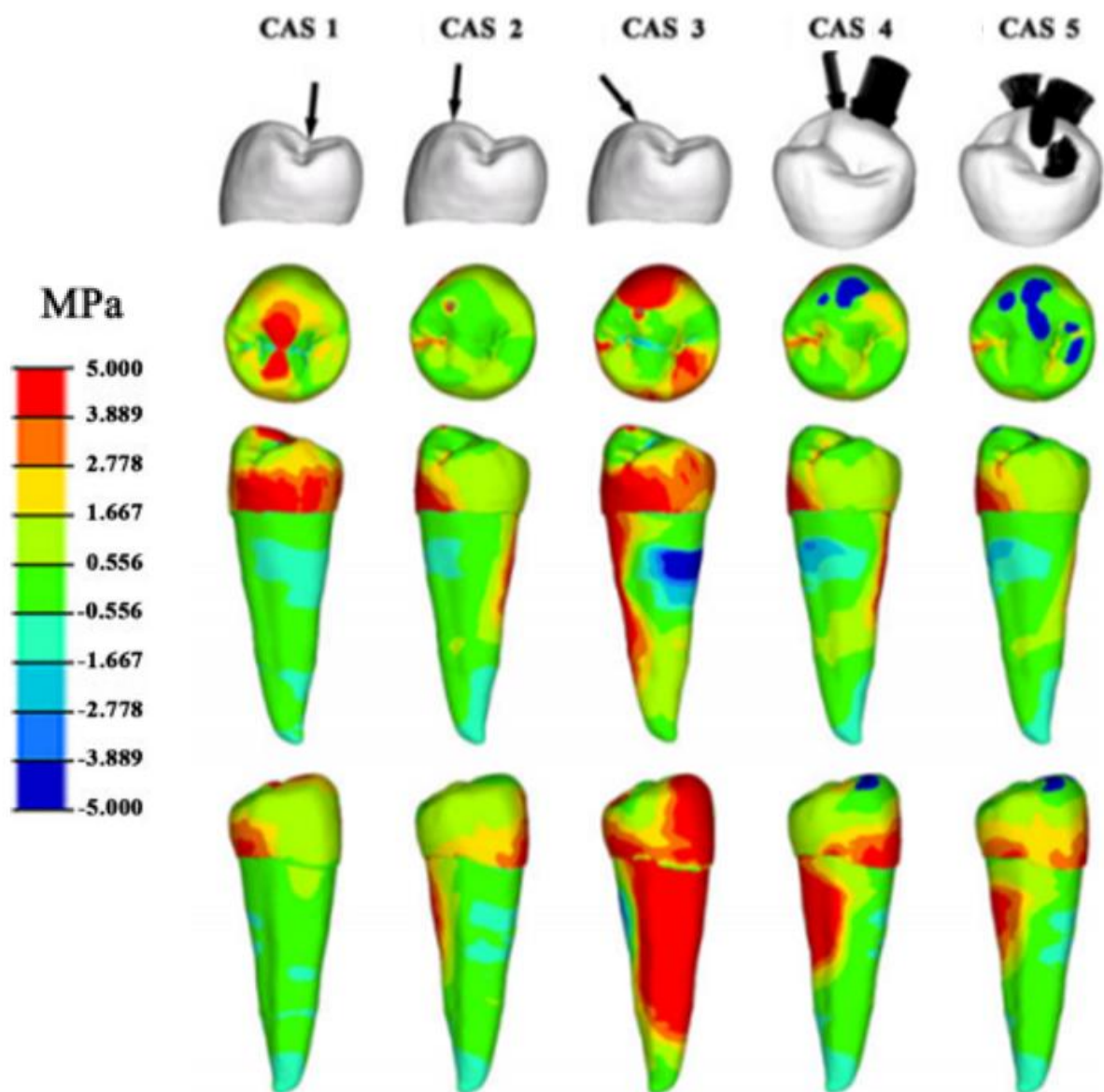


Figure 17 : Distributions de contrainte en MPa (de bleu à rouge pour les valeurs élevées) en fonction des forces occlusales appliquées témoignant de l'impact du type de force occlusale considérée : une technique de reconstitution coronaradiculaire pourrait être adaptée à une dent soumise à des forces occlusales de type cas 1 mais inadaptée à une dent de type cas 3 qui semble présenter de plus fortes contraintes radiculaires et donc un risque de fracture majorée de la racine (154).

Ces régions de contrainte élevée semblent correspondre aux zones d'initiation ou de propagation des fractures (155,156). La question de l'intensité l'axe et la surface du chargement constitue une problématique clef des conditions limites encore peu débattue en odontologie mais bien décrite en orthopédie (20,157,158). Cependant, la dent antagoniste et les propriétés de contact occlusaux ne sont que très rarement simulés et ne semblent pas apporter de modifications significatives pour un calcul

quasi-statique mais cela pourrait être nécessaire pour l'analyse de phénomènes dynamiques (146,159)(Figure 18).

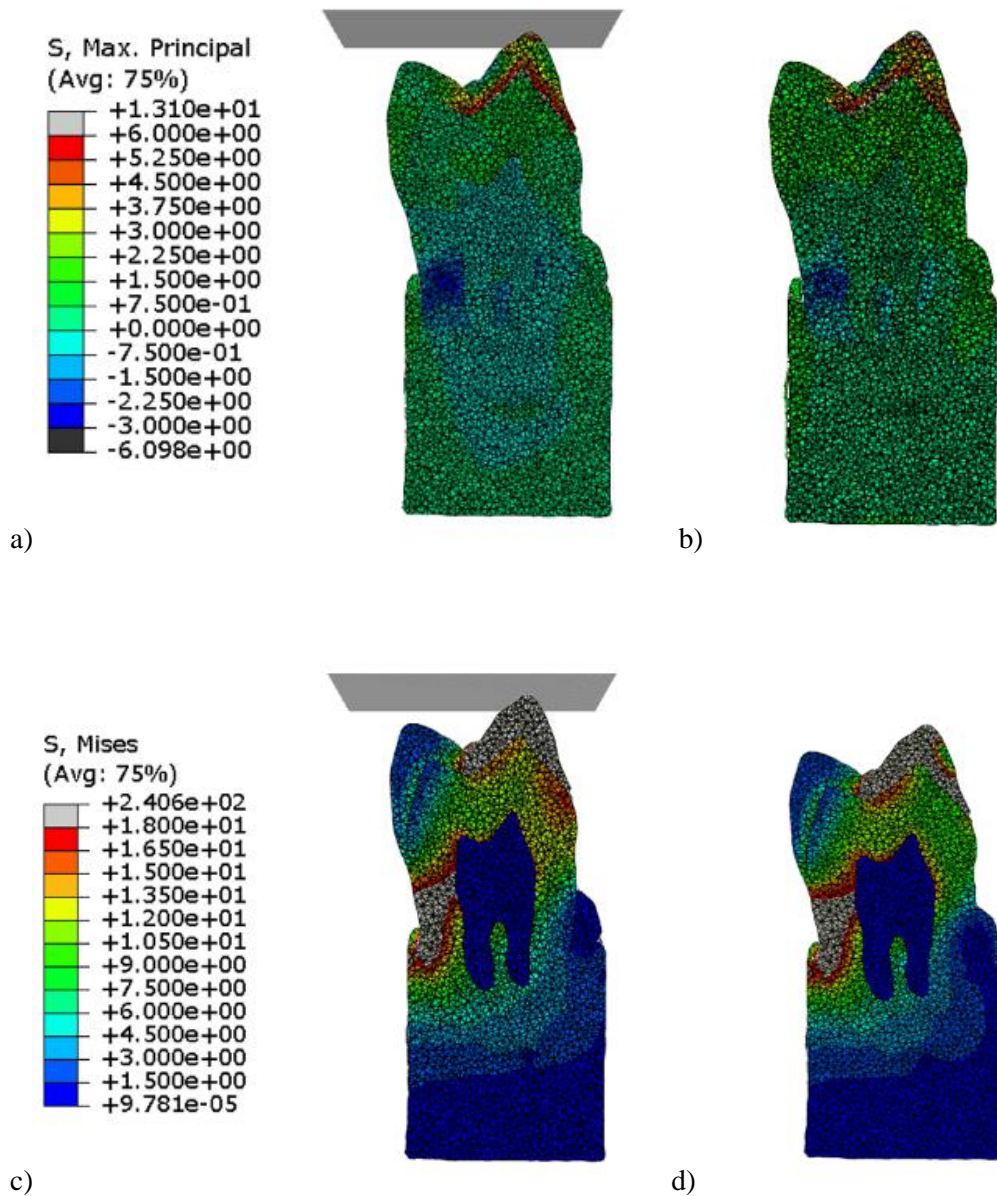


Figure 18 : Distributions de contrainte en MPa (de bleu à rouge pour les valeurs élevées) en fonction des conditions de chargement présentant des contraintes principales similaires entre a) contact avec un corps rigide (déplacement axial imposé) et b) force nodale unique axiale ; et présentant des contraintes de von Mises similaires entre c) contact avec un corps rigide (déplacement axial imposé) et d) force nodale unique axiale.

L'intensité de force appliquée à la dent simulée est définie en fonction de la valeur enregistrée lors de la mastication en clinique ou lors du test de fracture de la dent *in vitro*. Cette valeur varie de 100 et 300

N en fonction du profil, de la musculature de chaque patient et des positions dentaires sur l'arcade (119,160,169–171,161–168). Cependant, cette force de fracture relevée n'est pas comparable entre les différents essais car la contrainte associée dépend de la surface de contact (172). Certains travaux rapportent l'utilisation d'une feuille de latex (digue dentaire) pour induire une transmission complètement axiale de la force à la dent sans provoquer de flexion (Figure 19) (172). Cependant, la forme de la tête de compression employée n'est que rarement indiquée alors que la forme optimale d'indenteur a montré une influence significative sur la résistance à la fracture et le mode de fracture (173,174).

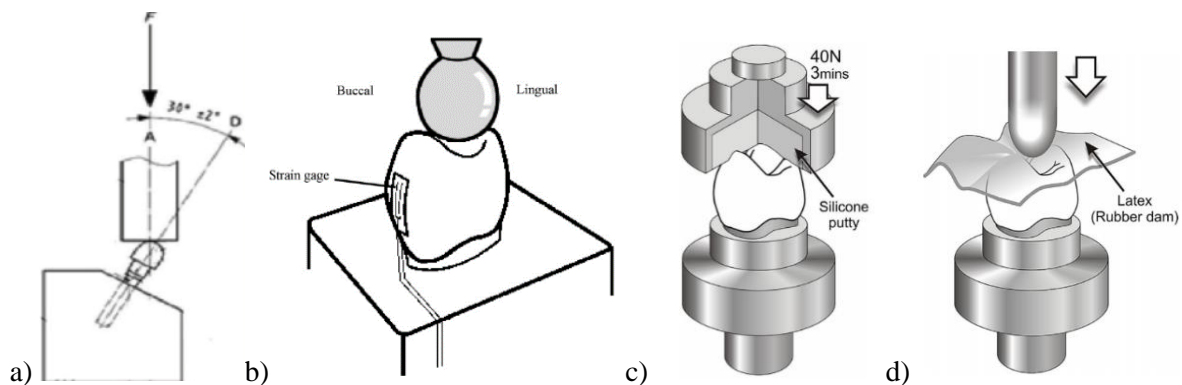


Figure 19 : Différentes formes d'indenteur associées aux tests mécaniques : a) Essais de flexion à 45° à l'aide d'une tête plate, b) Essai de compression à l'aide d'un indenteur sphérique (167), c) Essai de compression à l'aide d'un silicone, d) essai de compression à l'aide d'une feuille de latex permettant de réduire la flexion de la dent (172).

II.2.5. Maillage et convergence

La méthode des éléments finis propose d'apporter une solution approchée sur un domaine discrétisé. Cette discrétisation d'un volume continu se base sur une étape de maillage et donc une certaine redéfinition de la géométrie initiale. Un maillage grossier entraînera une perte de définition mais également un fichier plus léger avec un temps de calcul numérique plus court (175). De plus, la qualité du maillage est fortement dépendante de la taille des voxels de la tomographie CBCT initiale. Le maillage direct de l'image CBCT entraîne des surfaces non lisses « en marches d'escalier » pouvant induire de fortes erreurs de calcul (Figure 20). Comme explicité dans la partie précédente, les surfaces doivent donc être encore retouchées et lissées à l'aide d'un logiciel de correction comme Meshmixer.

Cette étape amène donc un nombre d'éléments de maillage bien plus élevé que la définition initiale issue du CBCT.

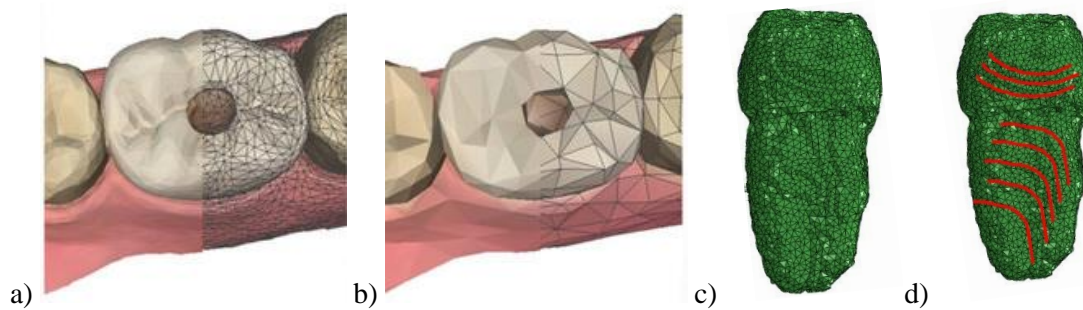


Figure 20 : Défis posés par le maillage avec a) maillage fin permettant une reproduction fidèle de l'anatomie dentaire b) maillage grossier ne traduisant pas fidèlement la complexité des courbes occlusales (174) c) maillage issu d'un examen CBCT en clinique d) courbes en rouge traduisant les phénomènes de « marches en escalier » issus de la limite de taille des voxels de l'examen CBCT et de l'algorithme employé (marching cubes).

Le maillage peut être réalisé au moyen d'éléments tétraédriques ou hexaédriques, linéaires ou quadratiques. Un hexaèdre correspond à une pyramide à base triangulaire défini linéairement par 4 nœuds aux sommets de la pyramide ou quadratiquement par 10 nœuds aux sommets de la pyramide et aux milieux des arêtes. Un tétraèdre correspond à un pavé défini linéairement par 8 nœuds aux sommets du pavé ou quadratiquement par 20 nœuds aux sommets du pavé et aux milieux des arêtes. La qualité et la pertinence du maillage sont classiquement vérifiées par un test de convergence, défini ci-après, assurant la stabilité des résultats calculés (158). Un maillage quadratique permet d'obtenir un calcul plus précis avec un nombre d'éléments restreint et constitue une perspective d'évolution du maillage actuel (Figure 21)(20,158).

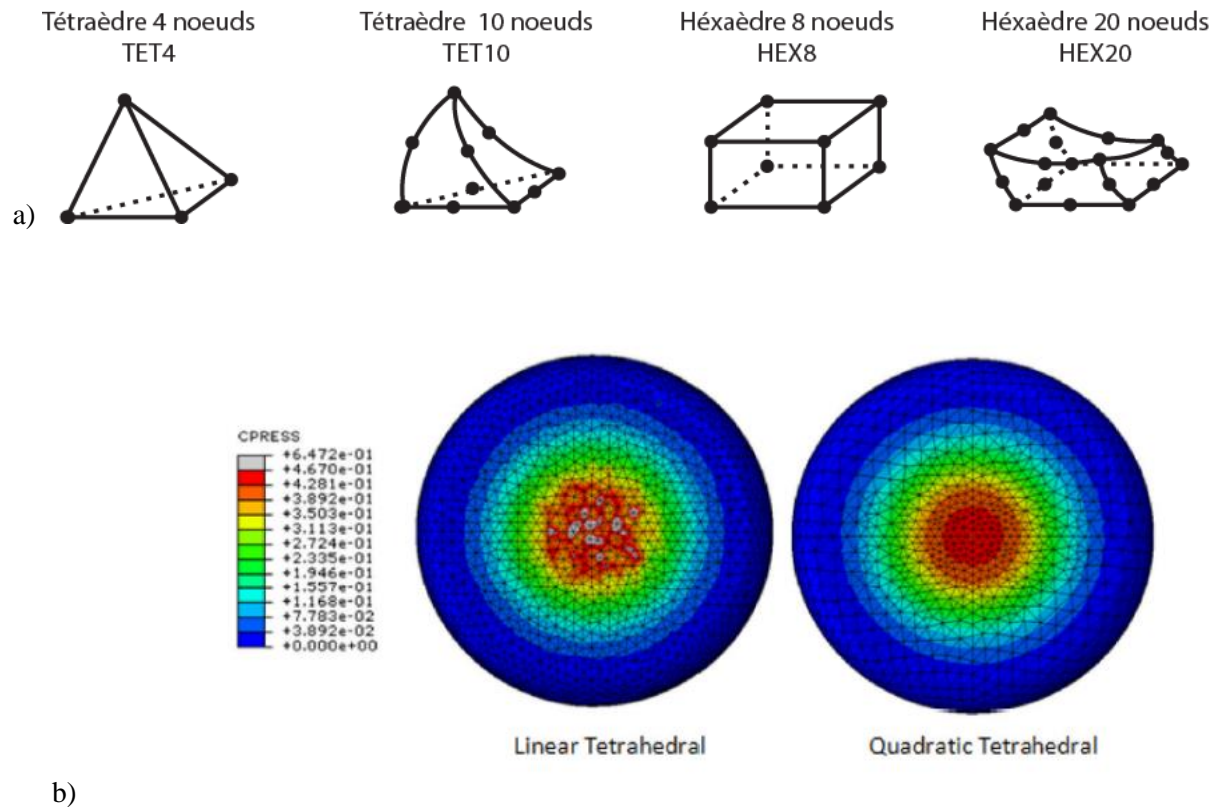


Figure 21 : Type de maille éléments finis utilisé et leur impact : a) Représentation schématique des différents types d'éléments permettant le maillage d'un volume d'un modèle b) Différence de simulation éléments finis en fonction d'un maillage tétraédrique, linéaire ou quadratique : un maillage quadratique permet une simulation plus juste malgré un nombre plus faible d'éléments (158).

La méthode des éléments finis ne conduit généralement pas à la solution exacte du problème du fait de différentes sources d'imprécision. Ces dernières comprennent notamment les erreurs de modélisation géométrique, d'arrondi et d'approximation polynomiale. La notion de convergence a ainsi été introduite pour caractériser l'évolution des résultats obtenus par un modèle vers une solution exacte. Des facteurs de maillage (taille des éléments plus faible) ou de degré d'interpolation (linéaire ou quadratique comme présenté figure ci-avant) peuvent ainsi contribuer à faire converger les résultats. Un critère de convergence simple classiquement employé est défini lorsque la solution n'évolue plus malgré un maillage plus fin. Pour des géométries complexes, un taux de convergence peut être néanmoins difficile à atteindre (176,177). De plus, la dent peut présenter différentes anfractuosités, voire une résorption caractérisée par des bords abrupts, engendrant de futures zones de singularités où la convergence est

quasi impossible à atteindre sur la valeur extrême (20,176,177). En conséquence, différents indicateurs d'erreur ont été développés pour évaluer l'erreur de discrétisation. Ces indicateurs peuvent être classés sur le concept d'erreur avec le comportement (178), d'équilibre de la solution (179) ou encore de défaut de la régularité de la solution éléments finis (180). La qualité de ces indicateurs dépend de leur qualité dite intrinsèque permettant de comparer l'erreur « vraie » réellement commise, leur sensibilité à des maillages grossiers ou éléments distordus et leur coût de calcul. Dans ce travail, nous avons introduit en odontologie l'indicateur de Zhu Zienkiewicz, déjà présenté dans d'autres domaines médicaux comme pertinent et simple d'utilisation (17,181). Cet estimateur est basé sur la construction de contraintes lissées et rapporte l'écart entre la solution éléments finis et la solution lissée (180,181). L'erreur peut ainsi être définie sur les contraintes $\mathbf{e} = \boldsymbol{\sigma} - \boldsymbol{\sigma}^*$ avec la valeur de la contrainte simulée sur l'élément $\boldsymbol{\sigma}$ et la définition d'un nouveau champ de contraintes $\boldsymbol{\sigma}^*$ historiquement interpolé par les fonctions de normes (ou encore sur les déformations $\mathbf{e} = \boldsymbol{\varepsilon} - \boldsymbol{\varepsilon}^*$). Définissons $\|\mathbf{e}\|$ la norme de l'énergie de l'erreur e sur le domaine d'étude Ω (180) :

$$\|\mathbf{e}\| = \left(\int_{\Omega} \mathbf{e}^T \mathbf{L} \mathbf{e} \, d\Omega \right)^{1/2} \quad \text{Équation 7}$$

Où L correspond à l'opérateur d'élasticité.

L'erreur global peut être décomposée en une somme d'erreurs élémentaires selon l'expression (180) :

$$\|\mathbf{e}\|^2 = \sum_{i=1}^N \|\mathbf{e}\|_i^2 \quad \text{Équation 8}$$

Avec N le nombre d'éléments, et $\|\mathbf{e}\|_i$ l'indicateur local sur l'élément i

Différentes versions ont été proposées pour construire le nouveau champ de contraintes $\boldsymbol{\sigma}^*$. Ainsi, $\boldsymbol{\sigma}^*$ est interpolée en utilisant les fonctions de norme selon la version de 1987 ou selon un polynôme à a_i inconnus selon la version de 1992. Les coefficients du polynôme a_i sont définis de manière à réduire l'écart entre $\boldsymbol{\sigma}^*$ et $\boldsymbol{\sigma}$ par la méthode des moindres carrés (180). De manière pratique, un modèle éléments finis qui présente un indicateur de Zhu Zienkiewicz élevé doit être repris pour lisser à nouveau les zones irrégulières, ceci avant tout test de convergence (qui risquerait de ne pas converger du fait des zones anatomiques singulières) (Figure 22).

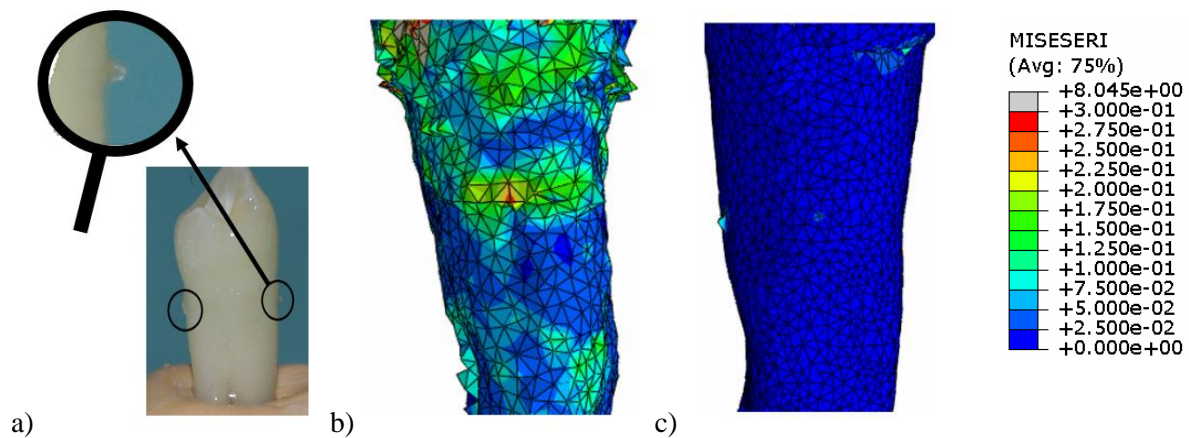


Figure 22 : Impact du lissage : a) fibres parodontales à la surface de la dent b) scalaires Mises dent segmentée sans retouches c) scalaires Mises dent segmentée avec retouches de lissage pour retirer les défauts de segmentation dus au ligament.

La méthode des éléments finis étendus a également été employée dans le domaine de l'odontologie pour tenir compte des problèmes de convergence mais ne sera pas ici développée car elle repose sur une connaissance précise des phénomènes de propagation de fissure, ce qui semble encore actuellement peu connu au niveau des dents (182–185). Une autre approche pragmatique consiste en outre à effectuer non pas l'analyse des maximums mais celle de la moyenne des 10% maximaux (17). Un des intérêts de ce type d'approche moyen est de réduire l'impact d'une singularité anatomique.

Différentes méthodes de résolution de l'équation aux dérivées partielles ont été proposées et peuvent amener des variations en termes de résultats et de temps de calcul. Ce choix est principalement dépendant du type d'évènement à analyser statique ou dynamique. Pour l'ensemble des futures simulations, il a été considéré que la dent subissait une force lente et progressive. La méthode de résolution choisie d'Abaqus standard suit le schéma d'intégration de Hilber-Hughes-Taylor. La non-linéarité géométrique est prise en compte et la résolution de l'équation se fait par incrément selon une méthode Newton-Rhapson. Cependant, des méthodes de résolution explicites auraient pu également être employées pour analyser une réponse transitoire et rapide comme un choc sur la dent.

II.3. Synthèse sur la biomécanique de la prémolaire

Ce premier chapitre permet de retenir différents points :

- la fracture verticale radiculaire constitue une cause majeure d'avulsion (11,29–32),
- le praticien influence fortement la biomécanique de la dent au cours de ses thérapeutiques de soins et réhabilitation, ce qui peut participer de manière défavorable à l'initiation ou la propagation d'une fracture (7–10,38),
- l'analyse mécanique sur les dents extraites ne permet d'étudier qu'une partie des phénomènes biomécaniques car l'avulsion semble induire des fêlures sur la dent et le rôle du ligament et de l'os ne sont que partiellement reproduits *in vitro* (6,90,91),
- la méthode des éléments finis constitue une méthode de référence particulièrement adaptée au domaine de l'odontologie où l'imagerie CBCT permet l'obtention d'un modèle intégrant des paramètres spécifiques du patient comme l'os (17,158). Par la suite, le fichier virtuel peut être modifié, ce qui offre l'opportunité de comparer différentes stratégies thérapeutiques pour chaque situation clinique.

Cette lecture de l'état de l'art soulève principalement la question du choix des paramètres adaptés à la modélisation éléments finis d'une prémolaire saine et restaurée.

III. Sélection des paramètres pour la modélisation d'une prémolaire

Différentes recommandations de bonne pratique ont été proposées pour la vérification et la validation du calcul numérique dans le domaine médical mais aucune ne fait consensus sur le choix de paramètres adaptés au domaine de l'odontologie (17–20). Ces dernières années, la démocratisation des outils d'imagerie CBCT au cabinet dentaire et des méthodes de résolution performantes par ordinateur ont popularisé la méthode des éléments finis en odontologie. Ce vif intérêt a conduit au développement de très nombreux modèles éléments finis validés ou non expérimentalement rendant le choix des paramètres complexes (20,186,187). Ce constat soulève la question du choix des paramètres adaptés à la prémolaire en fonction de la pathologie et la thérapeutique à indiquer (17,18,20).

Pour y répondre, la première partie de ce chapitre visera à faire une cartographie de l'ensemble des modèles éléments finis validés expérimentalement sur la prémolaire et définir les principales tendances de simulation. Une deuxième partie aura ensuite pour objectif de définir l'influence des principaux paramètres sur le calcul des contraintes à partir d'une analyse de sensibilité par plan d'expérience.

Sommaire de chapitre

III.1 Revue de synthèse exploratoire	55
III.1.1 Sélection des données issues de la littérature	56
III.1.2 Identification des tendances sur le choix des paramètres	57
III.1.3 Analyse critique du choix des paramètres	67
III.2 Analyse de sensibilité des paramètres	70
III.2.1 Analyse multifactorielle par plan d'expérience	71
III.2.1.1 Modèle de la prémolaire	71
III.2.1.2 Facteurs mécaniques	72
III.2.2 Résultats	74
III.2.3 Discussion	77
III.3 Bilan sur le choix des paramètres	78

III.1. Revue de synthèse exploratoire

Les revues de synthèse exploratoire ou *scoping reviews* proposent de cartographier la littérature à la recherche des tendances d'un champ disciplinaire. Cet outil méthodologique a ici été employé pour identifier les paramètres validés les plus fréquents dans la modélisation d'une prémolaire saine ou restaurée.

III.1.1. Sélection des données issues de la littérature

Les recommandations pour les scopings reviews Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) ont été suivies pour répondre à la question « Quels sont les paramètres les plus fréquemment employés dans les modèles éléments finis expérimentalement validés ». La recherche a été réalisée sur trois bases de données électroniques (MEDLINE [PubMed], SciVerse Scopus, and The Cochrane Library) suivant la stratégie de recherche décrite (Tableau 2). Les articles ont été enregistrés dans un tableur (Excel Office 360, Microsoft, Redmond, USA). Les doublons ont été supprimés et seuls ceux en langue anglaise ont été pris en compte.

Tableau 2 : Base de données sondées et stratégie de recherche employée (en date du 16 Octobre 2019).

Database	Search
MEDLINE [PubMed],	“finite element model premolar” OR “finite element analysis premolar” OR “finite element model premolar [Mesh]” OR “finite element analysis premolar [Mesh]”
SciVerse Scopus	“TITLE – ABS -KEY + finite + AND + element + AND + analysis + AND + premolar + OR + TITLE – ABS – KEY + finite + AND + element + AND + model + AND + premolar”
Cochrane Library	“TITLE – ABS -KEY + finite + AND + element + AND + analysis + AND + premolar + OR + TITLE – ABS – KEY + finite + AND + element + AND + model + AND + premolar”

Les articles ont été évalués indépendamment par deux lecteurs (R.R et M.D). Les raisons d'exclusion ont été enregistrées dans le tableur. En cas de conflit, une troisième personne (P.B) a été consulté et l'inclusion a été discutée. Les titres et résumés ont été tout d'abord lus et sélectionnés lorsqu'ils répondaient aux critères d'inclusion suivants :

- Analyse éléments finis tri-dimensionnelle de la biomécanique d'une dent unitaire saine ou restaurée présentant une validation expérimentale des données simulées

Les critères d'exclusion étaient :

- Articles non rédigés en langue anglaise
- Articles sans accès au texte entier
- Analyse éléments finis en deux dimensions ou axi-symétrique
- Analyse éléments finis sur l'étude d'un phénomène thermique
- Absence de validation expérimentale

Les raisons d'exclusion ont été listées en articles traitant de « chirurgie ou implantologie, « prothèse multiples ». Les articles sélectionnés ont ensuite été lus en entier et le procédé de validation a été étudié. Seuls les articles présentant un calcul de différence entre donnée expérimentale et donnée simulée ont été inclus au sein de la revue. En accord avec les recommandations PRISMA et du fait du manque de recommandations pour l'analyse éléments finis dans le domaine de la santé, aucune analyse de la qualité des études n'a été réalisée. Une liste de 27 paramètres a été analysée sur chaque étude incluse comme suivant : étude (objectif, facteurs étudiés, utilisation d'une méthode statistique, critère de risque mécanique employé), construction du modèle (technique d'enregistrement de l'anatomie, simulation de l'os et/ou du ligament, nombre d'éléments et type d'éléments employé, analyse de la qualité du maillage), lois matériaux (pour l'émail, la dentine, le ligament et l'os), conditions limites (type de chargement, intensité et direction) validation expérimentale (*in vitro/ in vivo*, test expérimental employé, moyen de comparaison, taille de l'échantillon, type de dents, type d'indenteur, type de fixation de la dent).

III.1.2. Identification des tendances sur le choix des paramètres

En utilisant la stratégie présentée, 1306 articles ont été identifiés. Après suppression des articles doublons, 801 articles ont été extraits pour analyse du titre et du résumé. A cette étape, les articles traitant d'implantologie (231), de prothèse multiple (143), d'orthodontie (119), d'analyse en deux dimensions

(2D) (40), d'analyse thermique (17) ou non rédigés en langue anglaise (31) ont été exclus. Six articles ont également été retirés du processus en l'absence de réponse des auteurs. Consécutivement, 214 articles ont été sélectionnés et lus en entier. Parmi eux, 189 articles ont rapporté un procédé incomplet de validation du modèle : 136 articles n'ont effectué aucune validation, 18 articles n'ont effectué qu'un test de convergence et 35 articles ont effectué des tests expérimentaux mais n'ont pas comparé de manière chiffrée les données expérimentales obtenues aux données simulées. Parmi les articles restants, 6 articles ont été encore exclus car présentant des modèles en 2D, sans que cela n'ait été mentionné au niveau du titre et résumé. La recherche a donc abouti à 19 études finalement incluses et pour lesquelles les principaux paramètres des modèles éléments finis ont été rapportés (Figure 23)(Tableau 3).

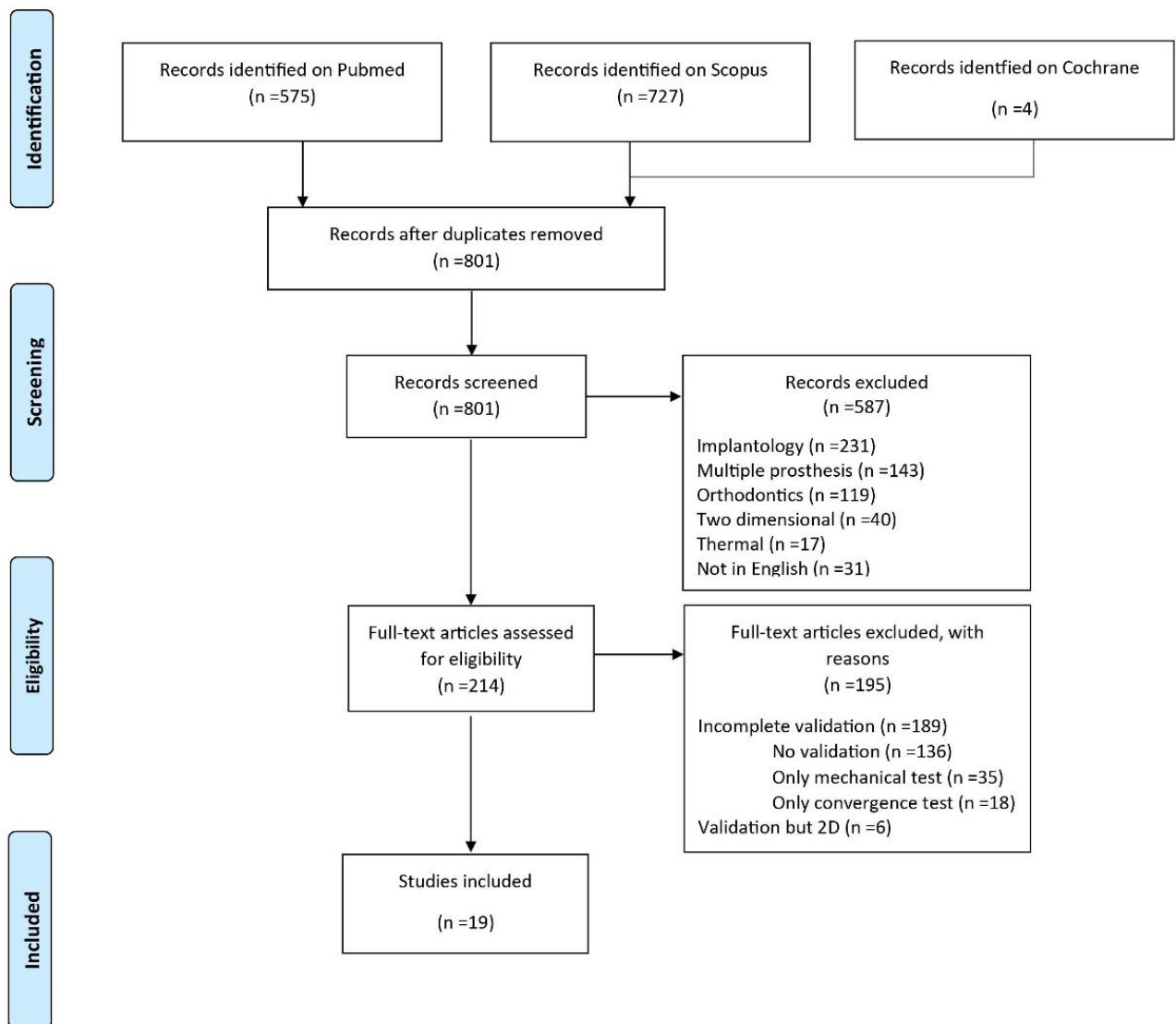


Figure 23 : Diagramme flow et procédé de sélection selon les recommandations (188).

Tableau 3 : Principales caractéristiques et paramètres des études incluses.

Premier auteur	Année	Objectif	Technique	Nombre et type d'éléments, test de convergence	Loi matériau	Email	Dentine	Conditions aux limites	Chargement	Comparaison expérimentale	
Limjeerajarus et al. 2019 Thailand	Dent intacte, Mise en place d'un MEF, principal stress	Micro CT, NURBS	1 062 233 TET10 Convergence	Elastique linéaire	Orthotropique*	Orthotropique*	Ligament simulé uniquement	Axial, contact avec un indenteur simulé	Valeurs F/d <i>in vitro</i> Graphiques exp/num Indenteur boule de 6.0 mm de diamètre, 30 dents intactes dans un silicone		
										E_s : 73.7 GPa v: 0.23	E_s : 17.1 GPa v: 0.30
										E_c : 63.3 GPa v: 0.45	E_c : 5.6 GPa v: 0.33
										E_a : 63.3 GPa v: 0.23	E_a : 5.6 GPa v: 0.30
MacHado et al. 2017 Brazil	Lésion cervicale, Analyse multi-facteur, Von Mises stress	Scan, Données issues de la littérature, et approche NURBS	1 709 931 TET10	Elastique linéaire	Orthotropique*	Orthotropique*	Ligament simulé uniquement	Axial & oblique, forces: 150 N	Valeurs σ/ϵ <i>in vitro</i> Graphiques exp/num Indenteur boule de 4.0 mm de diamètre, 25 dents intactes dans un polyéther		
										E_s : 73.7 GPa v: 0.23	E_s : 17.1 GPa v: 0.30
										E_c : 63.3 GPa v: 0.45	E_c : 5.6 GPa v: 0.33
										E_a : 63.3 GPa v: 0.23	E_a : 5.6 GPa v: 0.30
Chang et al. 2015 Taiwan	Reconstitution coronoradiculaire, Analyse multi-facteur,	Micro CT, segmentation	607 890 TET4 Convergence	Elastique linéaire	Isotropique	Isotropique	Ligament et os simulés	Axial & oblique, forces: 200 N	Valeurs σ/ϵ <i>in vitro</i> $\Delta\epsilon_{exp/num} < 6\%$		
										E : 84.1 GPa v: 0.33	E : 18.6 GPa v: 0.31

principal stress

5 dents intactes dans une résine époxy

Zelic et al.	Restaurations coronaires,		124 768						Valeurs F/d <i>in vitro</i>
2014	Analyse multi-facteur,	CT, segmentation	112 828	Elastique linéaire	Isotropique	Isotropique	Ligament simulé uniquement	Axial, force: 1025 N	Graphiques exp/num
Serbia	principal stress		119 492		E: 84.1 GPa v: 0.33	E: 18.6 GPa v: 0.31			1 dent intacte et 1 restaurée dans un silicone
			HEX8						

Valeurs F/d *in vitro*

Guimarães et al.	Lésion cervicale,								$\Delta\varepsilon_{exp/num} < 4.6\%$
2014	Analyse multi-facteur,	Mesures sur coupes de dents et approche NURBS	122 996	Elastique linéaire	Isotropique	Isotropique	Ligament et os simulés	Axial, force: 105 N	$\Delta\varepsilon_{exp/num} < 4.6\%$
Brazil	principal stress		TET4		E: 72.7 GPa v: 0.33	E: 18.6 GPa v: 0.31			Indenteur boule de 6.0 mm de diamètre, dents intactes dans un polyéther

Juloski et al.	Reconstitution coronoradiculaire,	Scan,	31 240			Isotropique transverse*			Valeurs σ/ε <i>in vivo</i>
2014	Analyse multi-facteur,	Données issues de la littérature, et approche NURBS	TET4	Elastique linéaire	Isotropique	E_s : 25 GPa v: 0.45	Ligament et os simulés	Oblique, force: 200 N	Graphiques exp/num
Italy	principal stress		Convergence		E: 84.1 GPa v: 0.33	E_c : 23.2 GPa v: 0.29			Un patient <i>in vivo</i>

Lin et al.	Reconstitution coronoradiculaire,	Micro CT, segmentation	134 810	Elastique linéaire	Isotropique	Isotropique	Ligament et os simulés	Axial, force: 2000 N	Valeurs σ/ε <i>in vitro</i>
2013			HEX8		E: 84.1 GPa v: 0.33	E: 18.6 GPa v: 0.31			$\Delta\varepsilon_{exp/num} = 18\%$

Taiwan	Analyse multi-facteur, principal stress		Convergence						4 dents intactes
Lin et al. 2009 Taiwan	Reconstitution coronoradiculaire, Analyse multi-facteur, principal stress	Micro CT, segmentation	39 728 HEX8 Convergence	Elastique linéaire	Isotropique E: 84.1 GPa v: 0.33	Isotropique E: 18.6 GPa v: 0.31	Ligament et os simulés	Axial, force: 100 N	Valeurs σ/ϵ <i>in vitro</i> $\Delta\epsilon_{exp/num} < 10\%$ 5 dents restaurées dans une résine époxy
Barak et al. 2009 Israël	Dent intacte, Mise en place d'un nouveau MEF, strain alone	Micro CT, segmentation	438 638 TET4	Elastique linéaire	Isotropique E: 75 GPa v: 0.3	Isotropique E: 15 GPa v: 0.3	Ni Ligament ni os simulés	Axial, force: 200 N	Interferometrie $\Delta\epsilon_{exp/num} = [11-85\%]$ 4 dents intactes dans une résine époxy
Lin et al. 2009 Taiwan	Reconstitution coronoradiculaire, Analyse multi-facteur, principal stress	Micro CT, segmentation	39 728 HEX8 Convergence	Elastique linéaire	Isotropique E: 84.1 GPa v: 0.33	Isotropique E: 18.6 GPa v: 0.31	Ligament et os simulés	Axial, force: 100 N	Valeurs σ/ϵ <i>in vitro</i> $\Delta\epsilon_{exp/num} < 10\%$ 5 dents restaurées
Lin et al.	Coronal restorations,	Scan,	205 720	Elastique linéaire	Isotropique	Isotropique	Ligament et os simulés	Axial & oblique,	Valeurs σ/ϵ <i>in vitro</i>

2009 Taiwan	Analyse multi- facteur associée à un outil statistique, principal stress	Données issues de la littérature, et approche NURBS	TET4		E: 84.1 GPa v: 0.2	E: 18.6 GPa v: 0.31		forces: 200 N	$\Delta\varepsilon_{exp/num} < 10\%$ Indenteur boule de 5.0 mm de diamètre, 5 dents intactes dans une résine époxy
Tajima et al. 2009 Japan	Dent intacte, Mise en place d'un nouveau MEF, Von Mises stress	CT, segmentation, approche NURBS	20.773 TET10	Elastique linéaire	Isotropique E: 60.6 GPa v: 0.3	Isotropique E: 18.3 GPa v: 0.3	Ni Ligament ni os simulés	Axial, force: 88.3 N	Valeurs σ/ε <i>in vitro</i> $\Delta\varepsilon_{exp/num} = 6\%$ 5 dents intactes dans un plâtre
Chang et al. 2008 Taiwan	Restaurations coronaires, Analyse multi- facteur, principal stress	Scan, Données issues de la littérature, et approche NURBS	197 527 TET4 Convergence	Elastique linéaire	Isotropique E: 84.1 GPa v: 0.2	Isotropique E: 18.6 GPa v: 0.31	Ligament et os simulés	Axial, force: 200 N	Valeurs σ/ε <i>in vitro</i> $\Delta\varepsilon_{exp/num} < 10\%$ Indenteur boule de 6.0 mm de diamètre, 5 dents intactes dans une résine époxy
Lin et al. 2008 Taiwan	Restaurations coronaires, Analyse multi- facteur, principal stress	Scan, Données issues de la littérature, et approche NURBS	205 720 TET4	Elastique linéaire	Isotropique E: 84.1 GPa v: 0.33	Isotropique E: 18.6 GPa v: 0.31	Ligament et os simulés	Axial, force: 200 N	Valeurs σ/ε <i>in vitro</i> $\Delta\varepsilon_{exp/num} < 10\%$ Indenteur boule de 6.0 mm de diamètre, 5 dents intactes dans une résine époxy

									Valeurs σ/ε <i>in vitro</i>
Lin et al.	Restaurations coronaires,	Scan,	197 527						$\Delta\varepsilon_{exp/num} < 10\%$
2008	Analyse multi-facteur,	Données issues de la littérature, et approche NURBS	TET4	Elastique linéaire	Isotropique	Isotropique	Ligament et os simulés	Axial,	$\Delta\varepsilon_{exp/num} < 10\%$
Taiwan	principal stress		Convergence		E: 84.1 GPa v: 0.2	E: 18.6 GPa v: 0.31		force: 200 N	Indenteur boule de 6.0 mm de diamètre, 5 dents intactes dans une résine époxy
									Valeurs F/d <i>in vitro</i>
Ausiello et al.	Restaurations coronaires,	Scan,	24 818						Exp/num graphs
2004	Analyse multi-facteur,	Données issues de la littérature, et approche NURBS	HEX8	Elastique linéaire	Isotropique	Isotropique	Ligament et os simulés	Axial,	
Italy / UK / Netherlands	Von Mises stress				E: 48 GPa v: 0.23	E: 18 GPa v: 0.2		force: 400 N	Indenteur boule de 6.0 mm de diamètre, 10 dents intactes dans une résine composite
									Valeurs σ/ε <i>in vitro</i>
Lee et al.	Lésion cervicale,		5921						$\Delta\varepsilon_{exp/num} < 10\%$
2002	Analyse multi-facteur,	Mesures sur coupes de dents et approche NURBS	HEX8	Elastique linéaire	Isotropique	Isotropique	Ligament et os simulés	Axial,	$\Delta\varepsilon_{exp/num} < 10\%$
Taiwan	principal stress		Convergence		E: 84.1 GPa v: 0.2	E: 18.6 GPa v: 0.31		force: 170 N	Une dent intacte dans une résine époxy
									Valeurs F/d <i>in vitro</i>
Ausiello et al.	Restaurations coronaires,	Scan,	7894						Valeurs F/d <i>in vitro</i>
2001	Analyse multi-facteur,	Données issues de la littérature, et approche NURBS	HEX8	Elastique linéaire	Isotropique	Isotropique	Ni Ligament ni os simulés	Axial,	Graphiques exp/num
Italy	Von Mises stress				E: 48 GPa v: 0.23	E: 18 GPa v: 0.2		force: 400 N	

									Indenteur boule de 6.0 mm de diamètre, 1 dent intactes dans une résine époxy
									Valeurs σ/ε <i>in vitro</i>
Toparli et al.	Restaurations coronaires ,		840	Elastique linéaire	Isotropique	Isotropique	Ni Ligament ni os simulés	Axial,	$\Delta\varepsilon_{exp/num} < 10\%$
1999	Analyse multi-	Mesures sur coupes de dents et approche NURBS	HEX8		E: 41.4 GPa ν : 0.3	E: 18.6 GPa ν : 0.31		force: 300 N	
Turkey	stress								Indenteur boule de 2.0 mm de diamètre, 2 dents restaurées

* E_s module d'élasticité associé au plan sagittal, E_c module d'élasticité associé au plan coronal et E_a module d'élasticité associé au plan axial

Toutes les études incluses ont été publiées les 20 dernières années avec une équipe contribuant à la moitié des études (47,4%). En outre, il existe un faible niveau de preuve clinique dans la mesure où la majorité des études a été réalisée *in silico* sur un très faible nombre de dents. L'analyse par éléments finis a été mise en place pour différents objectifs : principalement l'étude des restaurations coronaires directes (42,1%), celle des réhabilitations prothétiques par tenon et couronne (15,7%), les restaurations les lésions cervicales d'usure (15,7%) et enfin l'étude de la dent intacte (15,7%). Les études portaient principalement sur l'analyse de plusieurs paramètres thérapeutiques sur la biomécanique de la dent ou la restauration (84,2%). Le critère d'analyse principal de l'échec était la contrainte principale (68,4%) suivi le critère de von Mises (15,7%) puis l'analyse complète des tenseurs de déformations ou contraintes (15,7%) (Tableau 4).

La construction des modèles a principalement été réalisée à partir de données anatomiques publiées dans d'autres études (47,4%), en utilisant les technologies d'imagerie volumétrique aux rayons X (36,8%) ou en mesurant des coupes de dents (15,7%). L'os et le ligament ont de manière fréquente été pris en compte (57,9%) mais parfois seul le ligament a été simulé (15,7%) et parfois ces deux éléments anatomiques étaient absents (26,3%). Le nombre d'éléments utilisés pour le maillage allait de 840 éléments pour l'étude la plus ancienne à plus de 500 000 éléments pour les trois plus récentes études. Le type d'éléments employés comprenait des tétraèdres linéaires (42,1%), hexaèdres linéaires (47,4%) et des hexaèdres quadratiques (15,7%). L'analyse de la qualité du maillage a peu été rapportée (47,4%) et seulement en utilisant un test de convergence (Tableau 4).

Toutes les études ont considéré que la dentine et l'émail étaient homogènes et suivaient une loi élastique linéaire. Des propriétés d'isotropie ont été principalement utilisées (89,5% pour l'émail et 84,2% pour la dentine) sinon l'orthotropie a été considérée. Le module d'élasticité le plus fréquemment employé pour la dentine était de 18,6 GPa (93,8%) et pour l'émail de 84,1 GPa (64,7%). Pour l'émail, le module d'élasticité rapporté allait de 41,1 GPa à 84,1 GPa. Le coefficient de Poisson le plus fréquemment rapporté pour ces deux éléments anatomiques était 0.3 (64,7% pour la dentine et 84,5% pour l'émail). Des lois d'isotropie linéaire élastique ont également été le plus fréquemment employées pour le ligament

et l'os (90,9%). Dans le cas contraire, une loi non linéaire visco-hyper-élastique a été employée pour le ligament (Tableau 4).

La mastication a principalement été simulée par l'application avec une force unique sur la cuspide de la dent (94,7%) mais un contact avec un corps solide (indenteur) a également été pris en compte (5,2%). La force était principalement axiale à la dent (78,9%) et d'intensité très variable (intensité principalement rapportée : 200 N dans 38,8% des études) (Tableau 4).

La validation du modèle a principalement été réalisée sur dents extraites *in vitro* (94,7%) à l'exception d'une étude où cela a été réalisé sur un patient (5,2%). Toutes les comparaisons ont été réalisées en analysant la déformation, celle-ci a été principalement été enregistrée expérimentalement à l'aide de jauges de déformations (68,4%), par déduction du déplacement de la machine universelle (26,3%) ou par interférométrie (5,2%). Les paramètres expérimentaux concernant le nombre de dents, le type de dent, la fixation de la dent, la vitesse de chargement et la tête de l'indenteur ont été rapportés de manière inconstante au sein des études incluses. Ces derniers choix de paramètres les plus fréquemment employés sont notés à titre informatif au sein de la table suivante. Par ailleurs, différentes études ont effectué la validation de leur modèle sur dent saine extraite mais ont ensuite conduit leur analyse éléments finis sur un modèle de dent restaurée. L'analyse des études n'a pas permis de conclure sur la fréquence de cette pratique (Tableau 4).

Tableau 4 : Tendances sur les choix de paramètres.

	Paramètre	Choix le plus fréquent	N/N _{total} - %
Etude	Objectif principal	Analyse des reconstructions coronaires	8/19 - 42.1%
	Nombre de facteurs étudiés	Multi facteur	16/19 - 84.2%
	Utilisation d'un outil statistique	Pas d'outil statistique employé	17/19 - 89.5%
	Critère d'analyse	Contrainte principale	13/19 - 68.4%
Construction du modèle	Technique de reconstruction de l'anatomie	Données de la littérature	9/19 - 47.4%
	Type d'élément	TET4/HEX8	8/19 - 42.1%

	Vérification de la qualité du maillage	Test de convergence	9/19 - 47.4%
	Environnement dentaire	Simulation de l'os et du ligament	11/19 - 57.9%
Loi matériau	Loi pour l'émail	Isotropie	17/19 - 89.5%
	Module d'Young de l'émail	84.1 GPa	11/17 - 64.7%
	Coefficient de Poisson de l'émail	0.3 or 0.33	11/17 - 64.7%
	Loi pour la dentine	Isotropie	16/19 - 84.2%
	Module d'Young de la dentine	18-18.6 GPa	15/16 - 93.8%
	Coefficient de Poisson de la dentine	0.3 or 0.31	14/16 - 84.5%
	Loi pour le ligament	Isotropie	10/11 - 92.9%
	Loi pour l'os	Isotropie	13/14 - 90.9%
Conditions aux limites	Type de chargement	Force	18/19 - 94.7%
	Intensité du chargement	200 N	7/18 - 38.8%
	Orientation du chargement	Axial	15/18 - 78.9%
Méthode de validation	<i>In vitro / in vivo</i>	<i>in vitro</i>	18/19 - 94.7%
	Test expérimental	Jauge de déformation	13/19 - 68.4%
	Type de comparaison	Erreur entre Exp/num	13/19 - 68.4%
	Taille de l'échantillon	5 dents	8/18 - 44.4%
	Etat de la dent	Dent restaurée	9/18 - 50.0%
	Fixation de la dent	Résine époxy	9/17 - 52.9%
	Chargement	Indenteur boule de 6 mm de diamètre	7/10 - 70.0%

III.1.3. Analyse critique du choix des paramètres

Ce travail a permis d'identifier les modèles éléments finis expérimentalement validés. Pratiquement toutes les études ont employé des paramètres de modèles similaires concernant le choix des lois

matériaux et la méthode de validation expérimentale. Néanmoins une hétérogénéité existe sur la construction du modèle, les conditions limites et le critère d'analyse à employer.

Malgré un nombre important d'articles éléments finis trouvés, seule une minorité rapporte une méthode de validation des données simulées par comparaison chiffrée à des données expérimentales. Le chiffre ici défini de 11,6 % de validation est par ailleurs proche de celui rapporté par une revue récente sur l'implantologie (9%) mais bien plus faible que dans d'autres champs médicaux où 39% des modèles osseux étaient validés expérimentalement (19). Ce constat interroge dans la mesure où des simulations non validées expérimentalement peuvent amener à sur interpréter les résultats (18,19,189). En outre, il est à noter que 24/189 articles ont mentionné le terme de validation du modèle sans que cela ne soit associé à une donnée expérimentale. La distinction entre les termes "vérification" et "validation" semble néanmoins importante pour éviter toute confusion tel que rapporté dans les recommandations générales au domaine biomédical (15).

La majorité des études a étudié des facteurs multiples sur le niveau de contrainte ce qui confirme le caractère multifactoriel du comportement biomécanique de la prémolaire (37,59,163,190). Pour autant un outil statistique n'a été employé que dans deux études pour analyser l'influence statistique de chaque paramètre (163,167). Ce travail avait pour objectif de présenter les paramètres les plus fréquemment employés mais ceci ne doit pas amener à penser que la fréquence d'utilisation est un critère de consensus. Par ailleurs, les outils statistiques sont des outils fréquemment rapportés en médecine numérique dans l'analyse de la sensibilité à un facteur ou encore l'analyse de l'interaction entre deux facteurs (167,191,192). Différents critères d'analyse biomécanique ont été rapportés comme la contrainte principale ou encore du critère de von Mises. A notre connaissance, les données actuelles ne permettent pas de trancher définitivement sur l'indication préférentielle de l'un ou l'autre pour la dentine. Si l'utilisation du critère de von Mises a été largement rapportée pour l'analyse des métaux principalement employés en prothèse, son utilisation pour l'analyse de résine composites ou encore de la dentine est plus discutable (15). Enfin, ce choix dépend fortement de l'objectif suivi par l'équipe de recherche. Aucune analyse de fêlure n'a été ici réalisée mais de multiples critères ont été développés pour l'analyse de l'initiation, de la propagation d'une fêlure dans la dentine, dans l'émail ou encore à l'interface

dentine/émail (15,193,194). Ce point n'est que rarement discuté au sein des revues et pourrait néanmoins introduire des différences importantes dans les interprétations et conclusions sur les thérapeutiques dentaires.

La construction du modèle a également rapporté des divergences de pratique au fil des années mais il apparaît de la littérature que la tomographie volumique est actuellement la technique la plus précise pour enregistrer les volumes dentaires (18,19,195). Cette technologie basée sur l'utilisation de rayons X souffre néanmoins d'imprécisions en présence de matériaux fortement radio-opaques comme l'amalgame ou encore les tenons métalliques pouvant induire des artefacts (196). De même aucun consensus n'existait sur la question de la simulation ou non de l'os et du ligament mais une influence importante de la distribution de contraintes a été rapportée en leur présence (197). Cela soulève une autre problématique associée à la tomographie volumique CBCT dans la mesure où la segmentation du ligament est aujourd'hui difficile en clinique. Cet élément est donc simulé manuellement d'une épaisseur constante tout autour de la dent alors que son épaisseur varie en fonction de chaque patient (145). L'analyse des études n'a pas non plus permis de conclure qu'un choix élevé de nombre d'éléments ou qu'un type d'éléments était associé à une meilleure prédiction du comportement mécanique de la dent. Le test de convergence bien qu'employé dans moins de la moitié des études correspond aux recommandations du domaine médical et dentaire. D'autres indicateurs comme celui de Zhu Zienkiewicz ont également été rapportés (17). Enfin si un nombre d'éléments élevé est nécessaire pour satisfaire le test de convergence, la question du type d'éléments est également essentielle et un faible nombre d'éléments tétraèdres quadratique a rapporté des calculs plus précis qu'un nombre élevé de tétraèdres linéaires (118,198).

L'analyse de littérature menée ici confirme que la dentine, l'émail, le ligament et l'os peuvent être simulés par des matériaux homogènes isotropes et linéairement élastiques dans le cadre d'une analyse statique. Ce travail a également permis de confirmer que la mastication pouvait être simulée par une force unique, néanmoins les choix variaient pour l'orientation de cette force et son intensité (154,172,199). Ces paramètres restent à déterminer précisément pour chaque patient car ils influencent fortement la distribution de contraintes et des forces de fracture de la dent (154,172,199).

La méthode de validation du modèle était toujours basée sur l'analyse des déformations de la dent mais différents outils ont été employés allant de la jauge de déformation à l'interférométrie. Cette problématique sera développée plus en détail dans la partie VI de ce document.

Différentes pratiques semblent validées pour simuler le comportement mécanique de la dent à l'image des propriétés matériaux mais ce travail d'analyse de la littérature ne permet pas de conclure sur le choix de nombreux autres paramètres ni sur l'importance relative de chacun d'eux. Une analyse de sensibilité de ces paramètres semble nécessaire pour préciser leur influence sur les résultats du modèle patient-spécifique.

III.2. Analyse de sensibilité des paramètres adaptés à la modélisation patient-spécifique

De nombreux paramètres de construction du modèle éléments finis sont aujourd'hui connus de manière imprécise ou difficiles à évaluer en clinique. Ainsi certains paramètres liés aux conditions aux limites comme l'intensité et l'axe de la force de mastication varient en fonction de chaque patient et sont difficilement mesurables en bouche (21,146,154). D'autres paramètres liés à la capture de l'anatomie comme la taille des voxels fluctuent en fonction des conditions d'enregistrement de l'examen CBCT (20,158,200). Enfin certains paramètres liés aux propriétés matériaux, comme la loi de comportement du ligament, restent peu ou mal connues (201,202). Cependant, ces paramètres influencent fortement le calcul des contraintes d'un modèle éléments finis (20,21,146,154,158,200–202). Évaluer l'impact d'une incertitude sur un paramètre par rapport au calcul de la contrainte apparaît donc essentiel pour éviter toute surinterprétation des résultats issus du modèle éléments finis. L'analyse de sensibilité a pour objectif de déterminer l'impact d'une incertitude sur la sortie d'un système. Hiérarchiser l'importance de chaque paramètre permet d'identifier les paramètres les plus sensibles pour se concentrer sur leur détermination et ainsi d'éviter des efforts inutiles pour définir avec précision des paramètres peu influents. L'approche par plan d'expérience constitue une méthode d'analyse de sensibilité déjà décrite dans le domaine médical pour évaluer la robustesse des essais *in vitro* et cliniques (203,204). Dans le domaine de l'odontologie, cette stratégie a déjà permis de hiérarchiser l'influence relative de 7 paramètres dans le processus d'adhésion d'une restauration sur prémolaire indépendamment de leur

unité physique (163). L'objectif de cette partie est ainsi d'optimiser les paramètres d'entrée d'un modèle éléments finis sur prémolaire en utilisant un plan d'expérience.

III.2.1. Analyse multifactorielle par plan d'expérience

III.2.1.1. Modèle de la prémolaire

Les données tomodensitométriques du maxillaire d'un membre de l'équipe de recherche ont été employées pour simuler le comportement mécanique d'une première prémolaire maxillaire. L'examen a été réalisé selon les paramètres 120 kV, 100 mAs, avec des voxels de 300 μm . Les différentes structures anatomiques ont été segmentées selon un procédé semi-automatique préalablement établi (134). Un ligament dentaire d'une épaisseur de 0,2mm a été simulé tout autour de chaque racine (20). L'image 3D a ensuite été maillée avec des tétraèdres quadratiques et en respectant un test de convergence. Tous les matériaux dentaires ont été supposés homogènes, isotropes et élastiques linéaires à l'exception du ligament dentaire où l'hyper élasticité a été considérée. Les propriétés matériaux ont été définies à partir de l'analyse de la littérature (Tableau 5) (20).

Tableau 5 : Propriétés matériaux employés pour le modèle de prémolaire saine (20).

Material	Model
Email	Elastique linéaire isotrope $E= 84000 \text{ MPa}$ $\nu=0.31$
Dentine 1	Elastique linéaire isotrope $E= 15000 \text{ MPa}$ $\nu=0.31$
Dentine 2	Elastique linéaire isotrope $E= 18600 \text{ MPa}$ $\nu=0.31$
Pulp	Elastique linéaire isotrope $E= 1000 \text{ MPa}$ $\nu=0.31$
Ligament 1 (si non hyper-élastique)	Même paramètres que l'os
Ligament 2 (si hyper-élastique)	Hyper-élastique Ogden ordre 1 $\mu = 0.12 \text{ MPa}$ $\alpha= 20.9 \text{ MPa}$ $D = 10$
Os alvéolaire	Elastique linéaire isotrope $E= 1300 \text{ MPa}$ $\nu=0.3$
Os cortical	Elastique linéaire isotrope $E= 13000 \text{ MPa}$ $\nu=0.3$

Une parfaite liaison a été supposée entre tous les éléments et une force oblique de 300N a été appliquée sur la cuspe vestibulaire de la couronne pour simuler des forces de mastication. Les nœuds des parois latérales de l'os cortical ont été contraints en encastrement pour prévenir tout déplacement. L'analyse éléments finis a été conduit sur le logiciel Abaqus version 6.14 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France) pour calculer le critère de Von Mises de la dentine de la racine réséquée a été choisie.

III.2.1.2. Facteurs mécaniques

Un plan d'expérience a été conduit pour analyser l'influence de 6 facteurs sur la contrainte dentinaire : l'axe de la force, le module d'élasticité de la dentine, la longueur simulée de l'arcade, la taille des éléments, l'hyper-élasticité du ligament et l'intensité du chargement (Figure 24).

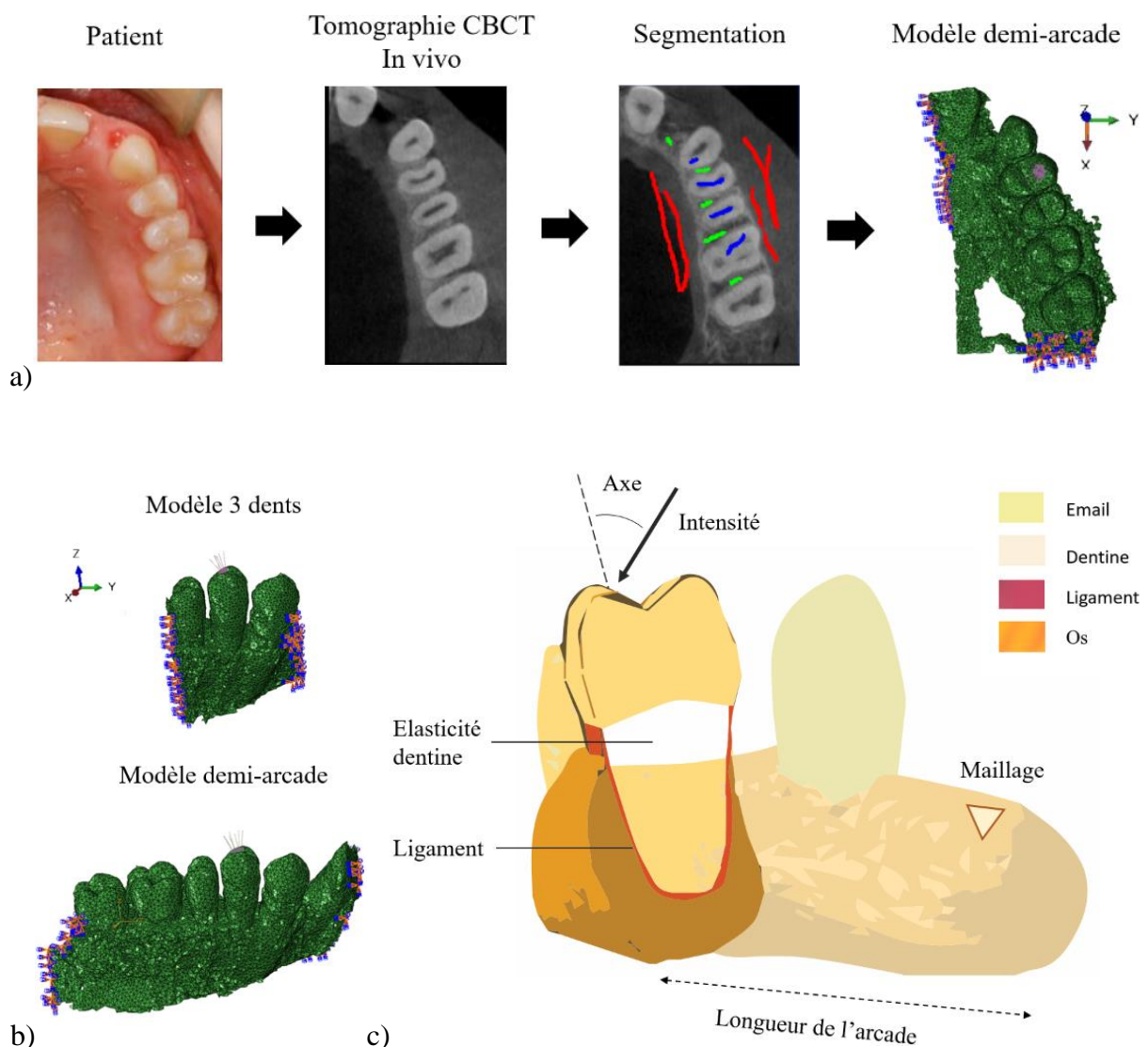


Figure 24 : Procédé de constitution des modèles : a) Constitution du modèle demi-arcade (niveau haut du paramètre longueur d'arcade) b) vue vestibulaire des modèles 3 dents et demi-arcade (respectivement niveaux faible et haut du paramètre longueur d'arcade) c) schéma avec vue en coupe de la prémolaire mentionnant les paramètres : l'axe de la force, le module d'élasticité de la dentine, la longueur simulée de l'arcade, la taille des éléments, l'hyper-élasticité du ligament et l'intensité du chargement.

En supposant des dépendances linéaires entre le calcul de la contrainte S et chacun des 6 facteurs, il en résulte une équation linéaire à 2⁶ inconnues. En conséquence, 64 expériences i.e modèles éléments finis sont nécessaires pour résoudre le système défini par l'équation :

$$\begin{bmatrix} S_1 \\ \dots \\ S_{64} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{1,1} & \dots & a_{1,64} \\ \dots & a_{i,j} & \dots \\ a_{64,1} & \dots & a_{64,64} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} b_1 \\ \dots \\ b_{123456} \end{bmatrix} \quad \text{Équation 9}$$

Selon cette dénomination, $a_{i,j}$ représente directement la variation du facteur de la valeur moyenne à la borne supérieure. Classiquement, les deux niveaux extrêmes sont définis pour chaque facteur et encodé [-1; +1]. Indépendamment de la nature physique de chaque facteur, il est possible de comparer directement les effets $b_{i\dots j}$ sur la contrainte. Ce dernier principe de fonctionnement du plan d'expérience est particulièrement important car les paramètres de longueur d'arcade exprimés en μm , de module d'élasticité exprimé en GPa, d'intensité de chargement en N et d'angle du chargement en degrés ne présentent pas la même unité. Le codage des facteurs en niveaux [-1; +1] permet ainsi une comparaison de l'impact de chaque facteur et donc d'estimer le degré de précision requis pour leur identification. L'équation n°9 a été utilisée pour évaluer le calcul du décile de la contrainte de Von Mises S en tant que fonction linéaire des facteurs d'entrée et des interactions entre eux. Comme précédemment défini, la contrainte de Von Mises est un scalaire combinant les trois contraintes principales en un niveau de contrainte équivalente utilisée pour juger le risque d'échec mécanique du matériau (20). La longueur simulée de l'arcade a été modifiée sur l'image 3D avant maillage pour ne prendre en compte qu'une dent ou la demi-arcade entière. Les tailles des éléments ont été modifiées au sein de l'application Desk pour simuler une taille de voxel de 100 μm correspondant à un examen CBCT petit champ ou de 300 μm correspondant à un examen CBCT grand champ des premières générations (134,200). Les valeurs attribuées à l'axe de la force, le module d'élasticité de la dentine et l'intensité du chargement ont été définies au niveau du logiciel Abaqus (Tableau 6).

Tableau 6 : Valeurs extrêmes employés pour chaque paramètre (20).

Paramètre	Faible niveau (-)	Niveau élevé (+)
A – Axe de la force	0°	60°
B - Dentine	15 GPa	18.6 GPa
C – Longueur d’arcade	3 dents	Demi-arcade
D – Maillage (taille des éléments)	100 µm	300 µm
E – Ligament	Non-hyper-élastique (élastique linéaire)	Hyper-élastique
F – Intensité de la force	150 N	300 N

Une matrice orthogonale a été créée pour définir les 64 combinaisons possibles en fonction du niveau de chaque facteur. Une analyse explicite statique a été conduite pour calculer le maximum de la contrainte de von Mises. Les coefficients de l'équation ont été calculés par inversion de la matrice orthogonale et les 10 coefficients les plus influents ont été représentés en ordre décroissant sur le graphique Pareto (ensemble des coefficients présentés en Annexes).

III.2.2. Résultats

L'analyse des modèles a montré de grandes différences de distribution de contraintes en fonction de l'axe du chargement. Les contraintes importantes étaient localisées au niveau de la paroi vestibulaire de la dent pour un chargement axial tandis qu'elles concernaient les deux parois vestibulaire et linguale pour une force latérale (chargement à 60°). Les autres paramètres comme l'intensité du chargement, la longueur de l'arcade et la prise en compte de l'hyper-élasticité du ligament influençaient peu la distribution de contraintes (Figure 25).

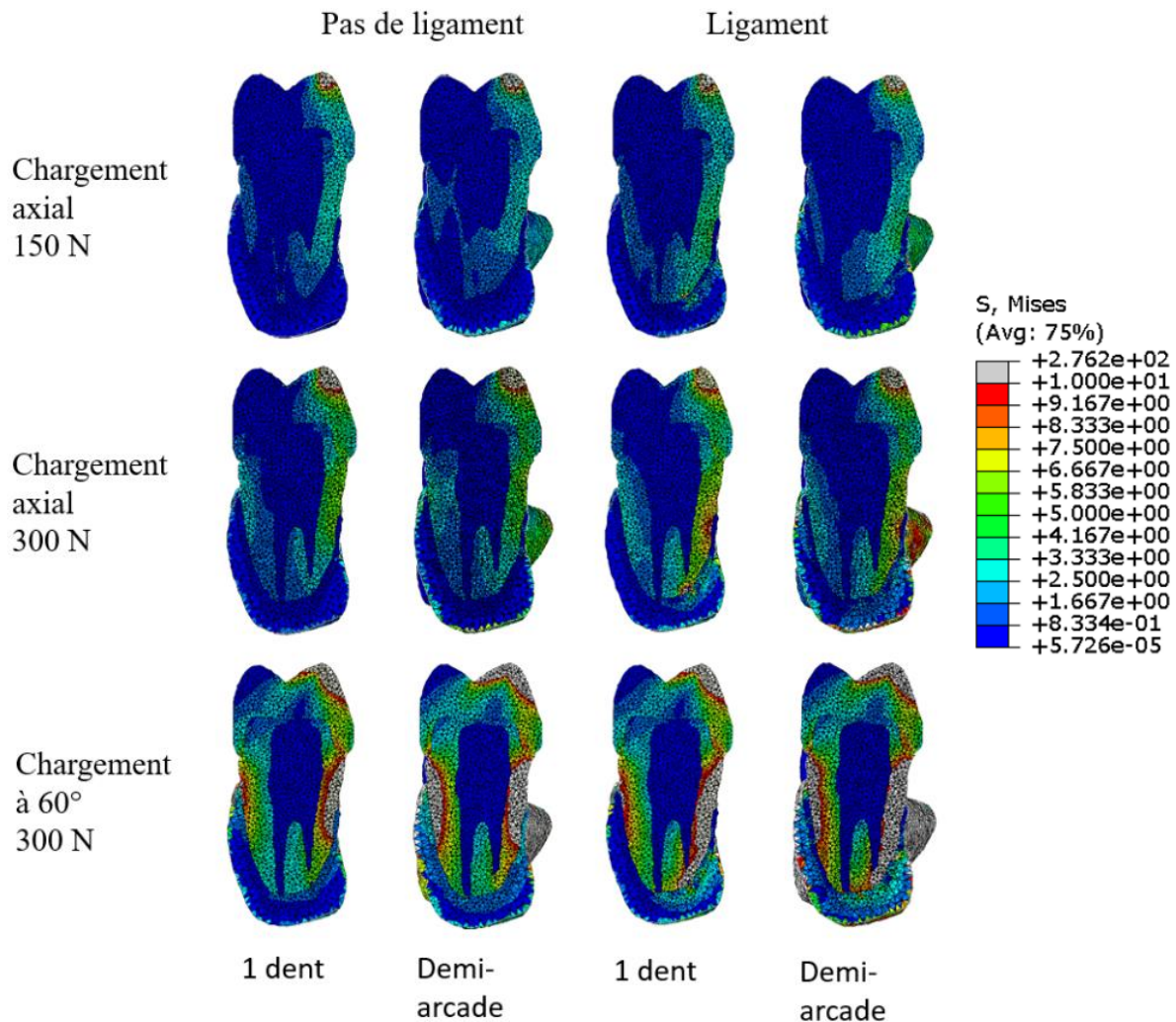


Figure 25 : Distribution de contraintes de von Mises pour les modèles éléments finis présentant un maillage élevé et un module d'élasticité dentinaire de 18,6 GPa. Les contraintes élevées sont présentées en rouge et les contraintes faibles en bleu. L'axe de la force modifie fortement la distribution de contraintes.

L'angle du chargement possédait le coefficient le plus élevé dans l'équation du plan d'expérience, suivi par le coefficient associé à l'intensité du chargement, la prise en compte de l'hyper-élasticité du ligament et la longueur de l'arcade considérée. L'axe du chargement, son intensité et la prise en compte de l'hyper-élasticité augmentaient la valeur de la contrainte de von Mises tandis que la prise en compte d'une demi-arcade entière plutôt qu'une seule dent réduisait la valeur.

Les couples entre angle de chargement/intensité, longueur d'arcade/ taille de voxel présentaient les plus forts coefficients d'interaction augmentant la valeur de la contrainte. Les couples longueur d'arcade/intensité et longueur d'arcade/ hyper-élasticité présentaient les plus forts coefficients d'interaction

réduisant la valeur de la contrainte. Ces quatre coefficients d'interaction présentaient une valeur plus élevée que le coefficient associé à la taille du voxel et celui attribué au module d'élasticité de la dentine. D'après le diagramme Pareto, 78% du calcul de la contrainte de von Mises pouvait être expliqué à partir de 10 coefficients. Néanmoins, les conditions limites du modèle représentées par l'angle du chargement, son intensité, la prise en compte de l'hyper-élasticité et de la longueur de l'arcade définissaient 81 % du calcul de la contrainte de von Mises par leur coefficient propres et les coefficients d'interaction d'ordre 1 (Figure 26).

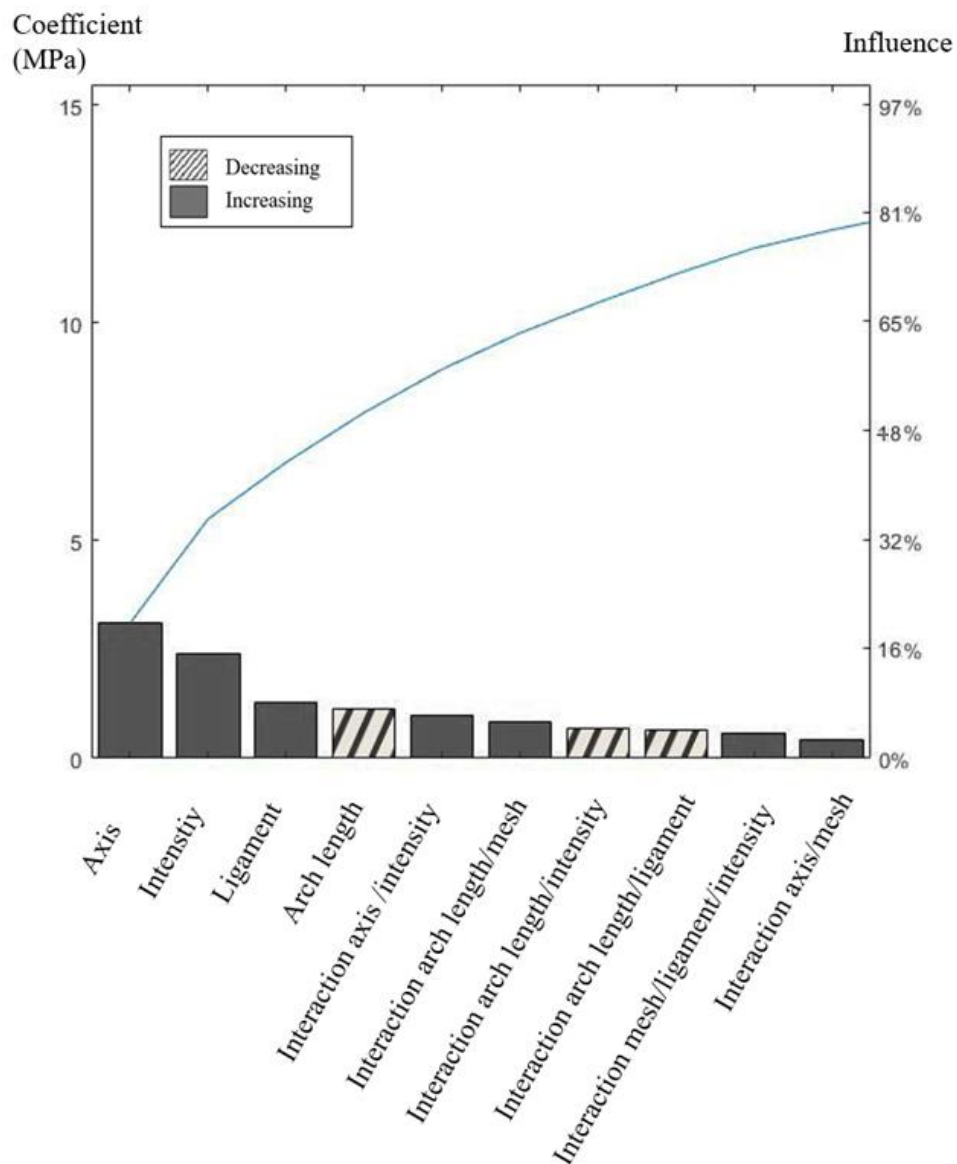


Figure 26 : Diagramme Pareto représentant les 10 valeurs des paramètres seuls les plus importantes de l'équation linéaire du plan d'expérience déterminant 78% de la variation entre la valeur moyenne et la valeur extrême.

III.2.3. Discussion

De très nombreux facteurs peuvent influencer le calcul de la contrainte radiculaire mais ce travail montre que les conditions de chargement et l'hyper-élasticité du ligament constituent les principaux éléments d'influence.

L'axe de la force transmise correspondait au facteur influençant le plus le calcul de la contrainte radiculaire avec une hausse de 21% en considérant le facteur propre seul et plus de 40% avec l'ensemble des facteurs associés. Cet élément est en accord avec de précédents travaux sur des dents restaurées où la pente occlusale de la résine de restauration, définissant l'axe de transmission de la force, correspondait à l'élément le plus important, responsable de plus de 46% des contraintes dentinaires (163). L'intensité de la force correspondait également au deuxième élément le plus important. De manière similaire, l'axe et l'intensité de la force étaient également jugés plus importants comparativement aux paramètres matériaux dans le cadre d'une simulation sur implant dentaire (205). Enfin, l'axe de la force était également décrit comme l'élément le plus important comparativement aux propriétés matériaux dans le cadre d'une simulation du pied en orthopédie (206). **Une conclusion importante de ces résultats est qu'il est primordial d'évaluer avec précision l'occlusion du patient au sein du modèle patient spécifique car une faible erreur sur l'axe des forces masticatoires engendre un écart important sur la distribution des contraintes.** Cette occlusion peut être déduite à partir de l'enregistrement du trajet mandibulaire du patient par deux caméras extra-orales à l'image du dispositif médical comme le Modjaw (207). Cependant, il est à noter que les forces étaient ici appliquées de manière ponctuelle ce qui semble adapté pour des structures rigides comme l'émail mais peut être inadapté si le chargement est appliqué sur des matériaux moins rigides comme une restauration coronaire en résine composite où il serait alors nécessaire de simuler la dent antagoniste (146,159).

Ce travail vient confirmer qu'il ne semble pas nécessaire de considérer une arcade entière pour l'analyse d'une dent et que la simulation peut donc être restreinte à un bloc osseux de trois dents (146). De même, nos observations sur le maillage sont cohérentes avec une précédente simulation de la mandibule montrant que réduire le maillage de 1 500 000 éléments à 100 000 éléments ne modifiait pas la

localisation des contraintes maximales de von Mises, et n'augmentait que de 15 % la valeur maximale (175). De manière similaire en orthopédie, réduire le maillage jusqu'à une taille d'élément de $5 \times 5 \text{ mm}^2$ (3% du volume total) ne modifiait pas les prédictions sur la localisation de la fracture (208). Au contraire, affiner le maillage de 100 000 à 1 500 000 éléments augmentait le temps de calcul de quelques minutes à 2 jours (175). Une application au cabinet dentaire de la méthode des éléments finis requiert un temps de calcul court et une taille d'élément de 3% du volume total semblerait donc adapté pour une première évaluation de la biomécanique de la dent.

III.3. Bilan sur le choix des paramètres

À la suite de ces analyses, il peut être conclu que :

-l'enregistrement de l'anatomie dentaire se fait principalement par imagerie CBCT à l'exception du ligament qui est majoritairement simulé d'épaisseur constante (145,146),

-les lois matériaux d'isotropie linéaire pour la dentine et l'émail semblent être validées expérimentalement de manière quasi unanime (20,202),

-la simulation d'un bloc osseux de trois dents entourant la dent d'intérêt semble suffisante avec des conditions aux limites d'encastrement sur les faces latérales du bloc osseux (146,201),

-la présence de forces latérales correspondait à l'un des facteurs les plus influents du calcul des contraintes dentinaires (163,205,209,210). La prise en compte de l'occlusion du patient est donc essentielle pour la constitution d'un modèle élément finis personnalisé.

Cette méthodologie sera suivie pour les futures simulations présentées ci-après à l'exception de l'occlusion qui sera adaptée en fonction des conditions de chaque expérimentation.

IV. Aide à la prise de décision en endodontie

L'objectif du traitement endodontique consiste à prévenir toute maladie de la pulpe et du périapex et transformer une dent pathologique en une entité saine, asymptomatique et fonctionnelle sur l'arcade (211). Cet objectif peut être atteint au moyen de différentes stratégies et décisions thérapeutiques qui vont fortement impacter la biomécanique dentaire (7,212–217). De nombreux facteurs préopératoires pronostiques ont été définis par des études cliniques mais l'évaluation de l'impact mécanique de tel ou tel choix thérapeutique reste complexe face à une situation clinique donnée (216,218). La partie suivante aura donc pour objectif de présenter des outils d'aide à la décision pour classer l'impact de ces facteurs sur le comportement d'une prémolaire réséquée. Dans un deuxième temps, ces outils numériques seront employés le cadre d'un cas clinique de fracture instrumentale.

Sommaire de chapitre

IV.1 Analyse numérique multifactorielle de la chirurgie endodontique	80
IV.1.1 Problématique et facteurs d'influence décrits	80
IV.1.2 Mise en place d'un plan d'expérience factoriel complet	81
IV.1.2.1 Modèle de la prémolaire	81
IV.1.2.2 Facteurs mécaniques	83
IV.1.3 Résultats	85
IV.1.4 Discussion et impact de cet outil sur la prise de décision	89
IV.2 Processus décisionnel dans un cas d'instrument fracturé	92
IV.2.1 Problématique mécanique posée par la fracture instrumentale	92
IV.2.2 Développement numérique d'outils d'aide à la décision	93
IV.3.2.1 Présentation du cas	93
IV.3.2.2 Planification virtuelle du traitement	95
IV.3.2.3 Modèle élément finis et analyse mécanique	96
IV.2.3 Résultats	97
IV.2.4 Discussion	98
IV.3 Bilan et perspectives en endodontie	100

IV.1. Analyse numérique multifactorielle de la chirurgie endodontique

IV.1.1. Problématique et facteurs d'influence décrits

Différentes stratégies thérapeutiques sont aujourd'hui recommandées pour conduire le traitement endodontique initial avec des taux de succès allant de 65 à 95% (212–215). Différentes causes biologiques et mécaniques peuvent expliquer cette grande différence de taux de succès (215,219–221). En cas d'échec du traitement initial, la chirurgie endodontique est progressivement devenue une méthode de référence avec des taux de succès allant de 71 à 95% (213,214,216,217). Cette solution thérapeutique s'appuie sur un accès direct à la lésion (ostéotomie), un retrait de la portion apicale de la racine (résection), un nettoyage du canal à rétro à l'aide d'inserts ultrasoniques (préparation à rétro) et une obturation de l'espace canalaire préparé (Figure 27)(222). Ces différents éléments modifient fortement la dent et son environnement biomécanique (222). Par ailleurs la chirurgie endodontique est souvent conduite après de multiples tentatives de traitement ou retraitement par voie orthograde sur des dents déjà fortement endommagées, couronnées et présentant un tenon (7). En conséquence, la chirurgie endodontique est associée à un risque important de fracture verticale de la racine traitée, et plus particulièrement dans le cas de la prémolaire (8,223).

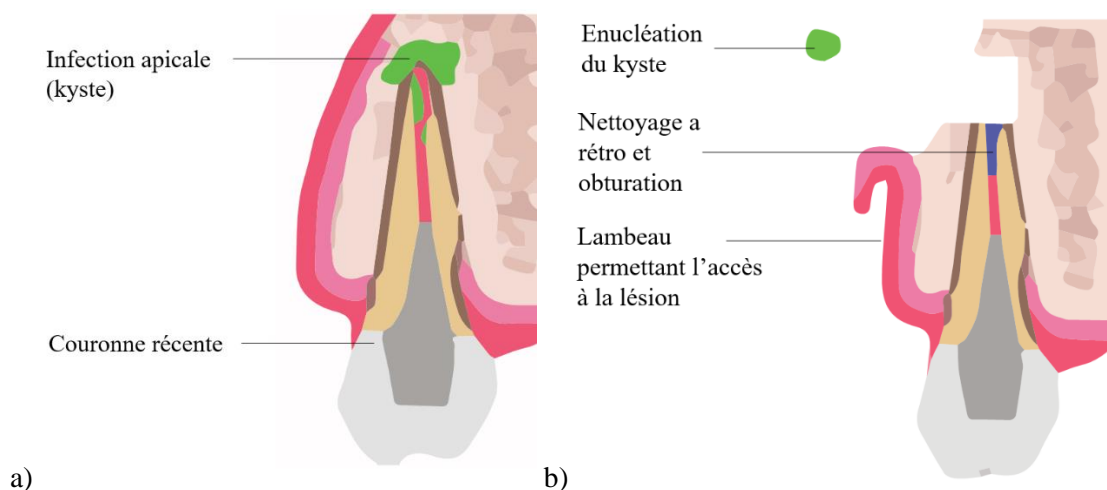


Figure 27 : Schémas expliquant la thérapeutique de la chirurgie endodontique a) infection péri-apicale à la suite d'une colonisation bactérienne du canal endodontique dans le cadre d'une dent réhabilitée par une couronne b) traitement endodontique par voie chirurgicale avec énucléation du kyste, nettoyage canalaire à rétro et obturation.

De nombreux facteurs ont été rapportés dans l'évaluation du pronostic de la chirurgie endodontique (216,218). Parmi eux, les facteurs les plus fréquemment rapportés dans l'évaluation mécanique par éléments finis de la procédure sont : le matériau d'obturation à retro, la préparation apicale à retro, la hauteur de résection de la racine et le niveau osseux (224–228). Ces précédentes revues systématiques cliniques et études éléments finis ont analysé l'impact de chacun de ces facteurs de manière indépendante sur le niveau de contraintes (216,218,224–228). Néanmoins ces études n'ont pas permis de classer l'influence relative de chaque facteur, ni d'identifier la présence d'interactions entre les facteurs. Ceci est néanmoins très important dans la mesure où la présence d'interactions pourrait biaiser le jugement du praticien et l'amener à prendre un raccourci clinique en se basant sur son expérience et son ressenti plutôt que sur un raisonnement scientifique (218,229). Il existe en effet un biais cognitif à focaliser son attention sur un facteur présumé influent mais en oubliant l'intégralité des interactions réelles (229). Comme présenté précédemment, la méthode des plans d'expérience vise à déterminer les facteurs les plus influents ainsi que les interactions existant entre eux. Un plan d'expérience a été ici conduit pour définir l'équation combinant l'influence de quatre facteurs de la chirurgie endodontique et leur interactions relatives.

IV.1.2. Mise en place d'un plan d'expérience factoriel complet

IV.1.2.1. *Modèle de la prémolaire*

Une prémolaire humaine intacte, extraite pour causes orthodontiques a été scannée en utilisant un CBCT (Planmeca ProMax 3D, Helsinki, Finland) selon les paramètres 120 kV, 100 mAs, avec des voxels de 0.75 mm. Un consentement écrit a été signé par le patient dont la prémolaire a été recueillie. Les différentes structures anatomiques ont été segmentées selon un procédé semi-automatique préalablement établi (134). L'image 3D segmentée a ensuite été modifiée pour simuler un tenon, une couronne et la procédure de chirurgie endodontique. L'os alvéolaire et un ligament dentaire d'une épaisseur de 0,2mm ont été simulés tout autour de la racine (20). L'image 3D a enfin été maillée avec des tétraèdres quadratiques et en respectant un test de convergence. Tous les matériaux dentaires ont été supposés homogènes, isotropes et élastiques linéaires à l'exception du ligament dentaire qui a été simulé hyper élastique. Les propriétés matériaux ont été définies à partir de l'analyse de la littérature existant (Tableau 7) (20).

Tableau 7 : Propriétés matériaux employés pour la partie « Analyse numérique multifactorielle de la chirurgie endodontique » (20).

Matériau	Model
Dentine	Elastique linéaire Isotropique E= 18600 MPa $\nu=0.31$
Ligament	Hyper-élastique Ogden ordre 1 $\mu = 0,12$ MPa $\alpha= 20,9$ MPa D = 10
Os alvéolaire	Elastique linéaire Isotropique E= 1300 MPa $\nu=0.3$
Os cortical	Elastique linéaire Isotropique E= 13000 MPa $\nu=0.3$
Couronne zircone	Elastique linéaire Isotropique E= 190000 MPa $\nu=0.33$
Tenon métallique	Elastique linéaire Isotropique E= 190000 MPa $\nu=0.33$
Gutta-Percha	Elastique linéaire Isotropique E= 69 MPa $\nu=0.45$
Ciment verre ionomère	Elastique linéaire Isotropique E= 3000 MPa $\nu=0.3$
Matériau intra-canalair 1	Elastique linéaire Isotropique E= 1000 MPa $\nu=0.3$
Matériau intra-canalair 2	Elastique linéaire Isotropique E= 22000 MPa $\nu=0.3$

Une parfaite liaison a été supposée entre tous les éléments et une force oblique de 300 N a été appliquée sur la cuspide vestibulaire de la couronne pour simuler des forces de mastication. Les nœuds des parois latérales de l'os cortical ont été contraintes en encastrement pour prévenir tout déplacement. L'analyse éléments finis a été conduit sur le logiciel Abaqus version 6.14 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France) pour calculer le critère de Von Mises de la dentine de la racine réséquée (Figure 28).

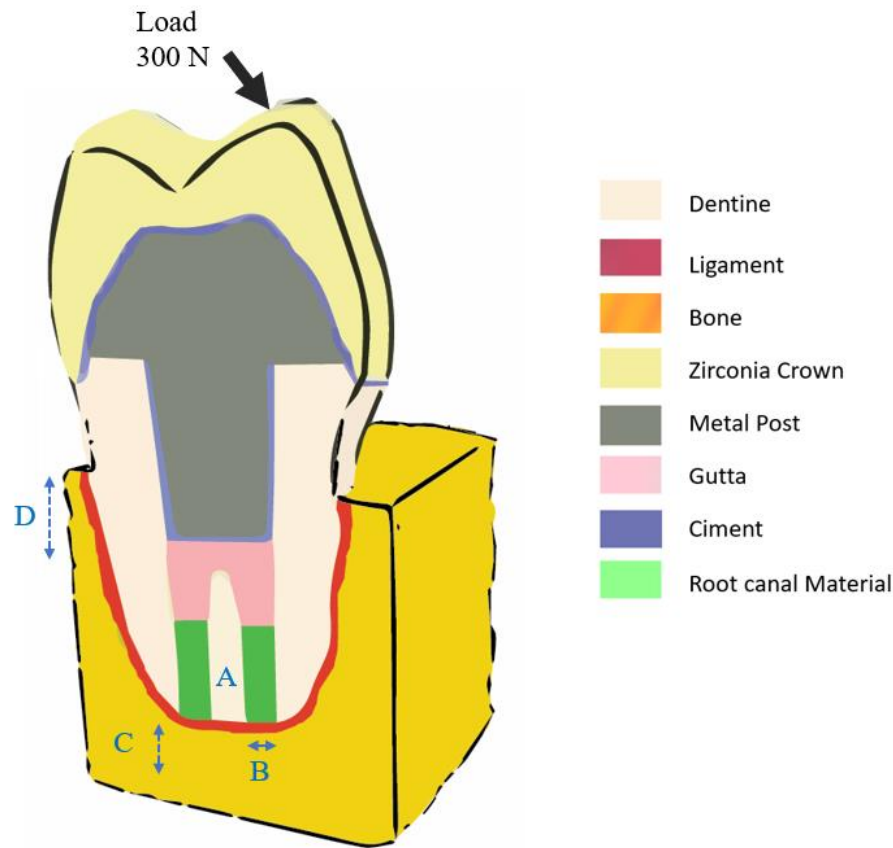


Figure 28 : Schémas représentatifs des modèles éléments finis utilisés avec A le type matériau d'obturation à rétro, B le diamètre de préparation à rétro, C la hauteur de résection et D le niveau osseux.

IV.1.2.2. Facteurs mécaniques du plan d'expérience

Un plan d'expérience a été suivi pour analyser l'influence de quatre facteurs sur la contrainte radiculaire : le module d'élasticité du matériau d'obturation à rétro, la préparation apicale à rétro, la hauteur de résection et le niveau osseux. L'équation suivante a été utilisée pour évaluer le calcul du décile de la contrainte de von Mises S en tant que fonction linéaire des facteurs d'entrée et des interactions entre eux.

$$S = S_0 + \sum_{i=1}^4 a_i S_i + \sum_{\substack{j=2 \\ i < j}}^4 a_{ij} S_i S_j + \sum_{\substack{i=1 \\ j=2 \\ k=3 \\ i < j < k}}^4 a_{ijk} S_i S_j S_k + a_{1234} S_1 S_2 S_3 S_4 \quad \text{Équation 10}$$

Où a_0 représente la réponse moyenne, $[a_1, a_2, a_3, a_4]$ sont les effets principaux sur la réponse, $[a_{12}, a_{23}, a_{24}, a_{34}, a_{13}, a_{14}]$ les interactions d'ordre 1, $[a_{123}, a_{234}, a_{124}, a_{134}]$ les interactions d'ordre 2, et a_{1234} l'interaction d'ordre 3. Les deux niveaux extrêmes sont définis pour chaque facteur et encodé $[-1; +1]$.

Selon cette dénomination, a_{ij} représente directement la variation du facteur de la valeur moyenne à la borne supérieure. Indépendamment de la nature physique de chaque facteur il est possible de comparer directement les effets a_{ij} sur la contrainte. Les modules d'élasticité d'un polymère renforcé à l'oxyde de zinc eugenol type IRM et du Mineral Trioxide Aggregate (MTA), respectivement ont été employés pour le niveau -1 et +1 du matériau employé à rétro (227,230) (Tableau 8). Une matrice orthogonale a été créée pour définir les 16 combinaisons possibles en fonction du niveau de chaque facteur. Une analyse explicite statique a été conduit pour calculer le maximum de la contrainte de von Mises. Les coefficients de l'équation ont été calculés par inversion de la matrice orthogonale et les 10 coefficients les plus influents ont été représentés en ordre décroissant sur le graphique Pareto.

Tableau 8 : Choix des niveaux extrêmes pour chaque paramètre employé pour la partie « Analyse numérique multifactorielle de la chirurgie endodontique » (227,230).

Paramètre	Faible niveau (-)	Niveau élevé (+)
A – Matériau	1000 MPa	22000 MPa
B – Préparation	1.5 mm	2.2 mm
C – Hauteur de résection	3 mm	6 mm
D – Niveau osseux	- 2 mm	0 mm

La robustesse du plan d'expérience a été évaluée en utilisant 9 modèles éléments finis supplémentaires définis aux niveaux [0; +1] [-1; 0] pour chaque facteur. Une analyse de la variance (ANOVA) a été ensuite utilisée pour valider le modèle. L'erreur moyenne (MSE) et l'erreur (MSR) et leur ratio ont été calculés comme ci-dessous. La validité du modèle a été évaluée en utilisant une loi de Fisher avec un intervalle de confiance de 80% et selon l'hypothèse nulle H_0 .

$$\left\{ \begin{array}{l} F_{value} = \frac{MSR}{MSE} = \frac{(n-p) \sum_1^n (\hat{s}_i - \bar{s})^2}{(p-1) \sum_1^n (s_i - \hat{s}_i)^2} \\ H_0 \text{ rejected if } F > F_{test}(p-1, n-p), \end{array} \right. \quad \text{Équation 11}$$

où \hat{S}_l correspond à la réponse calculée par le modèle éléments finis, S_l la réponse calculée par l'équation, \bar{S} la réponse moyenne, et n et p représentent respectivement le nombre total de modèles et le nombre de paramètres.

IV.1.2.3. Résultats numériques

Les modèles avec un faible niveau osseux ont présenté des contraintes radiculaires plus élevées que les modèles avec un niveau osseux élevé. Pour un niveau élevé associé aux facteurs module d'élasticité du matériau et hauteur de résection, les modèles éléments finis avec un haut niveau de préparation présentaient des contraintes radiculaires plus faibles que les modèles avec un faible niveau de préparation. Ceci était l'inverse avec un faible niveau de module d'élasticité (Tableau 9).

Tableau 9 : Valeurs maximales des contraintes de von Mises stress calculées en chaque paramètre.

Low bone height						High bone height					
Simulation	Material	Preparation	Resection	Bone	Upper decile Von Mises stress	Simulation	Material	Preparation	Resection	Bone	Upper decile Von Mises stress
a	-1	-1	+1	-1	17.6 MPa	i	-1	-1	+1	+1	14.0 MPa
b	+1	-1	+1	-1	17.5 MPa	j	+1	-1	+1	+1	13.9 MPa
c	-1	+1	+1	-1	25.9 MPa	k	-1	+1	+1	+1	18.8 MPa
d	+1	+1	+1	-1	22.6 MPa	l	+1	+1	+1	+1	15.8 MPa
e	-1	-1	-1	-1	31.4 MPa	m	-1	-1	-1	+1	30.6 MPa
f	+1	-1	-1	-1	31.7 MPa	n	+1	-1	-1	+1	31.4 MPa
g	-1	+1	-1	-1	36.2 MPa	o	-1	+1	-1	+1	27.1 MPa
h	+1	+1	-1	-1	25.2 MPa	p	+1	+1	-1	+1	18.8 MPa

Les simulations de la lettre a à h correspondent aux modèles éléments finis présentant un niveau osseux élevé et les simulations de la lettre i à p correspondent aux modèles éléments finis présentant un niveau osseux faible.

Tableau 10 : Valeurs moyennes du décile supérieures des contraintes de von Mises stress calculées en chaque paramètre.

Low bone height						High bone height					
Simulation	Material	Preparation	Resection	Bone	Von Mises stress	Simulation	Material	Preparation	Resection	Bone	Von Mises stress
M1	-1	-1	+1	-1	1.76 MPa	M9	-1	-1	+1	+1	1.40 MPa
M2	+1	-1	+1	-1	1.75 MPa	M10	+1	-1	+1	+1	1.39 MPa
M3	-1	+1	+1	-1	2.59 MPa	M11	-1	+1	+1	+1	1.88 MPa
M4	+1	+1	+1	-1	2.26 MPa	M12	+1	+1	+1	+1	1.58 MPa
M5	-1	-1	-1	-1	3.14 MPa	M13	-1	-1	-1	+1	3.06 MPa
M6	+1	-1	-1	-1	3.17 MPa	M14	+1	-1	-1	+1	3.14 MPa
M7	-1	+1	-1	-1	3.62 MPa	M15	-1	+1	-1	+1	2.71 MPa
M8	+1	+1	-1	-1	2.52 MPa	M16	+1	+1	-1	+1	1.88 MPa

Pour tous les modèles éléments finis, les contraintes les plus importantes étaient situées sur la paroi vestibulaire du tenon. Les modèles avec un haut niveau de facteur résection présentaient des contraintes radiculaire élevées au niveau apical. Les modèles combinant un haut niveau de résection et préparation présentaient des contraintes radiculaire élevées au niveau apical mais aussi sur la paroi vestibulaire de la racine (Figure 29).

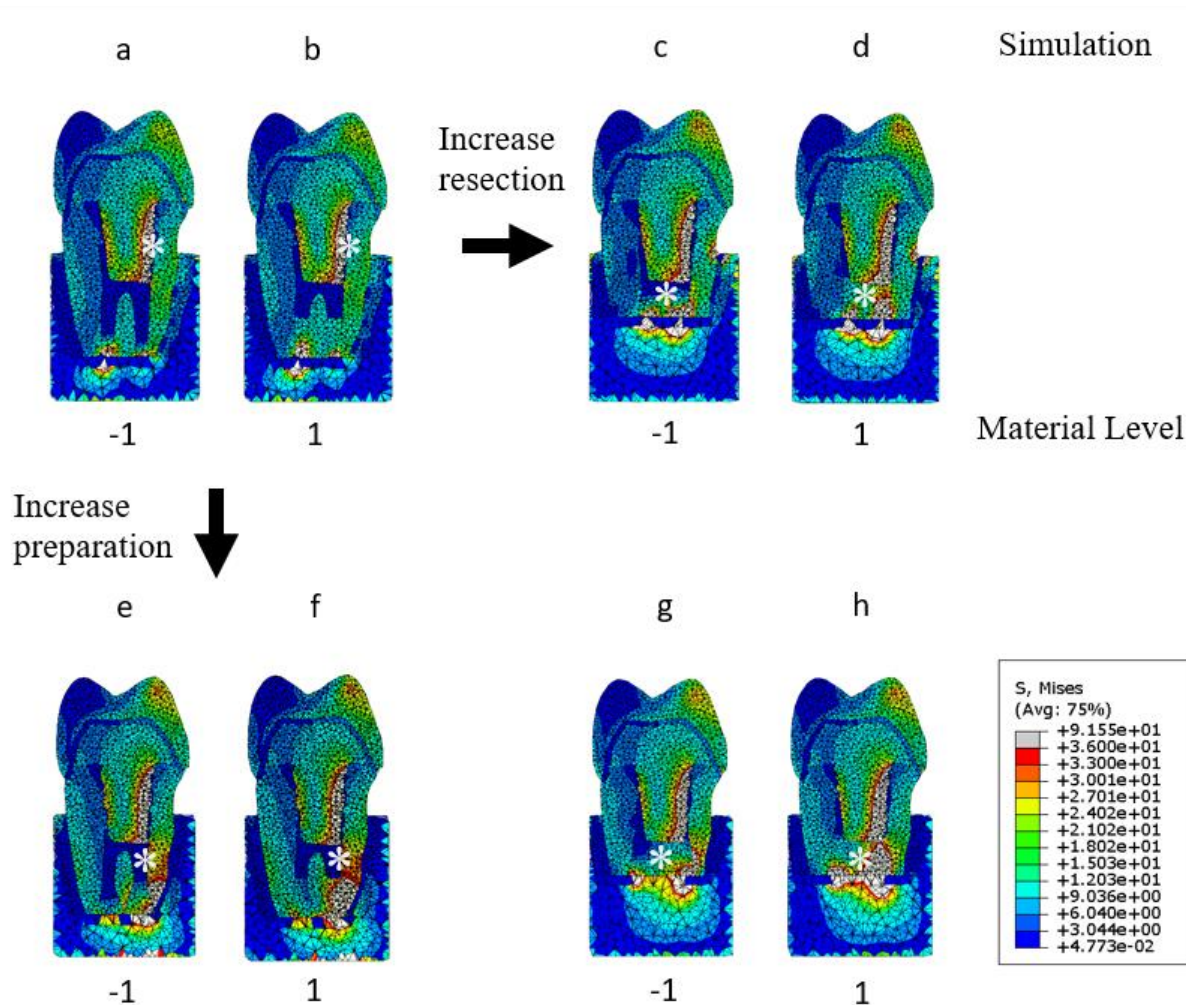


Figure 29 : Distribution de contraintes de von Mises root stresses représenté par des couleurs allant du bleu (valeurs faibles) au rouge (valeurs élevées). Les simulations a et b présentent un faible niveau de résection et préparation à rétro. Les simulations c et d présentent un faible niveau de préparation à rétro et un niveau élevé de résection. Les simulations e et f présentent un faible niveau de résection et un niveau élevé de préparation à rétro. Les simulations g et h présentent un faible niveau de préparation à rétro et un niveau élevé de résection. L'astérisque blanc présente la zone de contraintes élevées.

Un haut niveau de facteur os ou du module d'élasticité réduisait les contraintes radiculaire tandis qu'un haut niveau de préparation ou résection les augmente. Le coefficient associé à l'interaction préparation/résection était élevé et réduisait les contraintes radiculaire. Cela indique que le facteur résection a un faible effet sur la contrainte radiculaire pour un faible niveau de préparation. Cependant, le facteur résection a un effet important sur la contrainte radiculaire pour un niveau élevé du facteur préparation. Par ailleurs, selon l'équation, la valeur cumulée des contraintes des facteurs propres montre que 48% des contraintes radiculaire ne peut pas être modélisée sans prendre en compte les interactions

entre les facteurs et qu'au moins 10 des 16 coefficients sont nécessaires pour modéliser 95% des effets totaux (Figure 30). Les interactions d'ordre 1 permettent en outre de modéliser 95% des effets totaux (Tableau 11). Le modèle peut enfin être considéré comme valide dans la mesure où le $F_{\text{value}}=21.42$ était supérieur au $F_{\text{test}} = 1.7$ (80% intervalle de confiance).

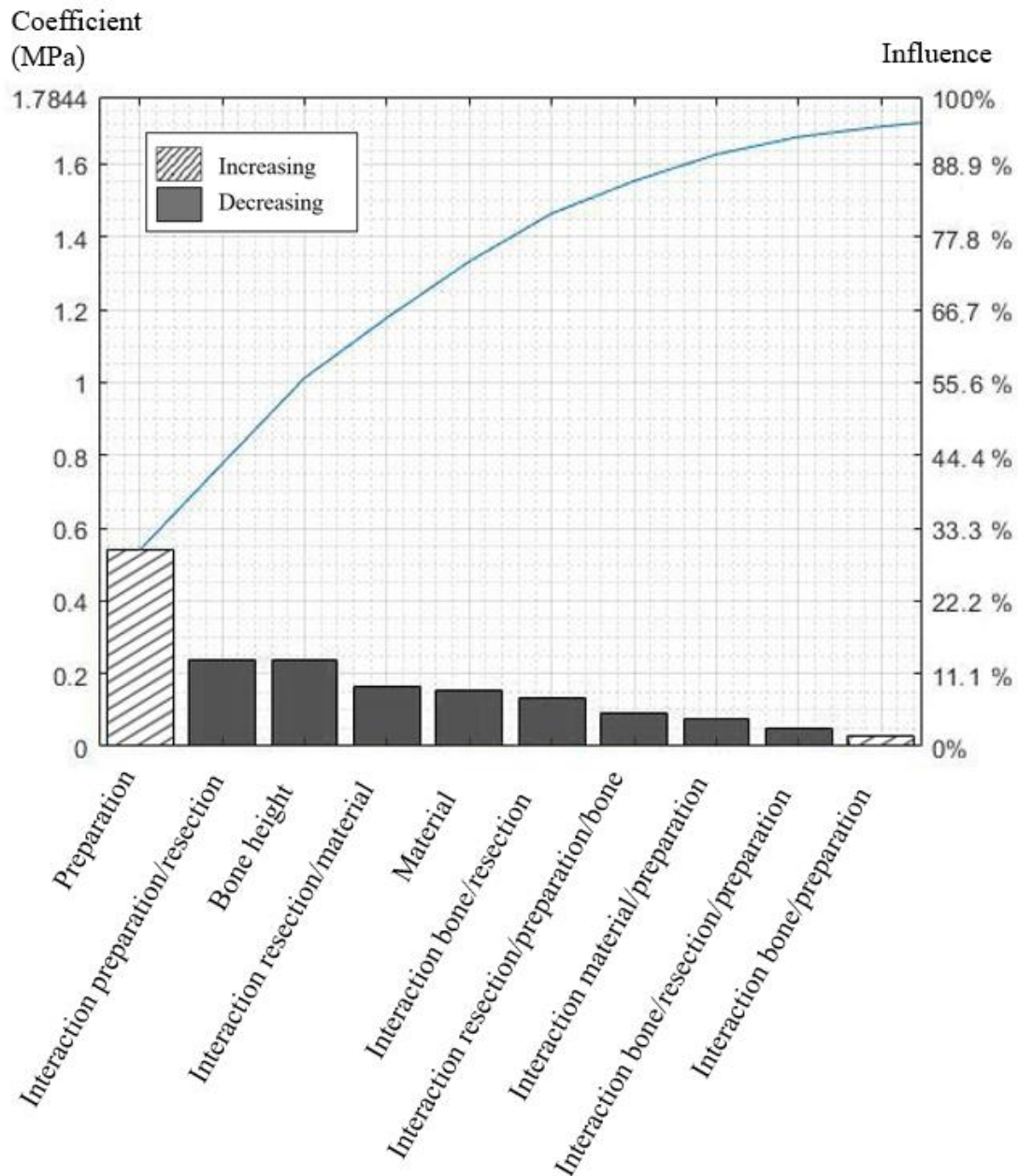


Figure 30 : Diagramme Pareto présentant les valeurs absolues des 10 coefficients les plus importants calculés pour l'équation. Chaque coefficient représente la variation entre valeur moyenne et le niveau +1 du paramètre.

Tableau 11 : ensemble des valeurs pour chaque coefficient de l'équation 17.

	Coefficient	Coefficient	Influence
		(MPa)	(%)
	Moyenne	2.365625	
Paramètre seul	Matériau	-0.235625	13.204904
	Preparation	0.539375	30.227671
	Resection	0.014375	0.805604
	Os	-0.154375	8.651489
	Interaction Matériau/preparation	0.028125	1.576182
Interactions entre les paramètres ordre 1	Interaction Matériau/resection	-0.131875	7.390543
	Interaction Matériau/os	0.021875	1.225919
	Interaction preparation/resection	-0.236875	13.274956
	Interaction preparation/os	-0.073125	4.098074
	Interaction resection/os	-0.165625	9.281961
Interactions entre les paramètres ordre 2	Interaction	-0.048125	2.697023
	Interaction	0.018125	1.015762
	Interaction Matériau/resection/os	0.015625	0.875657
	Interaction	-0.089375	5.008757
Interactions entre les paramètres ordre 3	Interaction	0.011875	0.665499
	Matériau/preparation/resection/os		

IV.1.3. Discussion et impact de cet outil sur la prise de décision

Le taux de succès de la chirurgie endodontique a fortement augmenté cette dernière décennie mais est encore limité par la résistance mécanique de la dent (2–4). L'équation définie ici indique que les facteurs les plus influents sont la préparation et la hauteur osseuse mais il est également important de prendre en compte les interactions entre les paramètres dans la prise de décision car ils expliqueraient la moitié des effets sur la contrainte radiculaire.

Ce travail confirme qu'une forte hauteur osseuse a un impact positif réduisant les contraintes radiculaires (224,228). Néanmoins dans les situations cliniques de faible hauteur osseuse, d'autres paramètres de décision tels que le matériau d'obturation à retro doivent être pris en compte pour préserver la dent. L'influence du matériau sur le taux de succès de la thérapeutique fait aujourd'hui encore débat dans la littérature (217,231–234). Cependant, il est à noter que les résultats des modèles éléments finis indiquent ici des contraintes radiculaires plus faibles avec des matériaux au module d'élasticité fort comme le MTA comparativement à ceux présentant un module d'élasticité faible comme les polymères renforcés à l'oxyde de zinc eugénole (IRM). Ceci pourrait s'expliquer par le fait que le MTA présente un module d'élasticité proche de la dentine et 10 fois supérieur à celui de l'IRM (235). Ce facteur matériau n'a pas encore été spécifiquement étudié dans le cas de faible hauteur osseuse où les contraintes radiculaires sont maximales. Néanmoins, il est à noter que les dents immatures obturées avec un ciment MTA présentaient *in vitro* une résistance à la fracture plus élevée que celles obturées à la gutta-percha (235–237). Étudier l'impact mécanique d'un matériau à module d'élasticité proche de la dentine comme le MTA semble donc nécessaire et ceci notamment dans les cas de faible hauteur osseuse.

L'approche présentée ici a également confirmé qu'un haut niveau de préparation réduisait les contraintes radiculaires dans le cadre d'une faible hauteur de résection (226,227). Cependant, ce n'était pas le cas pour une importante hauteur de résection où un haut niveau de préparation augmentait les contraintes radiculaires, indiquant la présence d'interactions. De manière similaire, ce travail a confirmé qu'une importante hauteur de résection augmentait les contraintes pour une faible préparation (224,225), mais ce n'était pas le cas pour une hauteur de préparation importante. Ces effets contraires peuvent s'expliquer par la présence d'interactions entre les facteurs résection et préparation. Dans le cas d'une préparation à retro importante, les parois dentaires sont fines et une résection plus importante permet de retrouver des parois dentaires plus épaisses, ce qui réduit les contraintes radiculaires (238). Il est à noter que l'approche par plan d'expérience a montré que la moitié des effets sur la contrainte ne sont pas pris en compte en ne considérant pas les interactions. Ceci soulève une question clinique essentielle car ces interactions existent bien en chirurgie endodontique et ne fonder son choix clinique que sur l'influence linéaire d'un ou deux facteurs pris séparément pourrait mener à des raccourcis cliniques (218,229). Le

plan d'expérience présenté ici consistait à simuler toutes les interactions possibles mais les valeurs des coefficients d'ordre 2 et 3 semblent négligeables. La simulation de la chirurgie endodontique pourrait ainsi être réalisée uniquement avec les coefficients des facteurs propres et ceux des interactions d'ordre 1, soit 10 coefficients. Une perspective de ce travail serait d'intégrer l'équation à un logiciel dédié au domaine de l'endodontie de manière à assister le praticien dans sa prise de décision comme cela a déjà été proposé dans d'autres domaines (239).

Les résultats doivent néanmoins être analysés avec précaution avant d'adapter son procédé de prise de décision en clinique, tout d'abord parce qu'ils dépendent fortement de chaque situation clinique dans la mesure où une seule dent n'a été modélisée ici et que des conclusions différentes pourraient être tirées à partir d'une anatomie radiculaire ou un soutien osseux différent. Ensuite, le plan d'expérience a été menée pour analyser une influence linéaire entre les facteurs, ce qui a été confirmée en validation interne avec de nouveaux modèles. Néanmoins, d'autres interactions quadratiques pourraient exister notamment en prenant en compte le contact comme cela a été rapporté dans le domaine de l'orthopédie (240). Le choix du critère d'analyse constitue également un point de discussion important. Le critère de von Mises a ici été considéré en supposant que la dentine pourrait se déformer de manière plastique avant de se rompre (241,242), mais d'autres critères d'échec comme la contrainte principale ont également été largement employés (20). Il est également à noter que la moyenne des valeurs 10% maximales de la contrainte de von Mises ont été considérées et que des variations de résultats existaient en considérant la moyenne de 5%, 20% ou encore 100% des valeurs. Le descellement progressif de la couronne ou encore d'autres forces occlusales auraient également pu modifier les résultats de cette étude. Plus de 20 paramètres spécifiques du patient ont été décrit en première partie et il apparaît donc nécessaire de progressivement les incorporer aux futurs modèles patient-spécifiques générés (20).

Le plan d'expérience a permis de définir une équation originale de l'influence de quatre facteurs mécaniques sur la chirurgie endodontique. **Les résultats suggèrent que la chirurgie endodontique constitue une problématique biomécanique multifactorielle et que la prise en compte de ces interactions est nécessaire pour évaluer le comportement mécanique de la prémolaire.**

IV.2. Processus décisionnel dans un cas d'instrument fracturé

IV.2.1. Problématique mécanique posée par la fracture instrumentale

La préparation ou mise en forme canalaire constitue une étape essentielle du traitement endodontique et repose sur l'utilisation d'instruments mis en rotation au sein du canal dans un objectif de nettoyage et d'optimisation du passage des irrigants (243). Ces instruments rotatifs sont soumis à des contraintes de flexion et torsion importantes pouvant amener à la fracture de ce dernier (244). Leur comportement a été étudié par différents procédés portant sur l'analyse des profils de fracture par microscopie électronique à balayage ou encore les propriétés matériaux par flexion trois points (245,246). Ces travaux ont abouti à la description de deux mécanismes de fracture en torsion ou en fatigue de l'instrument, plusieurs recommandations sur son usage et le développement de limes plus flexibles (246–248). Malgré ces évolutions, la fracture instrumentale reste une complication courante du traitement endodontique (0.25 à 7.41%) avec une grande majorité des fractures survenant dans le tiers apical de la racine (249,250)(Figure 31).

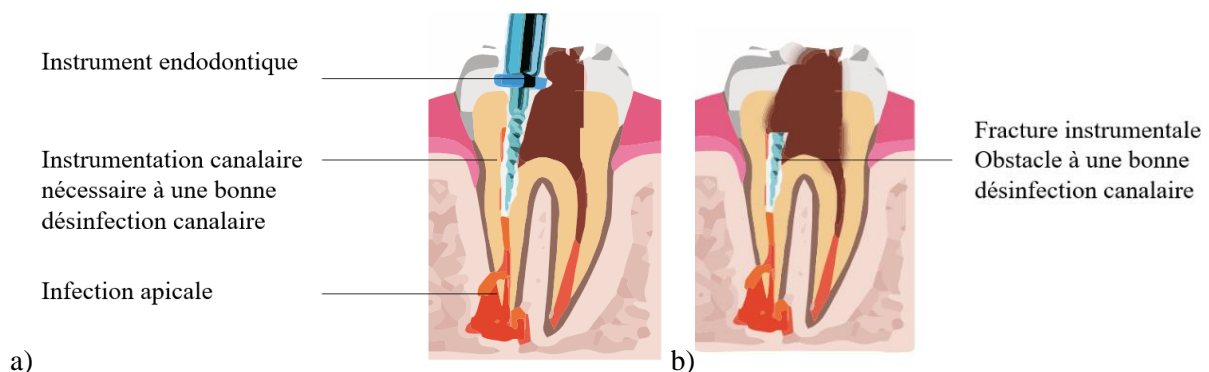


Figure 31 : Complication au cours du traitement endodontique avec a) utilisation d'un instrument endodontique déjà fortement usé b) fracture de l'instrument au tiers coronaire représentant un obstacle au bon nettoyage du canal dentaire.

Le pronostic d'une dent présentant un instrument fracturé peut être compromis et différentes stratégies de retrait ont donc été proposées pour mener à bien le traitement endodontique (246,251). Un retrait de l'instrument par voie non chirurgicale est classiquement réalisé à l'aide d'inserts ultrasonores afin de libérer la portion de l'instrument vissée dans la dentine, mais cette procédure peut engendrer une fragilisation importante des parois dentaires voir une perforation (252,253). Une approche chirurgicale

a également été proposée pour négocier l'instrument par voie rétrograde mais cela impose de réaliser une résection et donc de réduire le rapport couronne / racine (222,224). Ainsi les deux stratégies modifient fortement le risque de fracture radiculaire mais aucun outil n'existe actuellement pour quantifier l'impact mécanique. Ce facteur mécanique est alors pris en compte selon le ressenti du praticien, son expérience et ses habitudes.

Cette partie du travail de recherche avait donc pour objectif de présenter une méthodologie numérique d'aide à la décision dans un contexte de fracture instrumentale survenue sur une prémolaire.

IV.2.2. Développement numérique d'outils d'aide à la décision

IV.2.2.1. Présentation du cas clinique

Une patiente de 26 ans a été adressée au sein du département d'endodontie des Hospices Civils de Lyon à la suite d'une fracture instrumentale survenue au sein de la seconde prémolaire maxillaire gauche. Une portion de 8 mm a été fracturée au cours du traitement endodontique initial. Le patient n'a pas rapporté de douleur depuis cet évènement. L'examen clinique a montré la présence de 4 parois dentaires et un pansement provisoire récent sur la face occlusale de la dent. La dent répondait négativement au test de sensibilité au froid, au test de palpation apicale et au test de percussion et présentait une mobilité physiologique. Aucun sondage parodontal n'était présent. La radiographie rétroalvéolaire a confirmé la position transfixiante de l'instrument en forte proximité avec le sinus, l'absence de radioclarité apicale et d'épaississement de la muqueuse sinusienne. Le maxillaire du patient a été scanné avant toute intervention afin d'évaluer la position de l'instrument au moyen d'un examen CBCT (Planmeca ProMax 3D, Helsinki, Finland) avec les paramètres suivants 120 kV, 100 mAs et des voxels de 0.75 mm. Les données ont été enregistrées au format DICOM. Aucun consensus n'a permis de définir une approche thérapeutique préférentielle au sein de l'équipe du service. Une approche numérique combinant le Virtual Treatment Planning (VTP) et l'analyse éléments finis (AEF) a été menée pour visualiser le traitement planifié et prédire l'impact mécanique des stratégies de retrait (Figure 32).

Mise en place d'une analyse patient-spécifique

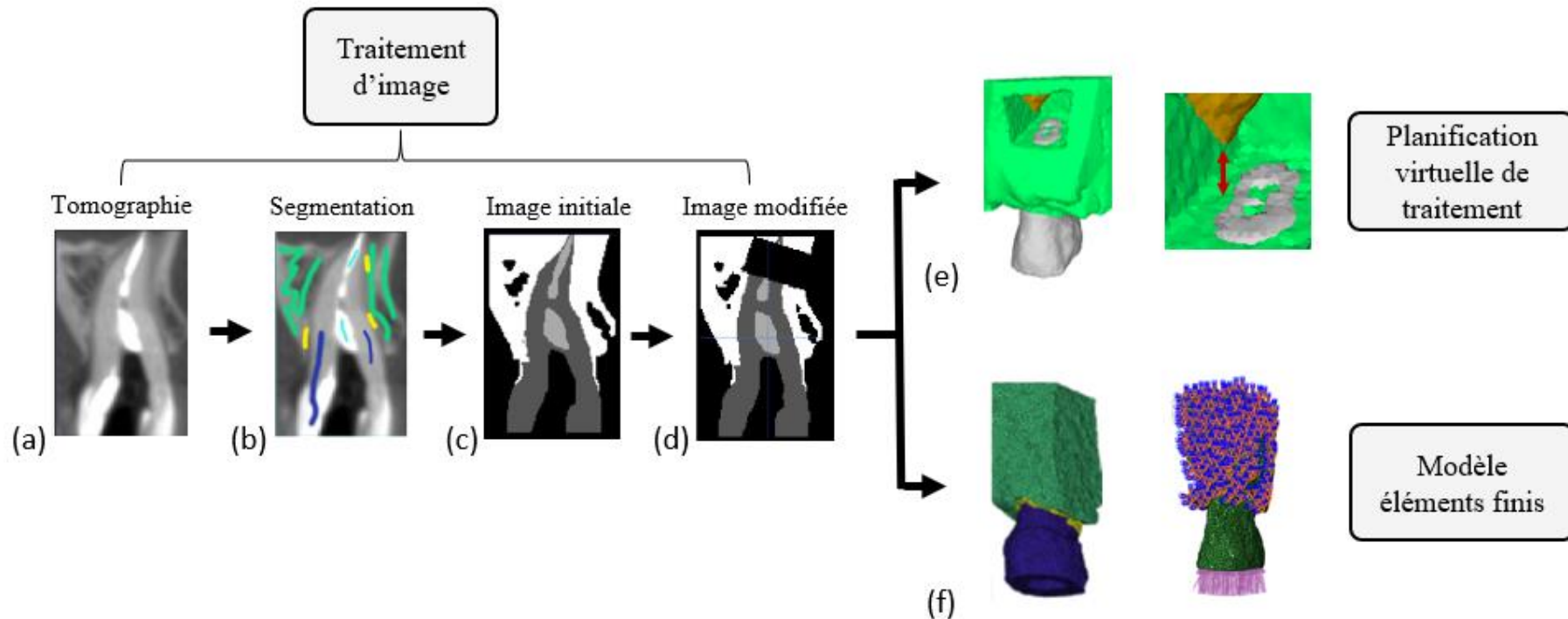


Figure 32 : Analyse numérique patient spécifique détaillé par étapes pour le traitement virtuel et l'analyse éléments finis avec a) vue axiale de l'examen tridimensionnel CBCT b) attribution des germes pour la segmentation des différentes structures anatomiques c) segmentation basé sur un algorithme de minimisation d'une fonction coût d) transformation de l'image pour simuler un acte de résection apicale de 3 mm e) planification virtuelle du traitement f) maillage et définition des conditions limites en vue d'une analyse éléments finis.

IV.2.2.2. *Planification virtuelle du traitement*

Les différentes structures anatomiques ont été segmentées selon un procédé préalablement établi (134). La segmentation semi-automatique est basée sur l'attribution de germes au sein de l'image et d'un algorithme de croissance à partir d'une fonction de coût. Quatre germes ont été déposés selon les structures "air", "dent", "os" et "matériau intracanalair" pour produire une image 3D. Ce type d'approche a trouvé de nombreuses applications médicales mais la segmentation pouvant être perfectible sur certaines zones à la jonction os/dent, les images segmentées ont été exportées en format STL puis nettoyées à l'aide du logiciel Mexhmixer (Autodesk, San Rafael, USA - CA). L'image 3D initiale a ensuite été modifiée pour simuler différentes stratégies thérapeutiques.

Cinq situations cliniques ont été considérées : la situation clinique initiale du patient, deux situations de retrait de l'instrument par voie chirurgicale avec un élargissement canalaire faible ou important, et deux situations de retrait par voie chirurgicale avec une résection de 3 ou 6 mm.

Un insert ultrasonore (ET25 ; Satelec, Bordeaux, France) a été modélisé par un cône cylindrique de diamètre de pointe de 0.5 mm et de conicité de 4% à l'aide du logiciel Meshmixer et enregistré au format STL (Autodesk, San Rafael, USA - CA). Ce fichier a ensuite été superposé à l'image 3D initiale pour simuler l'action de l'élargissement canalaire nécessaire à la libération et au retrait de l'instrument. La résection a été simulée par une suppression de la portion apicale de la dent de 3 ou 6 mm (Figure 33a).

Les différentes stratégies virtuelles ont été analysées sur l'image 3D modifiée et maillée. Cette dernière offrait la possibilité à l'opérateur d'ajouter ou de supprimer les masques de l'os, de l'insert ou de l'instrument pour planifier sa procédure. Pour les stratégies non chirurgicales, le choix d'un élargissement important était associé à une perforation latérale de la racine sur 4 mm. L'image virtuelle permettait aussi de simuler au praticien la vue clinique. Pour les stratégies non chirurgicales, la vision de l'instrument et de la perforation n'était pas simple. Pour les stratégies chirurgicales, le praticien pouvait visualiser à l'avance les structures anatomiques reconstruites de la racine et du sinus et ainsi adapter son geste (Figure 33b).

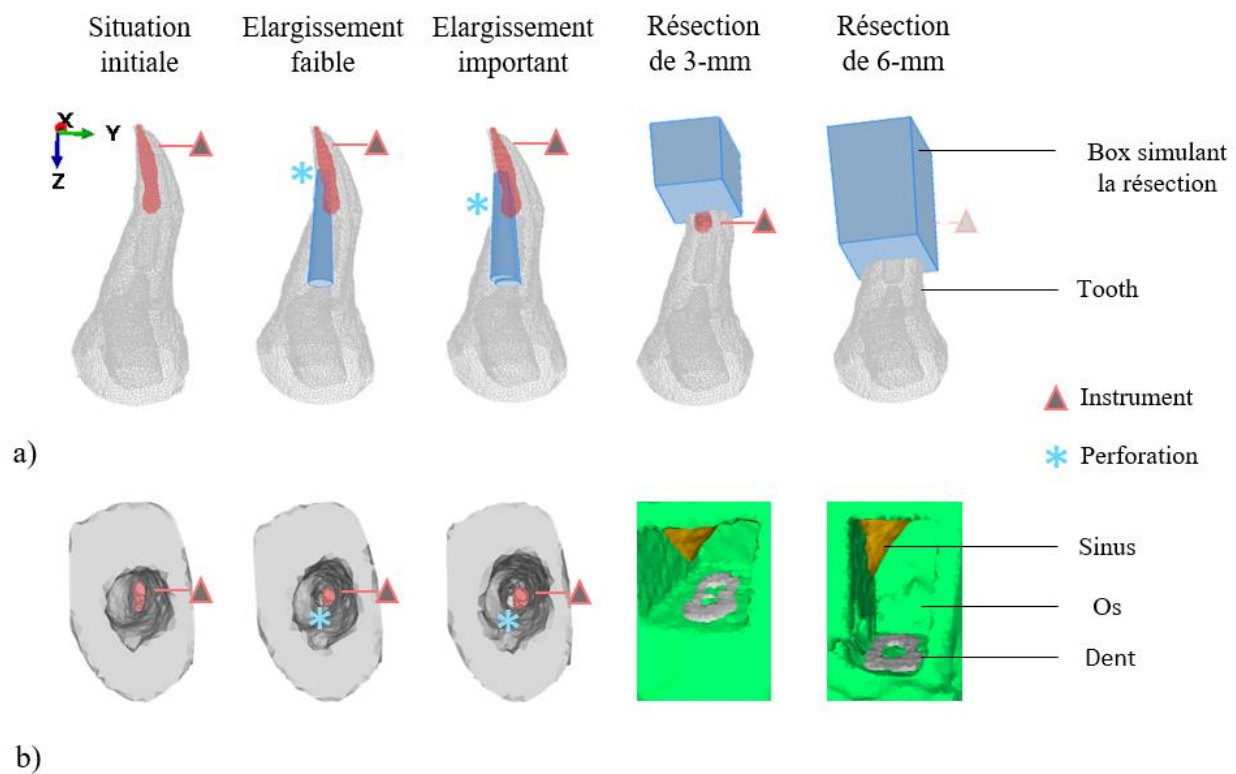


Figure 33 : Reconstructions 3D de la situation générées pour chaque situation permettant de déplacer l'objet dans l'espace pour visualiser les différentes structures anatomiques a) superposition des différents volumes segmentés pour simuler les gestes thérapeutiques de vibration de l'instrument avec l'insert et de résection b) vues cliniques simulées pour reproduire la position de soins en réel : la perforation est peu visible sur la vue clinique pour une stratégie de retrait par voie non chirurgicale. La position du sinus peut être évalué de manière plus immersive que sur le CBCT pour la stratégie de retrait par voie chirurgicale.

IV.2.2.3. Modèle élément finis et analyse mécanique

Les modèles maillés ont été importés au sein du logiciel de calcul éléments finis Abaqus (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France). Le ligament a été simulé d'une épaisseur continue de 250 μm (108). Les propriétés des différentes structures anatomiques ont été attribuées en fonction de la littérature (108,254,255). Les structures ont été supposées homogènes et les matériaux considérés élastiques linéaires (256). Les surfaces occlusales n'ont pas été modélisées du fait de la présence d'artefacts importants au niveau de la partie coronaire de l'examen CBCT. Une force axiale de 150N a été distribuée sur la surface haute de la racine et les nœuds des surfaces latérales de l'os ont été contraintes pour prévenir tout déplacement Une analyse statique explicite a été menée pour calculer les déformations et contraintes principales ainsi que le critère de von Mises. Le comportement mécanique associé à chaque thérapeutique a été évalué en analysant la distribution des contraintes et le critère de Von Mises (112).

La qualité de chaque modèle a été évalué par un test de convergence et en analysant l'estimateur d'erreur de Zhu-Zienkiewicz (180) (Tableau 12).

Tableau 12 : Paramètres de maillage et indicateur d'erreur de Zhu-Zienkiewicz pour chaque modèle considéré.

Modèle	Nombre d'éléments	Nombre de noeuds	Indicateur d'erreur de Zhu-Zienkiewicz	Déformations coronaires
Situation initiale	202636	29742	9.1 %	$2.4 \cdot 10^{-4}$
Elargissement faible	202462	29637	9.2 %	$2.4 \cdot 10^{-4}$
Elargissement important	202027	29614	9.3 %	$2.4 \cdot 10^{-4}$
Résection de 3 mm	201714	29855	8.9 %	$2.4 \cdot 10^{-4}$
Résection de 6 mm	207250	31126	9.2 %	$3.2 \cdot 10^{-4}$

IV.2.3. Résultats

Les modèles associés à l'approche chirurgicale présentaient un critère de Von Mises plus faible que les modèles associés à l'approche non chirurgicale et à la situation clinique initiale. Le modèle associé à la résection de 3 mm présentait la plus faible valeur et le modèle associé à un élargissement canalaire important présentait la valeur la plus élevée (Tableau 13).

Tableau 13 : Analyse mécanique personnalisée pour chaque stratégie de retrait.

	Analyse de l'image 3D	Zone des fortes contraintes	Contrainte de von Mises maximale
Situation initiale	No	Autour de l'instrument	444.7 MPa
Stratégie de retrait			
Elargissement faible	Perforation apicale	Autour de la perforation	367.3 MPa
Elargissement important	Perforation latérale	Autour de la perforation	546.4 MPa

Réséction de 3 mm	Diminution du rapport	Surface réséquée	109.9 MPa
Réséction de 6 mm	Diminution du rapport	Surface réséquée	138.6 MPa

Des contraintes importantes étaient présentes autour de l'instrument sur le modèle associé à la situation clinique initiale ; des contraintes importantes étaient présentes autour de la perforation pour les modèles associés à l'approche non-chirurgicale (Figure 34). Des résultats similaires étaient observés pour l'analyse des contraintes principales. L'indicateur d'erreur de Zhu Zienkiewicz apparaît acceptable.

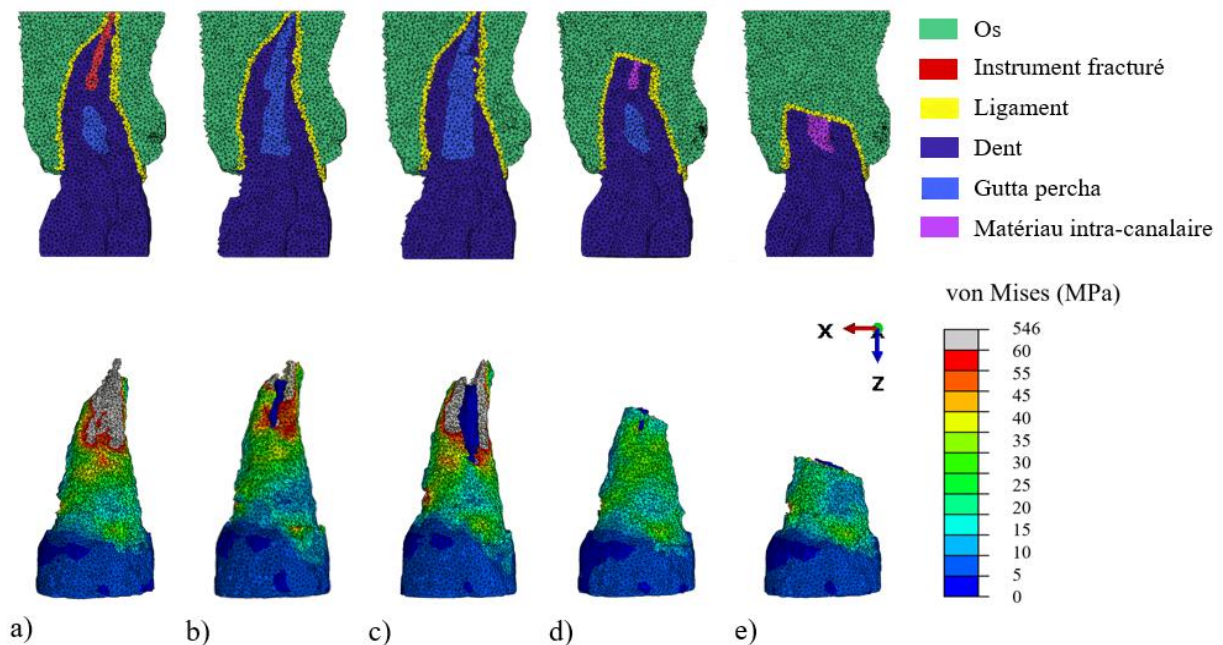


Figure 34 : Coupes pour chaque maillage et vue vestibulaires des modèles avec la distribution de contraintes de von Mises représenté ; pour chaque situation a) modèle initial b) modèle élargissement canalaire faible c) modèle élargissement important d) modèle réséction de 3 mm e) modèle réséction 6 mm.

IV.2.4. Discussion

L'examen CBCT a complètement modifié la façon d'appréhender une situation clinique en endodontie que ce soit pour déterminer le diagnostic ou planifier un traitement (257). Ainsi, les endodontistes

changeaient de diagnostic dans 55% des situations et de plan de traitement dans 49% des situations après avoir eu accès à la lecture d'un examen CBCT comparativement à une seule image rétro-alvéolaire (257). Néanmoins, l'image CBCT ne permet la visualisation que d'une série de plans de coupe, plan de coupe qui n'est jamais visible en clinique où le praticien se retrouve face à des volumes. Cette différence entre image CBCT et vision clinique de la situation rend difficilement transposable les éléments planifiés sur l'image dans la situation clinique réelle et nécessite une longue courbe d'apprentissage (25).

L'approche VTP offre la possibilité de naviguer dans l'espace par rapport à un volume reconstruit, s'orienter pour reproduire la vue clinique, et masquer certains éléments anatomiques.

Dans le cas présent, cela permettait notamment d'évaluer la position de l'instrument par voie non-chirurgicale, ainsi que le risque important de perforation. Cet outil permettait d'exclure à priori l'approche non-chirurgicale. De manière similaire, le risque de perforation du sinus pouvait être évalué avec le même outil. L'utilisation de guides endodontiques a également été décrit pour réduire le risque de perforation (257) mais cela n'a pas été réalisé dans le cas présent pour éviter tout risque de projeter l'instrument au niveau du sinus au moment de la résection à travers le guide.

Les résultats issus de la simulation éléments finis étaient ici en faveur d'une approche par voie chirurgicale comparativement à l'approche non-chirurgicale. Cette conclusion était aussi supportée par une précédente étude narrative recommandant un abord chirurgical en présence d'une fracture dans le tiers apical (246) mais cette position ne faisait pas consensus et une première tentative de retrait par voie non-chirurgicale était aussi recommandée indépendamment de la position de l'instrument à retirer (252).

Face à ces positions divergentes, la simulation éléments finis offre la possibilité de guider la décision en considérant la biomécanique spécifique du patient, à partir de son anatomie radiculaire et osseuse. Ce travail permet ainsi d'adapter son geste thérapeutique au patient, et ouvre potentiellement la voie au développement d'outils spécifiques au patient.

IV.3. Bilan et perspectives en endodontie

Après avoir présenté ces outils, il peut être conclu que :

- les plans d'expériences permettent de hiérarchiser l'influence de différents facteurs spécifiques de l'anatomie du patient ou la procédure du praticien,
- les reconstructions 3D constituées peuvent servir à une planification virtuelle du traitement facilitant l'évaluation du futur geste clinique et l'anticipation des risques per-opératoires,
- les modèles éléments finis patient-spécifiques constituent une solution innovante pour comparer de manière quantifiée des stratégies thérapeutiques.

Une perspective serait d'associer ces outils aux stratégies d'endodontie guidée pour reproduire la stratégie optimale planifiée virtuellement en bouche. La pertinence de ces approches numériques devra néanmoins être réévaluée sur un nombre de situations cliniques plus important que décrit ci-avant.

V. Optimisation du design prothétique à l'aide de modèles patient-spécifiques

Au cours de sa vie, la structure de la dent peut être très fortement altérée, et nécessiter une réhabilitation par une structure prothétique réalisée au laboratoire. Les méthodes de réalisation de ces prothèses ont fortement évolué ces dernières années avec l'avènement de la conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO). Récemment, ces technologies ont également permis d'envisager des formes de réalisation complexes avec une précision et une reproductibilité difficile à garantir par une fabrication traditionnelle (258,259). Ce nouveau champ du possible fait naître la question du design prothétique optimal adapté à chaque patient. La partie suivante décrira deux applications de l'analyse mécanique en prothèse fixée et prothèse amovible et la solution la plus adaptée à chaque domaine.

Sommaire

V.1 Optimisation du design d'une endocouronne	102
V.1.1 Problème mécanique posé par l'endocouronne	102
V.1.2.1 Modèle éléments finis	103
V.1.2.2 Création des surfaces de réponse	104
V.1.2 Choix optimaux pour la forme d'une endocouronne	104
V.1.3 Discussion et intérêt pour l'optimisation topologique	107
V.2 Optimisation de la forme de crochets I-bar	110
V.2.1 Problème mécanique posé par les crochets en prothèse amovible	110
V.2.1.1 Modèle analytique	112
V.2.1.2 Validation expérimentale	115
V.2.1.3 Modèle éléments finis	117
V.2.2 Choix optimaux pour la forme de crochets	117
V.2.2.1 Modèle analytique	117
V.2.2.2 Comparaison au modèle éléments finis	119
V.2.2.3 Validation expérimentale	120
V.2.3 Discussion	121
V.3 Bilan et perspectives en prothèse	123

V.1. Optimisation du design d'une endocouronne

V.1.1. Problème mécanique posé par l'endocouronne

Au cours de sa vie, la structure de la dent peut être altérée par de multiples traumatismes et processus carieux. En fonction des pertes tissulaires occasionnées et des impératifs biomécaniques, différentes techniques de reconstitution seront possibles pour rétablir les fonctions de la dent. Le choix de la thérapeutique sera notamment guidé par la quantité de tissu et le nombre de parois résiduelles (49,53,260–265). En cas de perte tissulaires supérieures à deux parois, l'endocouronne constitue actuellement une technique de réhabilitation de choix des molaires délabrées (48,49,266). Le taux de survie prothétique est néanmoins relativement faible dans le cadre des prémolaires en comparaison aux couronnes périphériques sur une étude rétrospective sur 12 ans confirmée par une méta-analyse en 2016 et une revue systématique 2020 (48,49,266). Une nouvelle méta-analyse de 2020 n'a en revanche pas rapporté de différence significative entre indication de couronne périphérique et endocouronne pour la reconstruction des prémolaires (267). Selon ces travaux, cette différence pourrait être due à des causes mécaniques (49,266) telles que la profondeur du box d'ancrage ou encore sa largeur (268–270) (48,49,266). Chaque élément a déjà été fortement analysé par la méthode des éléments finis et tests expérimentaux (271–278). Ces analyses ont conduit à reconsidérer la largeur de préparation du box d'ancrage ou encore à optimiser la forme de préparation (279). Néanmoins, chaque situation clinique demande de prendre une décision en ce qui concerne la profondeur et la largeur du box interne. L'impact mécanique autour de ces deux paramètres reste mal connu, ce qui complique la tâche du clinicien au moment de préparer la dent à recevoir le dispositif médical. La méthode des surfaces de réponse constitue une approche statistique efficace pour optimiser une structure et interpréter visuellement l'influence d'un ou plusieurs paramètres (280).

L'objectif de ce travail était donc d'évaluer l'influence de la largeur et de la profondeur du box interne en vue d'optimiser mécaniquement la forme de l'endocouronne.

V.1.2. Génération de surface de réponses à partir de modèles éléments

finis

V.1.2.1. *Modèle éléments finis*

Une prémolaire et une molaire humaine intactes, extraites pour causes orthodontiques ont été scannées en utilisant un CBCT (Planmeca ProMax 3D, Helsinki, Finland) selon les paramètres 120 kV, 100 mAs, avec des voxels de 0.75 mm. Les différentes structures anatomiques ont été segmentées selon un procédé semi-automatique préalablement établi (134). L'image 3D segmentée a ensuite été modifiée pour simuler une endocouronne présentant différents choix de préparation dentaire. L'os alvéolaire et un ligament dentaire d'une épaisseur de 0,2mm ont été simulés tout autour de la racine (20). L'image 3D a ensuite été maillée avec des tétraèdres quadratiques et en respectant un test de convergence. Tous les matériaux dentaires ont été supposés homogènes, isotropes et élastiques linéaires à l'exception du ligament dentaire qui a été simulé hyper élastiques. Les propriétés matériaux ont été définies à partir de l'analyse de la littérature (Tableau 14) (20).

Tableau 14 : Propriétés matériaux pour la partie « Génération de surface de réponses à partir de modèles éléments finis » (20).

Matériau	Model
Dentine	Elastique linéaire E= 18600 MPa $\nu=0.31$
Email	Elastique linéaire E= 84000 MPa $\nu=0.31$
Ligament	Hyper-élastique Ogden ordre1 $\mu = 0,12$ MPa $\alpha = 20,9$ MPa D = 10
Os alvéolaire	Elastique linéaire E= 1300 MPa $\nu=0.3$
Os cortical	Elastique linéaire E= 13000 MPa $\nu=0.3$
Disilicate de lithium	Elastique linéaire E= 90000 MPa $\nu=0.33$
Gutta-Percha	Elastique linéaire E= 69 MPa $\nu=0.45$
Résine de collage	Elastique linéaire E= 8000 MPa $\nu=0.3$

Une parfaite liaison a été supposée entre tous les éléments et une force oblique de 300N a été appliquée sur la cuspide vestibulaire de la couronne pour simuler des forces de mastication. Les nœuds des parois

latérales de l'os cortical ont été contraintes en encastrement pour prévenir tout déplacement. L'analyse éléments finis a été conduit sur le logiciel Abaqus version 6.14 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France) pour calculer le critère de Von Mises de la dentine et de la résine de collage entre la dent et l'endocouronne (Figure 35).

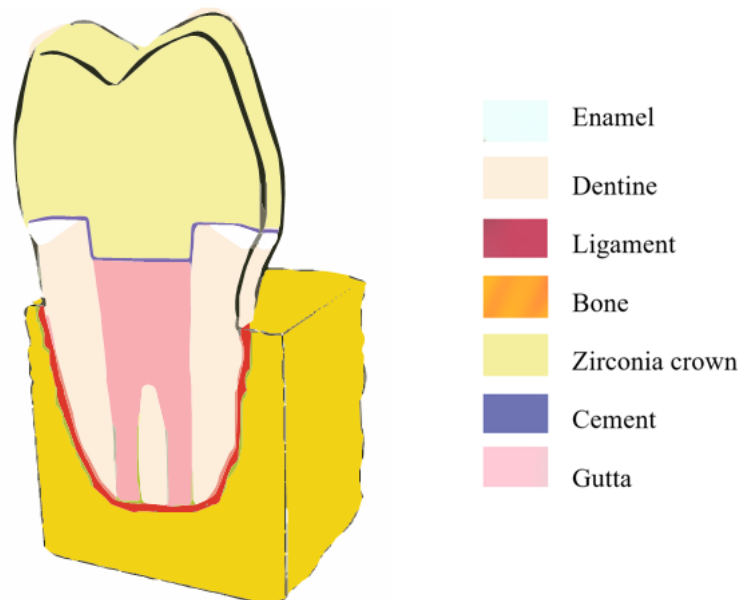


Figure 35 : Schéma représentatif du modèle employé pour simuler une endocouronne.

V.1.2.2. Création des surfaces de réponse

64 modèles éléments finis ont été générés pour analyser l'influence de la profondeur d'ancrage et de la largeur de la préparation sur la contrainte au niveau de la dentine et de la résine de collage à l'aide d'une surface de réponse. La largeur de préparation pour le box interne de l'endocouronne allait de 1,5 à 4,5 mm et la profondeur de préparation de 3 à 9 mm (276,281).

V.1.3. Choix optimaux pour la forme d'une endocouronne

La distribution de contraintes dentinaires variait peu entre les formes de préparation avec des valeurs importantes en zone cervicale. La distribution de contraintes au niveau de l'endocouronne et du ciment variait fortement avec des contraintes très élevées au niveau de l'angle cavo-superficiel dans le cadre d'une préparation large (Figure 36).

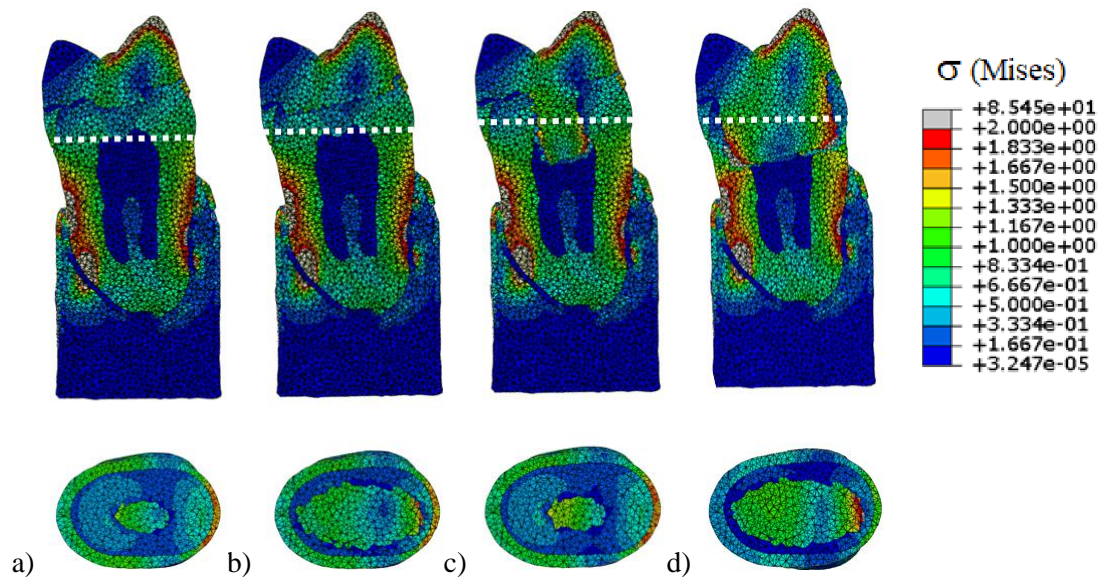
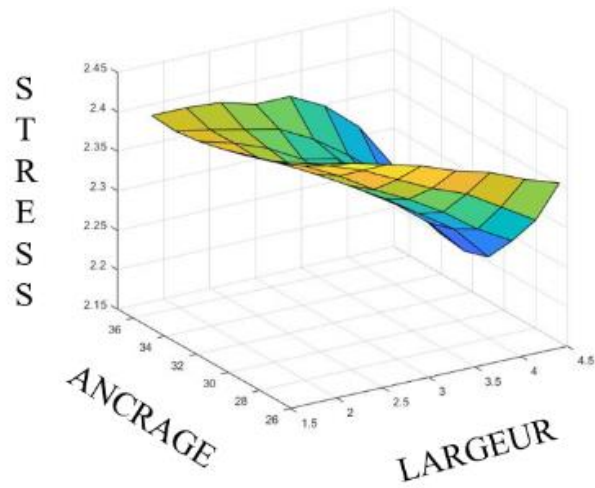
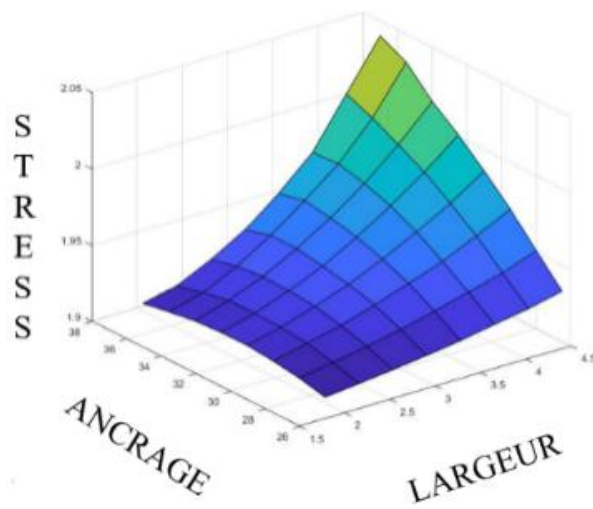


Figure 36 : Distributions de contraintes pour les modèles éléments finis de la prémolaire en coupes sagittale et transversale pour : a) une faible largeur de préparation et faible profondeur d'ancrage, b) une largeur de préparation élevée et faible profondeur d'ancrage, c) une faible largeur de préparation et profondeur d'ancrage importante et d) une largeur de préparation élevée et profondeur d'ancrage importante.

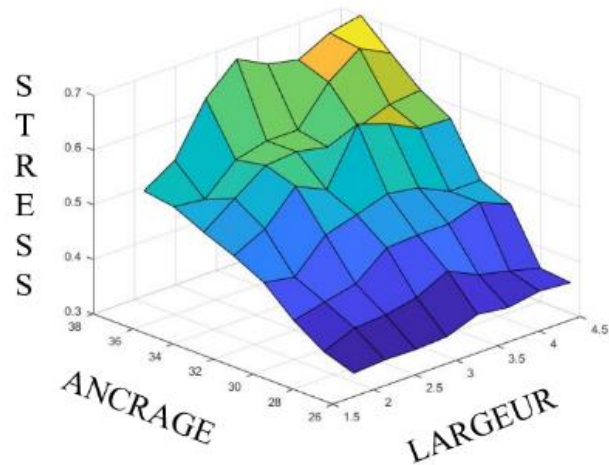
La contrainte au niveau de l'endocouronne variait peu en fonction de la largeur ou la profondeur du box pris seul mais plus fortement lorsque les deux éléments étaient combinés, amenant une réduction de contraintes de 10%. La contrainte au niveau de la dentine variait peu selon la largeur ou l'ancrage, mais plus fortement lorsque les deux éléments étaient combinés, amenant une hausse de contraintes de 8%. La contrainte au niveau de la résine de collage variait peu en fonction de la largeur mais très fortement en fonction de l'ancrage amenant une hausse de contraintes de 130% (Figure 37).



a)



b)



c)

Figure 37 : Surfaces de réponse montrant l'évolution de la contrainte de von Mises pour : a) l'endocouronne, b) la dentine et c) la résine de collage de la prémolaire.

V.1.4. Discussion et intérêt pour l'optimisation topologique

Ce travail proposait d'évaluer l'impact mécanique de la préparation pour endocouronne en utilisant des surfaces de réponse. La méthodologie présentée pourrait servir d'aide à la décision pour les praticiens en optimisant mécaniquement la thérapeutique à chaque situation clinique.

Différentes causes peuvent expliquer un échec de la thérapeutique de réhabilitation par une endocouronne, soit réversible comme une fracture de la céramique ou un décollage de la couronne, ou irréversible comme la fracture de la racine dentaire. La fracture de la céramique peut être expliquée par la présence de contraintes élevées au niveau de la cuspside vestibulaire, ce qui a été associé *in vitro* et en clinique a des risques dits de «délaminage (« shipping »)» (48,49,266). De manière similaire des contraintes importantes peuvent être détectées au niveau du joint de collage entre la couronne et au niveau de la racine dentaire. Cependant, la rupture adhésive entre la couronne et son support constitue l'une des causes d'échec thérapeutique les plus fréquentes (48,49,266). En effet, les contraintes au niveau de la dent seraient 30% inférieures pour une dent réhabilitée par endocouronne comparativement à une couronne conventionnelle. Cependant, les contraintes au sein de la résine de collage seraient à l'inverse augmentées de près 80% et on pourrait suspecter qu'un échec de décollement se produise avant une fracture de la dent (Figure 38)(276,282).

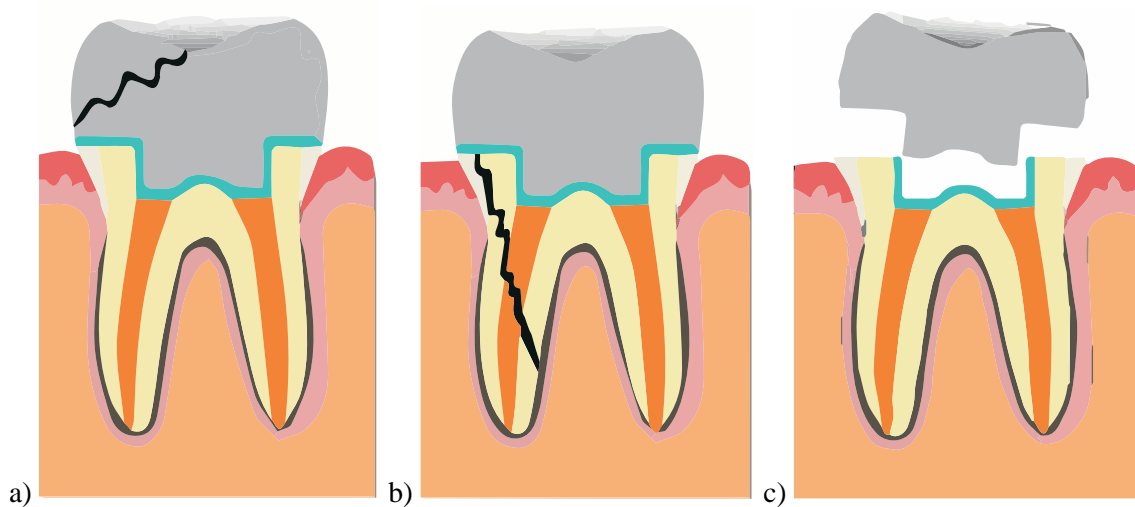


Figure 38 : Principales causes d'échec d'une endocouronne rapportées cliniquement : a) fracture de la céramique (délaminage) b) fracture de la dent c) décollage de l'endocouronne (49).

Le rôle de la résine de collage est d'assurer une bonne liaison entre les surfaces dentaires amélares ou dentinaires et les surfaces prothétiques en disilicate de lithium. Cet élément se situe à une zone de jonction entre des matériaux aux propriétés mécaniques très différentes allant de moins de 1 GPa au niveau de la gutta-percha à 18 GPa pour la dentine et à plus de 90 GPa pour le disilicate de lithium (20). Cette colle joue donc un rôle d'amortisseur (283) au même titre que la jonction amélo-dentinaire qui a montré des capacités à éviter la transmission des fêlures de l'émail à la dentine (284). Cette observation a été confirmée par plusieurs autres études sur prémolaires et molaires rapportant des contraintes plus élevées pour des surfaces et interfaces de résine de collage augmentées (285). Dans notre situation, ce constat peut notamment s'expliquer ici par la localisation plus basse de la colle à la jonction entre deux zones fortement contraintes : la zone cervicale avec le sertissage osseux et l'angle cavosuperficielle de l'endocouronne. Ces contraintes plus élevées au sein de la résine de collage ne semblent pas corrélées *in vitro* à des décollements plus fréquents pour un ancrage et box plus importants car dans le même temps la surface de collage est augmentée (Figure 39)(48,49,266).

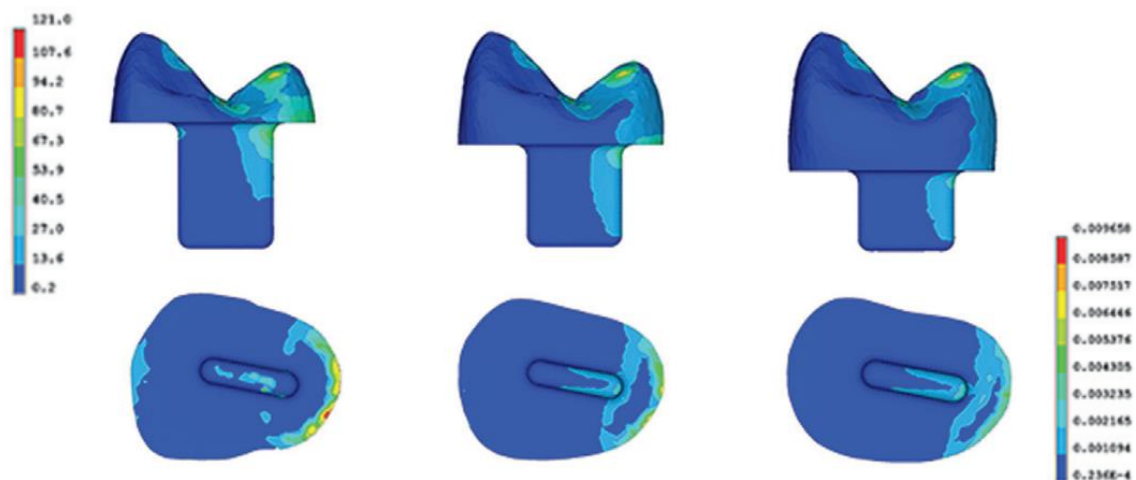


Figure 39 : Contraintes de von Mises présentées respectivement en haut pour l'endocouronne et en bas pour la résine de collage, les contraintes sont plus importantes pour la première situation à gauche présentant un ancrage de 4,5mm que les deux autres situations présentant un box interne de 3,5 et 2,5mm de profondeur mais dans le même temps la surface de collage est augmentée (285) Notabene : l'échelle de couleur n'est pas facilement lisible sur l'article mais les contraintes varient de 0 à 172MPa au sein de l'endocouronne et de 0 à 0.0097MPa au sein de la résine de collage

Dans le cadre d'un box profond et large, ces contraintes élevées vont cependant induire à terme une déformation plus importante du joint de colle, qui ne pourra plus assurer ce rôle d'amortisseur,

provoquant une transmission des contraintes plus importantes à la dentine sous-jacente (286). Ainsi, les prémolaires présentant un ancrage de 5 mm de profondeur rapportaient *in vitro* une résistance à la fracture plus élevée que les dents présentant un ancrage de 2,5 mm mais dans le même temps, le profil de fracture était plus fréquemment défavorable, et impliquant l'avulsion de la dent (281,287). Il est à noter que cet effet néfaste de la profondeur d'ancrage était controversé sur les molaires en tests statique et en fatigue (268–270). **Cette distinction de comportement mécanique pourrait expliquer en partie la différence d'indication de la thérapeutique entre prémolaire et molaire.**

La zone de collage n'a pas été simulée dans toutes les études sur le sujet (278) et de manière contradictoire une étude a même rapporté une absence d'intérêt à simuler une zone de colle de 50 et 150 μm (165). Le choix de la résine de collage et son influence clinique constituent un sujet très débattu et encore peu compris, de futurs travaux devront donc analyser la meilleure stratégie pour simuler le joint de collage et traduire son comportement (288–290).

Différentes limites peuvent ainsi être opposées à la méthodologie mise en place. L'analyse a été portée tout d'abord uniquement au niveau des contraintes sur la dentine, le ciment et la couronne, avec l'hypothèse que ces éléments expliquaient les principales causes d'échec. Le travail s'est ensuite appuyé sur le développement de 64 modèles ce qui semblait constituer ici le nombre suffisant pour décrire les tendances associées à chaque paramètre mais ce nombre reste à redéfinir pour chaque situation clinique. Le critère de von Mises constitue par ailleurs un élément de référence pour des matériaux tel que le métal où la composante déviatorique est très influente mais son utilisation dans le cadre d'une résine de collage est plus discutable (291). L'utilisation de critères comme celui de Puck est ainsi décrite pour l'analyse de renforts fibrés (292), mais dans le même temps cette utilisation repose sur une connaissance fine du matériau, ce qui n'est pas encore le cas en odontologie.

Des lois élastiques linéaires ont été ici employées pour décrire le comportement de la résine de collage car ce type de loi faisait référence dans l'ensemble des études validées expérimentalement sur le domaine (20). Cependant, sous forte contrainte et selon le degré de polymérisation, les résines composites ne semblent pas se déformer de manière totalement élastique (293). A notre connaissance,

aucune étude n'a comparé les résultats simulés et expérimentaux sur dent restaurée, ce qui serait utile pour valider les simulations sur ce matériau. En outre, un choix fort sur le design du box interne a été réalisé en ne prenant pas en considération l'impact d'un possible sertissage périphérique, couramment nommé « ferrule effect » car ce type de thérapeutique est classiquement réalisé sans sertissage périphérique (48) et que cet élément pourrait induire une perte d'émail déjà en quantité limitée au niveau de la prémolaire (48,49,281). Néanmoins, les tests expérimentaux sur molaires présentant un sertissage périphérique ont rapporté des limites de résistance à la fracture significativement plus élevées (271,294). Cet effet bénéfique a également été vu dans le cadre des dents antérieures avec des résistances à la fracture plus élevées pour les endocouronnes (272). Pour les deux types de dent, des profils de fracture plus fréquemment défavorables étaient néanmoins observées avec l'ajout du sertissage périphérique (271,272,294). Il semblerait ainsi pertinent d'évaluer l'impact de ce paramètre dans le cadre d'endocouronnes collées sur prémolaire.

En conclusion, l'impact de paramètres thérapeutiques sur le comportement mécanique de la dent est difficilement quantifiable par le praticien. Les surfaces de réponse constituent un outil visuel facile à interpréter et ouvre ainsi de nouvelles perspectives dans la planification numérique du traitement prothétique.

V.2. Optimisation de la forme de crochets I-bar

V.2.1. Problème mécanique posé par les crochets en prothèse amovible

En cas de perte tissulaires trop importantes, la dent doit être extraite. Différentes thérapeutiques peuvent encore être indiquées pour réhabiliter la fonction masticatoire, phonatoire, et esthétique des secteurs édentés mais la prothèse amovible est rapportée dans 58% des situations cliniques de réhabilitation orale en 2011 (295). Cette thérapeutique est souvent choisie pour raison économique mais également associée au plus fort taux d'insatisfaction (295), principalement par perte de l'effet rétentif par déformation plastique ou fracture du crochet (Figure 40) (296–299). La mécanique du crochet a fortement été étudiée par le passé, mais les évolutions technologiques récentes portées par l'impression 3D (300,301) ouvrent la voie à de nouvelles application en terme de forme de crochet et performance mécanique

(302–304). La fusion sélective laser constitue en effet un procédé de fabrication du crochet avec un degré de précision sur la forme du crochet difficilement atteignable en fabrication traditionnelle où ce dernier est façonné à la main par des prothésistes chevronnés (305–308). Une récente étude a en outre rapporté que les prothèses amovibles conçues par CAD-CAM offraient des performances mécaniques supérieures et une meilleure satisfaction du patient comparativement aux méthodes traditionnelles [11,13]. Les outils numériques ont ainsi été récemment proposées pour améliorer la forme du crochet au regard d'analyses mécaniques (309–312). Néanmoins, le manque de modèles de crochets disponibles empêche une diffusion large de cette technologie et leur intégration courante dans les logiciels métier de CAD-CAM. Ce type d'approche a été rapporté dans la simulation du comportement de crochets circonférentiels mais de nouveaux types de crochet doivent maintenant être modélisés pour répondre aux différentes indications cliniques (313).

Le crochet I-bar constitue un des crochets les plus courants dans le domaine dentaire et consiste en deux portions perpendiculaires (309,314,315) (Figure 40). Ce crochet a été principalement indiqué pour le secteur antérieur dans la mesure où il requiert un faible contact dentaire et présente un abord plus esthétique que le crochet circonférentiel (315). Néanmoins, sa conception est jugée hautement technique du fait du positionnement de l'angulation perpendiculaire qui doit permettre une action rétentive du crochet uniquement sous la ligne de plus grand contour de la dent (309,313,314,316,317).

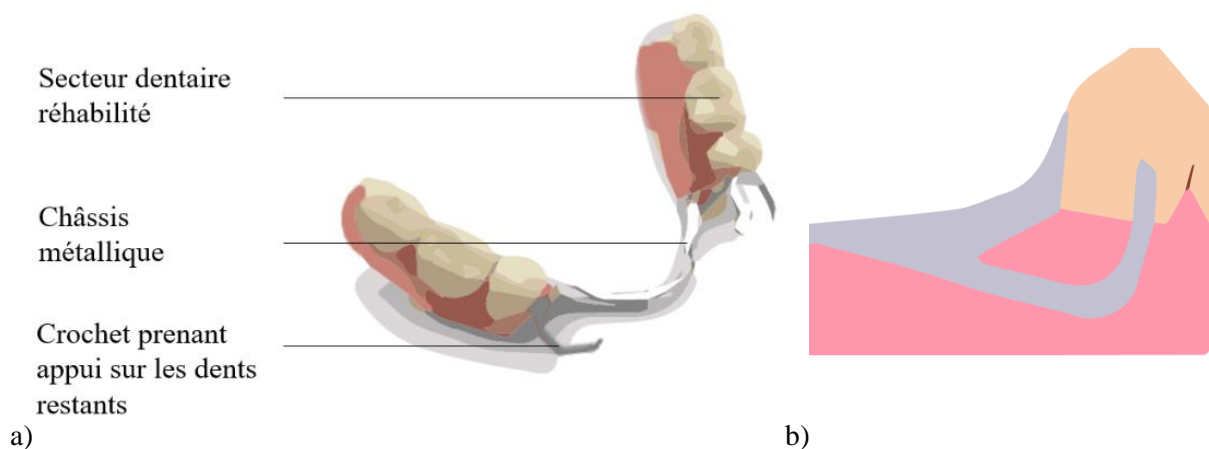


Figure 40 : Schémas descriptifs d'une prothèse amovible avec a) les principaux éléments constitutifs et b) la forme du crochet I-bar prenant appui sur une prémolaire.

Après avoir présenté différents modèles issus de tomographie patient spécifique, la partie suivante présentera les intérêts d'un modèle analytique pour décrire le comportement mécanique du crochet I-bar. Ce modèle analytique plus simple d'utilisation qu'un modèle élément finis sera validé par comparaison aux données mesurées expérimentalement.

V.2.2. Développement et validation de modèles analytiques

V.2.2.1. Modèle analytique du crochet

Le fonctionnement du crochet peut être simulé par deux poutres de section semi-circulaire et de longueurs L_1 et L_2 . Le crochet est connecté à la plaque base au point C et une force appliquée au point B entraîne le dégagement du crochet de la dent (Figure 41). Une prothèse amovible comprend fréquemment plusieurs crochets mais un seul crochet a ici été modélisé. La force a été supposée être appliquée uniquement au niveau de la partie la plus extrême du crochet (309). Une force de rétention comprise entre 8 et 10 N a été rapportée et considérée pour permettre un déplacement de 0.25 mm ci-après nommé déflexion du crochet (318,319). En considérant l'équilibre des forces, la force responsable du dégagement du crochet P peut être exprimé en fonction de la force de friction $F = \mu N$ et de la normale N en supposant une action en un point unique (313) :

$$P = N \cos \theta + F \sin \theta \quad \text{Équation 12}$$

Où la surface de la dent est supposée faire un angle θ avec l'axe x (Figure 41). Le paramètre θ est influencé par la convexité de la dent.

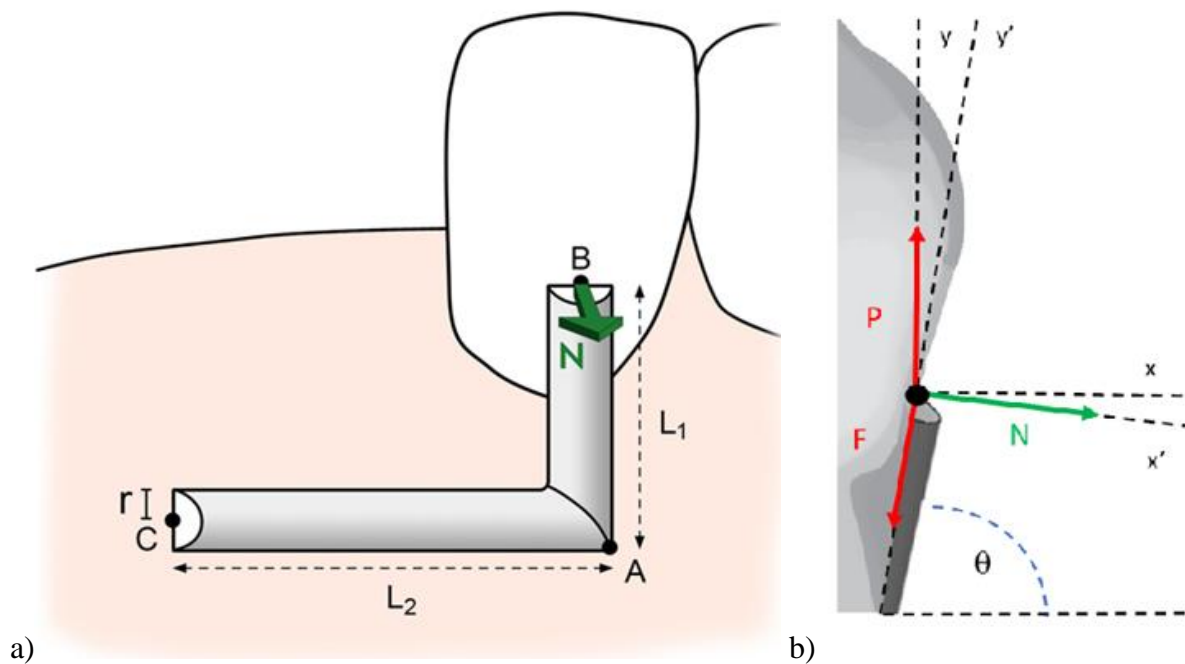


Figure 41 : Schémas des crochets avec a) vue vestibulaire présentant la zone d'application de la force relativement à la position de la dent b) coupe décomposant les différentes forces d'action nécessaires au désengagement du crochet.

Des déformations élastiques seulement sont supposées. Sous cette hypothèse, l'énergie interne de déformation élastique est exprimée en fonction du moment M engendré par la force N et du torque T :

$$U = \int_0^{L_1} \frac{M^2}{2EI} dx + \int_0^{L_2} \frac{T^2}{2GJ} dx + \int_0^{L_2} \frac{M^2}{2EI} dx \quad \text{Équation 13}$$

où I correspond au moment d'inertie et J au moment polaire d'inertie.

Le déplacement δ du crochet au point B peut être obtenu en dérivant l'expression précédente par application du théorème de Castigliano :

$$\delta = \frac{\partial U}{\partial N} = \frac{NL_1^3}{3EI} + \frac{NL_1^2 L_2}{GJ} + \frac{NL_2^3}{3EI} \quad \text{Équation 14}$$

Le critère de Tresca pour le Co-Cr a été proposée en tant que critère de plasticité par Warr selon l'expression :

$$\sigma_{max} = 2\sqrt{\tau^2 + 0.25 \times \sigma^2} \quad \text{Équation 15}$$

où correspond $\tau = \frac{Tc}{J}$ à la contrainte de cisaillement maximale et $\sigma = \frac{My}{I}$ la contrainte de flexion, y étant la coordonnée au point du crochet.

Dans le cadre d'une section semi-circulaire, les hypothèses géométriques suivantes peuvent être réalisées (320):

$$\begin{aligned} c &\cong \sqrt{r^2 + \left(\frac{4r}{3\pi}\right)^2} \\ y &= r - \frac{4r}{3\pi} \\ I &= 0.1098 r^4 \\ J &= \left(0.1098 + \frac{\pi}{8}\right) r^4 \end{aligned} \quad \text{Équation 16}$$

Ceci amène l'équation suivante pour la contrainte :

$$\sigma_{max} = \frac{2N}{r^4} \sqrt{\left(\frac{L_1 \sqrt{r^2 + \left(\frac{4r}{3\pi}\right)^2}}{\left(0.1098 + \frac{\pi}{8}\right)}\right)^2 + 0.25 \times \left(\frac{L_2 \left(r - \frac{4r}{3\pi}\right)}{0.1098}\right)^2} \quad \text{Équation 17}$$

Le design du crochet a été calculé par la résolution des équations. Le paramètre du module d'élasticité est considéré comme fixe ici, étant défini par les propriétés matériau du Co-Cr adapté à la fusion laser soit 200 GPa (305). L'angle θ est également considéré comme fixe étant défini par la forme de la dent et variait selon les dents entre 78 et 83°. La force de rétention a été supposée connue, étant définie par les données expérimentales préalables et le coefficient de friction a été défini selon les valeurs entre Co-Cr et l'émail retrouvées au sein de la littérature soit 0.454 sur une surface dentaire humide (310). La contrainte a été calculée selon une variation de L_1 et L_2 comprise entre 3 et 12 mm selon la littérature [17].

En accord avec de précédentes études, la contrainte calculée par le modèle analytique a été catégorisée selon différentes valeur critiques définies pour le Co-Cr adapté à la fusion laser :

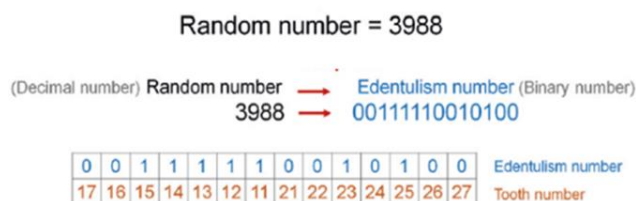
- Sûre : < 400 MPa, la valeur de sécurité sous la limite en fatigue du matériau. Ceci suppose que le matériau peut subir un nombre infini de cycle sans dommage

- Critique : ≥ 400 and < 500 MPa, la contrainte est au-dessus de la limite en fatigue mais en dessous de la limite élastique. Cela suppose que le matériau ne va pas subir de déformation plastique mais qu'une fracture en fatigue peut se produire
- ≥ 500 and ≤ 900 MPa, la contrainte se situe au-dessus des limites en fatigue et élastique mais en dessous de la limite en rupture, cela signifie qu'une déformation plastique peut se produire entraînant potentiellement une perte de rétention de l'appareil
- > 900 MPa, cela signifie que la contrainte maximale dépasse la limite de rupture du matériau et qu'une fracture peut se produire

V.2.2.2. Validation expérimentale

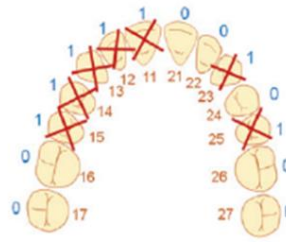
Les forces de retrait d'appareil amovibles, possédant différentes combinaisons de crochets, ont été mesurées à l'aide d'une machine universelle et d'un capteur de force. Les différents crochets avaient été réalisés par CAD-CAM pour venir sur des incisives, canines, prémolaires ou molaires selon une combinaison pré-établie et avaient été conçus par fusion laser. La composition du crochet était de Co à 63%, Cr à 29%, Mo à 5.5%, Mn à 0.9%, Si à 0.8%, et Fe à 0.8%. Chaque combinaison de crochets associait une dent avec une dent controlatérale pour permettre un procédé de désinsertion symétrique. La machine de test universelle appliquait une force constante à vitesse de déplacement de 5mm/s pour le retrait de l'appareil amovible et le capteur de force enregistrait la force rétentive de manière simultanée. Les mesures ont été répétées six fois pour chaque combinaison. La force rétentive associée à chaque crochet a été définie par résolution d'une équation selon un procédé préalablement décrit (Figure 42)(316).

Etape 1 : Définir la combinaison de crochets



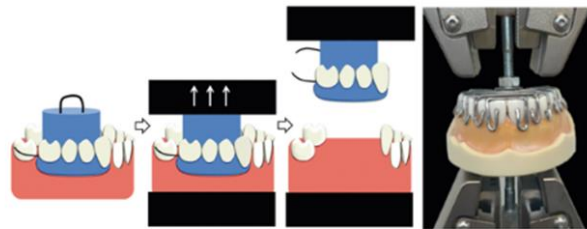
a)

Etape 2 : Concevoir le modèle et appareil adaptés



b)

Etape 3 : Réaliser les tests de rétention



c)

Etape 4 : Calculer l'influence de chaque crochet

$$\text{RPD retention force} = \sum \text{clasp retention force} - \sum \text{dislodging force on replaced tooth}$$

d)

Figure 42 : Méthodes expérimentales mises en place pour définir les forces de rétention relatives à chaque crochet en fonction de la dent concernée : a) combinaison de crochets choisis aléatoirement b) conception du modèle et de la prothèse amovible associée avec le choix aléatoire de crochets c) test de rétention sur la prothèse amovible et répétition pour l'ensemble des combinaisons tirées aléatoirement d) déduction de la force de rétention associée à chaque crochet (316)

Les forces rétensives définies ont ensuite été substituées au sein de l'équation pour optimiser le design du crochet. Les différentes données nécessaires au modèle analytique et mesurées expérimentalement sont présentées ci-dessous (Tableau 15). Chaque modèle et appareil amovible a été scanné avec un scanner de laboratoire (Dental Wings Inc., Montréal, QC, Canada).

Tableau 15 : Valeur expérimentales employées pour évaluer la validité des données simulées.

	Incisive centrale sup	Canine sup	Incisive latérale inf	Canine inf	1 ^{ère} prémolaire sup	2 ^{nde} prémolaire sup	1 ^{ère} molaire sup	1 ^{ère} prémolaire inf	2 ^{nde} prémolaire inf	1 ^{ère} molaire inf
Retention	4.0	4.3	4.9	4.8	5.3	5.2	5	5.1	4.7	4.6
Radius	0.74	0.71	0.64	0.71	0.71	0.71	0.78	0.69	0.74	0.78
L ₁	5.7	4.6	3.8	4.7	4.1	4.3	4.3	4.0	4.5	4.4
L ₂	2.8	4.4	3.2	4.3	3.3	3.4	6.2	3.2	3.5	5.6
Undercut	0.1	0.1	0.1	0.11	0.1	0.15	0.25	0.15	0.14	0.11

V.2.2.3. *Modèle éléments finis*

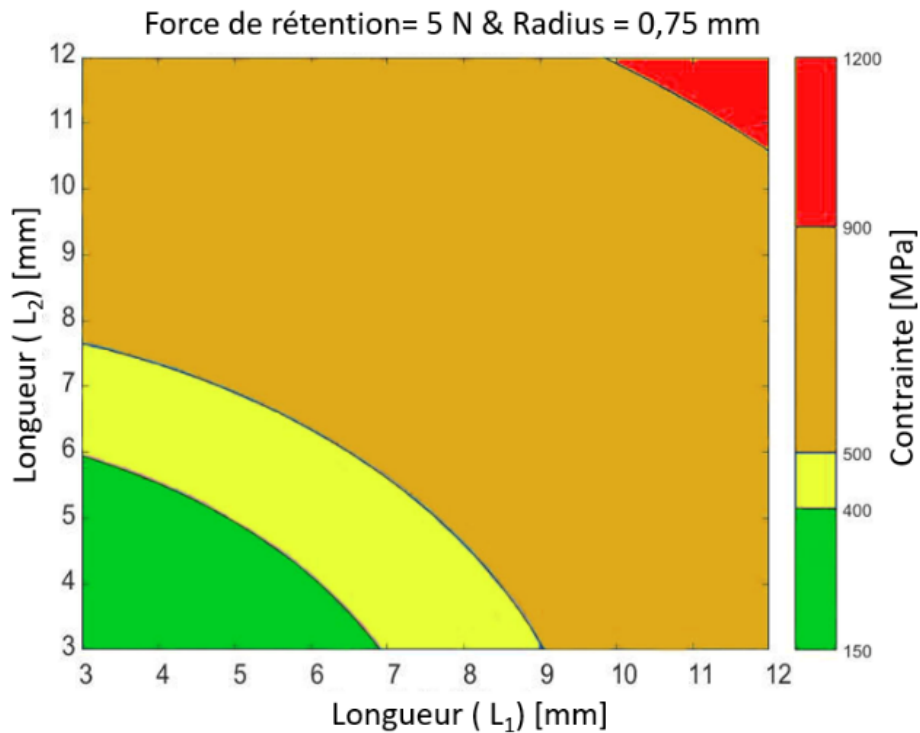
La contrainte et la déformation le long du crochet ont été calculées et analysées à l'aide du logiciel Abaqus. Différents modèles présentant des longueurs de L₁ et L₂ adaptés aux dimensions de l'incisive, la canine, la prémolaire et la molaire ont été créés avec un rayon constant de 0.7 mm. Le matériau a été supposé homogène et linéaire élastique. Les bords du crochet au point C ont été supposés encastres pour éviter tout déplacement et une force de 5N a été appliquée à la pointe du crochet perpendiculairement au crochet (point B). Le modèle a été maillé avec 200.000 hexaèdres quadratiques. Une analyse statique explicite a été menée pour calculer les déformations, contraintes principales et le critère de Tresca.

V.2.3.Choix optimaux pour la forme de crochets

V.2.3.1. *Modèle analytique*

Le modèle analytique a montré d'étroites relations entre les longueurs du crochet, son rayon et la contrainte principale engendrée par sa désinsertion. Des longueurs de L₁ et L₂ inférieures à 6 mm étaient indiquées pour la conception du crochet car ne dépassant la valeur de contrainte de fatigue de 400 MPa pour le matériau Co-Cr adapté à la fusion laser. Le modèle montrait également qu'un rayon de 0.7 mm était adapté pour ces situations. Pour des longueurs plus importantes, la contrainte se situait dans une zone critique indiquant que le crochet pouvait subir une rupture en fatigue. Pour des valeurs L₁ de

supérieures à 7 mm et L_2 supérieures à 8 mm, des déformations permanentes pouvaient également se produire engendrant une perte de rétention de la prothèse. Pour des longueurs supérieures à 8, 9 mm enfin, la contrainte subie dépassait la limite de résistance du matériau (Figure 43). Néanmoins, le rayon du crochet pouvait être augmenté pour ces valeurs de manière à réduire la contrainte subie. Ainsi, une augmentation de 4 mm de la longueur de L_2 nécessitait d'augmenter le rayon de à 1 mm pour maintenir le même niveau de contrainte et éviter une perte de rétention de la prothèse (Figure 43). Cette augmentation du rayon se traduisait néanmoins par un accroissement du volume de 104%. Ceci indique que la conception du crochet doit débiter par le choix des longueurs L_1 et L_2 , puis se suivre par une hausse du rayon si nécessaire pour limiter le volume du crochet jugé inesthétique voir inconfortable.



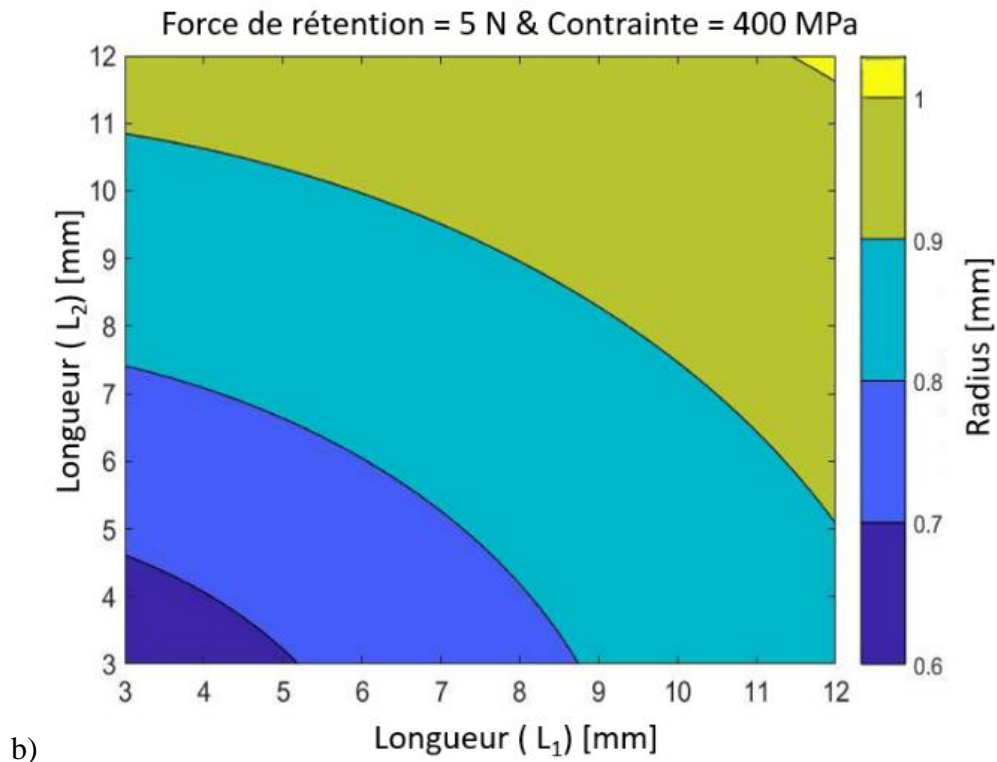


Figure 43 : Diagrammes pour les crochets I-bar présentant la relation entre la longueur du crochet, son rayon et la contrainte calculée selon l'équation avec a) contrainte selon des variations de L_1 et L_2 avec la rayon fixe b) variation du rayon en fonction de L_1 et L_2 avec la contrainte fixée à 400 MPa.

V.2.3.2. Comparaison au modèle éléments finis

Le modèle éléments finis présentait une contrainte maximale au niveau du point B, qui correspondait à la zone de connexion du crochet avec la plaque base. La contrainte diminuait graduellement pour atteindre une valeur nulle à la pointe du crochet. Un déplacement maximal de 0,238 mm était calculé au niveau de la pointe du crochet, ce qui était proche de la valeur analytique (i.e. 0.25 mm), et signifie que le matériau ne se déformait pas de manière plastique (Figure 44). Ces résultats étaient cohérents avec ceux issus du modèle analytique mais étaient issus d'un logiciel de calcul rarement disponible dans un laboratoire de prothèse.

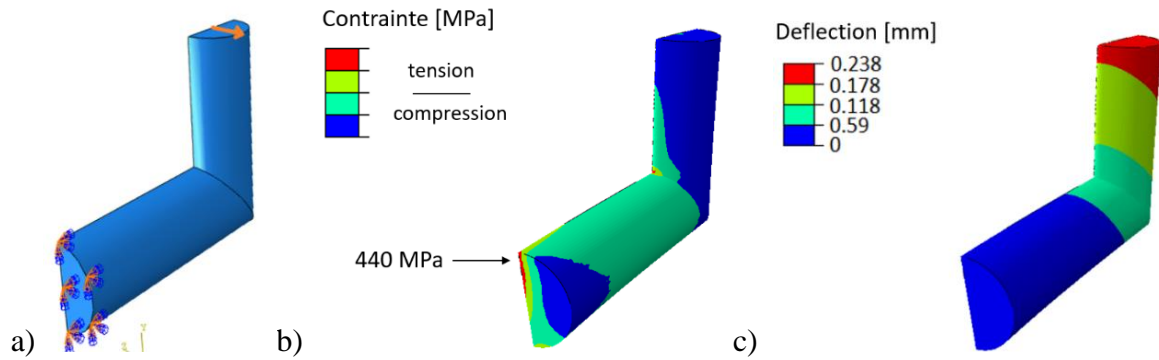


Figure 44 : Analyse éléments finis pour un crochet i-bar sur molaire présentant a) application de la force sur la pointe du crochet et conditions limites d'encastrement b) contraintes en tension c) déflexion.

V.2.3.3. Validation expérimentale

La validité du modèle analytique a été évaluée en comparant les forces simulées et les forces expérimentales à partir de l'équation. Les valeurs calculées et mesurées ont été rentrées au sein du tableau. Les résultats suggèrent une forte corrélation entre les prédictions du modèle et les données expérimentales avec une erreur moyenne de 0,16 et un coefficient de détermination de 0,95 (Figure 45).

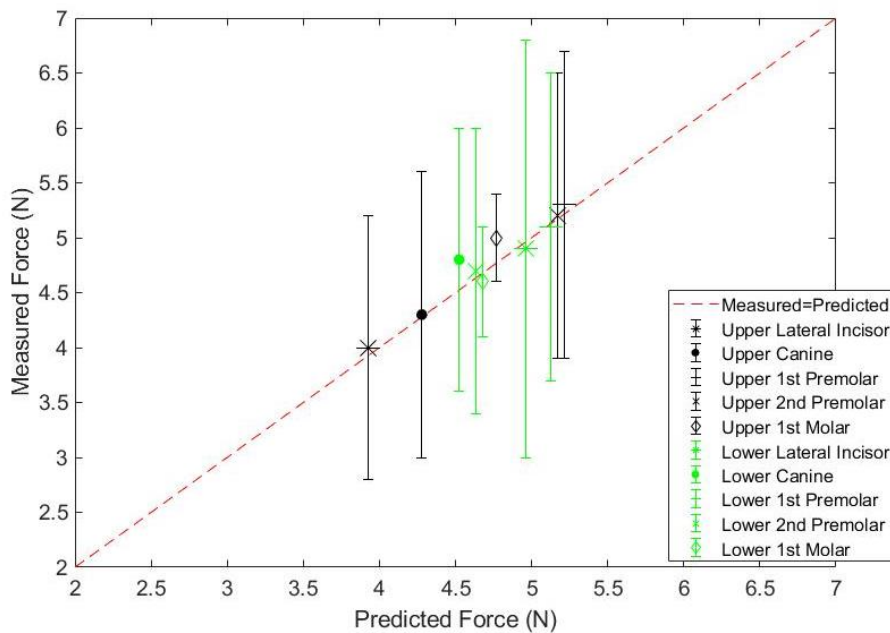


Figure 45 : Comparaison entre données expérimentales et données simulées pour un modèle analytique (239).

V.2.4.Discussion

Cette partie a présenté un modèle analytique original permettant d'aider à la conception de la forme du crochet. Les résultats suggèrent la possibilité d'optimiser les dimensions de ce type de crochet pour prévenir la perte de rétention de l'appareil.

Un des résultats importants de cette étude était que les dimensions L_1 et L_2 du crochet peuvent être choisies librement pour le Cr-Co tant qu'elles sont inférieures à 6 mm et ceci indépendamment du type de dent pour un rayon minimal de 0,75 mm. Ces dimensions confirment l'indication du crochet pour les secteurs incisive, canine et prémolaires où le crochet circumférentiel est moins indiquée pour des raisons esthétiques (313). Ceci explique notamment pourquoi le crochet est conseillé pour les prémolaires par les prothésistes (304). La longueur mésio-distale des molaires dépasse néanmoins fréquemment 8,9 mm et requiert donc des longueurs plus importantes de L_1 et L_2 (321). Dans ce cas, le modèle analytique montrait qu'une hausse du rayon pouvait encore permettre de maintenir les performances mécaniques permises par le Co-Cr adapté à la fusion laser.

Les valeurs obtenues mécaniquement et expérimentalement étaient similaires aux précédentes valeurs rapportées et confirmaient notamment que la contrainte maximale était localisée à la connexion du crochet avec la plaque base (322). Les valeurs de rétention expérimentalement mesurées décroissaient néanmoins au fur et à mesure des cycles, ce qui ne pouvait pas être prédit avec le modèle analytique actuel. Cette perte de rétention survenait néanmoins pour un nombre de cycle supérieur à 1200 et principalement pour des longueurs importantes de L_1 et L_2 (316). Concernant le rayon adapté au dimensionnement du crochet, une hausse de celui-ci permettait de réduire la contrainte, mais une valeur idéale de 0,8 mm était conseillée par les prothésistes ce qui est en accord avec les résultats obtenus pour des valeurs de L_1 et L_2 inférieures à 6 mm (309,323). Cette influence importante du rayon du crochet peut s'expliquer par le fait que la contrainte augmente d'une puissance r^4 pour un rayon r et donc de manière bien plus importante que L_1 et L_2 dans l'équation 17.

Différents critères d'échec ont été considérés dans cette étude en supposant que le crochet pouvait subir une rupture en fatigue ou perdre sa rétention. La limite élastique rapportée pour le Co-Cr adapté à la fusion laser étant de 500 MPa et la limite de fatigue aux alentours de 400 MPa. Ainsi, par sécurité, une valeur de 400 MPa a été choisie comme étant sûre pour le dimensionnement du crochet (313). Néanmoins, ces limites correspondent à des conditions expérimentales idéales et peuvent varier cliniquement en fonction de chaque patient. De plus, l'existence d'une limite de fatigue est controversée pour certains matériaux et procédés de fabrication (324). Le critère de Tresca a enfin été considéré comme étant adapté à l'étude du Co-Cr mais d'autres critères comme la contrainte principale maximale pourrait être utilisée pour l'analyse d'autres matériaux. Malgré l'intérêt de la méthode présentée, d'autres limites en lien avec les hypothèses de simulation doivent soulignées. La principale est qu'un seul crochet a été simulé en considérant le principe de symétrie de la prothèse. Un mouvement idéal de désinsertion du crochet a également été considérée, ce qui n'est pas si fréquent en clinique car les patients retirent leur prothèse selon un axe de retrait inadapté (325). Des travaux supplémentaires seront donc nécessaires pour analyser les mouvements d'insertion/désinsertion de crochet volontairement réalisés de manière asymétrique du fait de la position des dents versées. Des simplifications de forme ont également été faites en considérant un angle droit entre les deux portions L_1 et L_2 alors qu'une courbure du crochet à la jonction L_1 / L_2 est présente cliniquement. Enfin, toutes les convexités de la dent n'ont pas été considérées ce qui peut amener une surface de contact du crochet plus qu'une action ponctuelle de la force.

V.3. Bilan et perspectives en prothèse

Après avoir présenté ces outils, il peut être conclu que :

-les surfaces de réponses permettent d'interpréter visuellement l'influence de différents choix thérapeutiques sur différentes zones anatomiques et d'adapter la forme de préparation d'une endocouronne,

-les modèles analytiques constituent une approche simple et pertinente pour évaluer le comportement mécanique d'un crochet et optimiser son design.

Les outils de CFAO et de modélisation patient spécifique ouvrent la voie à l'imagination de différentes formes optimales de prothèse. En parallèle, les techniques d'impression 3D permettent également de fabriquer des formes plus complexes, mais de futurs travaux devront néanmoins évaluer avec quelle précision et reproductibilité les formes optimales générées par MPS peuvent être fabriquées et si les performances mécaniques planifiées sont bien retrouvées en clinique.

VI. Validation, limites et perspectives

Nos travaux ont permis de démontrer que le développement de modèles patient-spécifiques ouvre de nombreuses voies d'application dans les différents domaines de l'odontologie : en endodontie, prothèse fixée ou amovible. Néanmoins de nombreuses limites doivent encore être levées car les modèles éléments finis sont conçus à la suite de nombreuses étapes et basés sur des hypothèses en ce qui concerne le comportement des tissus et des matériaux.

Ainsi, nous avons souhaité aller plus loin dans nos travaux en réalisant une validation expérimentale des données issues des modèles, puis une seconde partie exposera les futurs enjeux informatiques et techniques avant un transfert de la technologie vers une pratique clinique quotidienne.

Sommaire de chapitre

VI.1 Validation expérimentale	125
VI.1.1 Matériel et méthode mise en place	125
VI.1.1.1 Enregistrement des données	127
VI.1.1.2 Traitement de données expérimentales	128
VI.1.1.3 Modèle éléments finis	131
VI.1.2 Comparaison des données numériques et expérimentales	132
VI.1.3 Discussion et perspectives	136
VI.2 Transfert vers une pratique clinique quotidienne	138
VI.2.1 Ergonomie et accessibilité de l'outil numérique	139
VI.2.2 Défis scientifiques et techniques	141

VI.1. Validation expérimentale

De très nombreuses méthodologies ont été proposées pour évaluer la validation des modèles éléments finis. Selon les recommandations actuelles, ce procédé repose sur l'évaluation et la comparaison chiffrée entre une grandeur physique simulée et mesurée expérimentalement (20). D'après la « scoping review » présentée partie III.1, la méthode de validation du modèle était toujours basée sur l'analyse des déformations de la dent principalement en utilisant une jauge de déformation. Néanmoins la jauge de déformation est une méthode qui ne permet d'obtenir la déformation de la dent qu'en un point unique. Cette restriction sur l'information mesurée ne permet pas facilement d'évaluer l'erreur expérimentale. Il existe en effet de nombreuses sources d'incertitudes potentielles dont la fixation de la jauge à la dent (326,327). A contrario, l'interférométrie permet d'obtenir une information sur le champ de déformation en surface de la dent selon différentes méthodes de génération d'interférences d'amplitude à partir de deux faisceaux séparés d'onde lumineuse (161,328,329). Cette technique implique notamment l'utilisation d'un laser pour produire une onde lumineuse cohérente qui sera ensuite séparée en un faisceau de référence et un faisceau de mesure de telle sorte à générer une interférence entre deux ondes (161,328,329). Un détecteur permet ensuite de mesurer l'intensité de la lumière recombinaisonnée et calculer la déformation à partir de la phase relative des deux ondes. Cette technique présente une précision très élevée évaluée à environ 10 μm et a permis de mieux comprendre le comportement dentaire *in vitro* (161,326,328,330).

L'objectif de la partie suivante sera d'illustrer cette méthodologie pour l'évaluation du déplacement d'une prémolaire saine sous chargement axial et le comparer aux prédictions du modèle éléments finis généré.

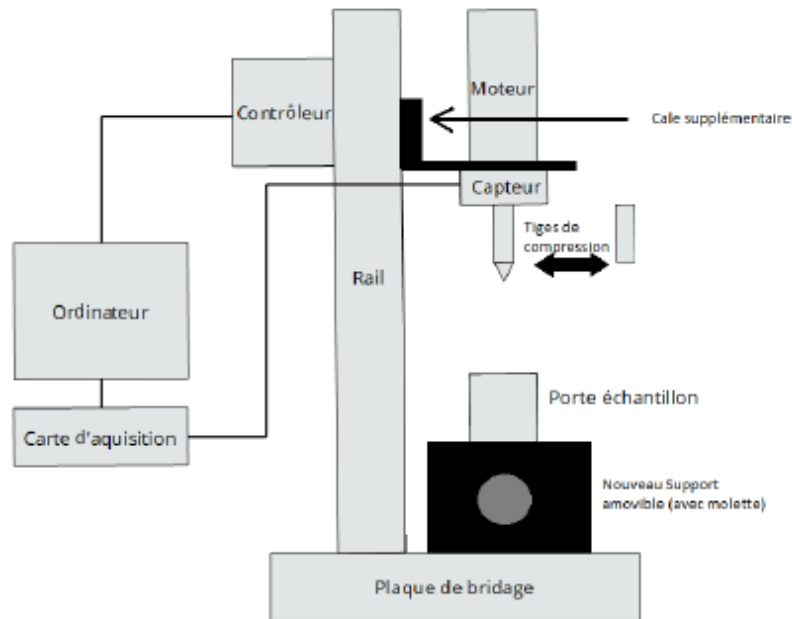
VI.1.1. Matériel et méthode mise en place

VI.1.1.1. Mise en place du banc de mesure et numérisation de la dent

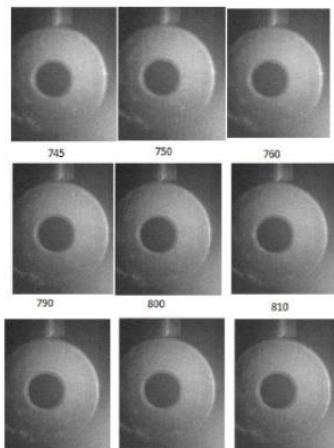
Le socle de l'échantillon a été adapté pour éviter tout glissement de ce dernier au niveau du banc de mesure. La position de l'échantillon par rapport au système d'acquisition a été définie pour garantir une

image nette. La distance à l'échantillon a été modifiée en adaptant la position de la caméra sur le banc. Cette netteté a été évalué à partir d'un échantillon test.

Une première prémolaire maxillaire saine extraite pour cause orthodontique a été utilisée et conservée au sein d'un flacon contenant une solution antimicrobienne (autorisation de conservation du laboratoire en annexes). La dent a été scannée à l'aide d'une empreinte optique Trios 3 (3Shape, Copenhague, Danemark) par un opérateur expérimenté. La surface de la dent a été séchée progressivement pour éviter toute réflexion lors du procédé de scannage et le scan réalisé dans des conditions de luminosité élevée (500 lux) (138). Le protocole de scannage a débuté par la surface coronaire puis s'est intéressé aux zones radiculaires (327). Un porte dent a été conçu à l'aide du logiciel (Mehmixer (Autodesk, San Rafael, USA - CA) pour recevoir la dent et la positionner selon son grand axe. Le fichier STL conçu a ensuite été imprimé avec une résine Dental Model 2L (Formlabs, Somerville, Massachusetts, États-Unis). La surface radiculaire a été traitée avec un adhésif auto-mordant Adheseve (Ivoclar Vivadent, Saint-Jorioz, France) puis la dent a été collée à son porte dent à l'aide d'une résine de collage à prise dual Excite DSC (Ivoclar Vivadent, Saint-Jorioz, France). La prémolaire dans son support résine a été scannée en utilisant un appareil CBCT (Planmeca ProMax 3D, Helsinki, Finland) selon les paramètres 120 kV, 100 mAs, avec des voxels de 0.75 mm et le volume a été enregistré au format DICOM. La dent dans son support a ensuite été placée au sein d'un flacon de conservation et a été envoyée à l'équipe du Pr Picart au Laboratoire d'Acoustique de l'Université du Mans (LAUM, UMR 6613 CNRS/Université du Mans). Au sein de leur laboratoire, la position de la dent par rapport au banc de compression a été définie selon un sens vestibulo palatin, en suivant un protocole de calibration pour assurer une reproductibilité des tests et faciliter l'interprétation des images (Figure 46).



a)



b)



c)

Figure 46 : Mise en place du banc de manipulation avec a) schéma de l'essai en compression b) ajustage de la position de la caméra en fonction de la distance focale c) orientation de la dent au cours du test.

VI.1.1.2. Enregistrement des données expérimentales

Quatre tiges de compression de forme plate ou en pointe ont été employées (titane ou acier). Le capteur de force a été étalonné avec son module (circuit imprimé avec alimentation secteur 6.5V, amplificateur INA118P, régulateur, résistance). Le pilotage a été réalisé à l'aide du logiciel Labview (National Instruments, Austin, USA - TX) pour commander la position du moteur placé sur le banc de compression

ainsi que de récupérer la valeur de la force du capteur de force. Conjointement, la surface de la dent était éclairée par un laser YAG de 50 mW avec une longueur d'onde verte de 532 nm pour créer des franges d'interférence selon un procédé préalablement validé par l'équipe (326). L'image de la dent a été enregistrée à l'aide d'un capteur CCD (Charge-Coupled Device) ORCA (Hamamatsu, Tokyo, Japan) et du logiciel interne de caméra HCImage. Pour le test sur dent, la force a été appliquée avec un pas moteur de 5 μm de 0N à environ 250 N et 143 images ont été prises progressivement (Figure 47).

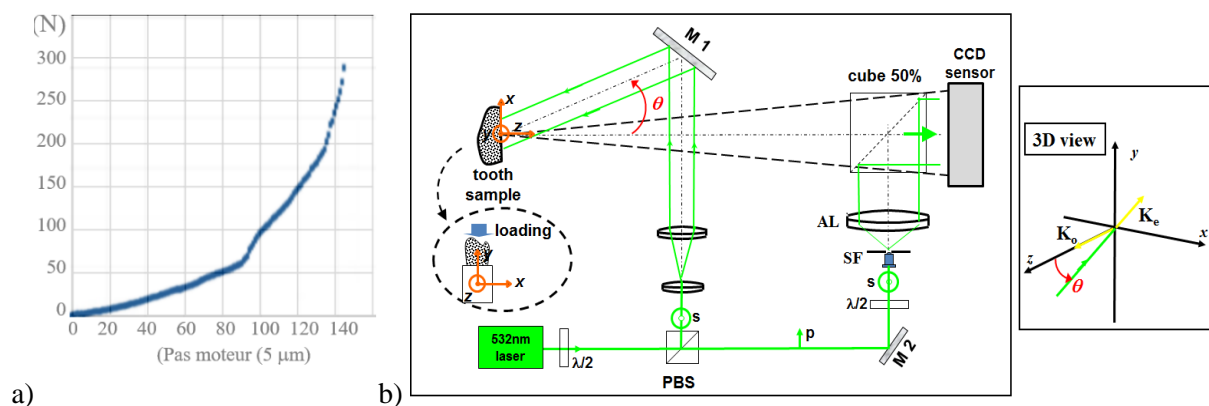


Figure 47 : Montage expérimental a) Courbe d'étalonnage du capteur de force montrant une continuité des valeurs expérimentales et l'absence de phénomène d'hystérésis b) Montage optique avec PBS miroir semi-réfléchissant permettant de séparer le rayon incident en deux flux lumineux, l'un réfléchi, l'autre réfracté.

VI.1.1.3. Traitement de données expérimentales

Les interférences enregistrées permettent de créer un hologramme combinant en relief des informations sur l'onde de référence et l'onde objet diffractée par la surface de l'échantillon. L'analyse des figures de speckle a été réalisée sous le logiciel Matlab (MathWorks, Natick, Etats Unis, MA). Un masque basé sur les contrastes de niveaux de gris est appliqué pour restreindre l'analyse à la forme de la dent uniquement (Figure 48).

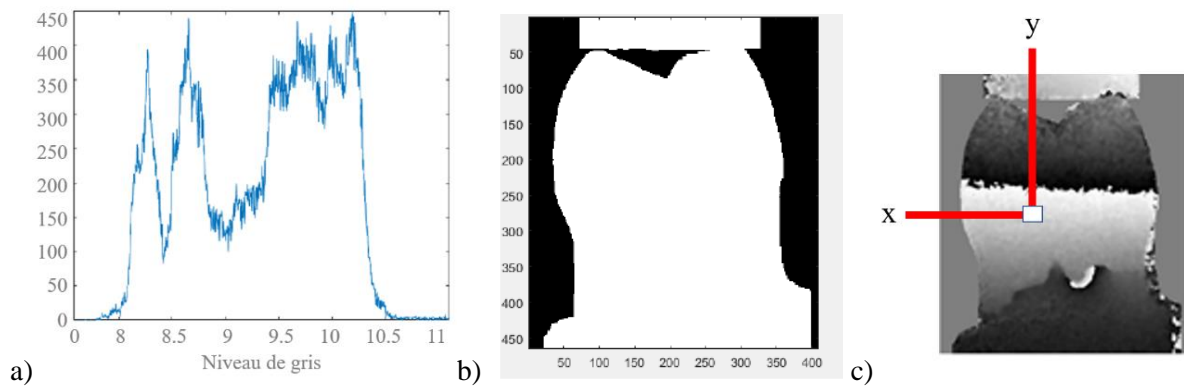


Figure 48 : Analyse des niveaux de gris de l'image pour définir la zone d'intérêt : a) histogramme de l'image permettant de distinguer des groupes de niveaux de gris homogènes associés aux pixels de la dent b) exemple du masque appliqué à l'image pour restreindre l'analyse à la seule zone dentaire c) phase optique (modulo 2π) mesuré en un pixel localisé à la position $[x, y]$.

Le déplacement du point peut donc être exprimé en fonction de la différence de phase $\Delta\phi(x, y)$ entre deux hologrammes (326,331):

$$\Delta\phi(x, y) = \frac{2\pi}{\lambda} [u_x \sin \theta - (1 + \cos \theta)u_z] \quad \text{Équation 18}$$

où θ correspond à l'angle d'éclairage de la surface, défini entre la direction d'illumination de la dent et la normale au plan de la dent. Cet angle a été calculé pour chaque élément du maillage de la dent comme défini ci-après.

En outre, les montages optiques et le chargement mécanique introduisent un bruit au niveau de l'image qu'il est nécessaire de considérer et traiter pour améliorer la qualité des données traitées. Un filtre basé sur la transformée de Fourier a donc été utilisé pour réduire la quantité de bruit sur l'image tout en conservant l'information sur l'orientation des franges d'interférence (332). La résolution spatiale dépend des conditions expérimentales telles que le pas des pixels du capteur, la distance entre le capteur et la dent, la longueur d'onde de la lumière et le nombre de pixels du capteurs (331). Dans ce cas précis, la caméra permet d'enregistrer une zone de 5 mm par 5 mm sur une image 1280×900 pixels et la résolution spatiale est estimée à 50 μm . La résolution de la mesure correspond à l'incrément minimum de déplacement que la méthode est capable de fournir sur le déplacement. Une résolution meilleure que 10 nm a préalablement été validée expérimentalement pour les méthodes holographiques (333).

La mesure quantitative à la surface de l'échantillon est réalisée par une soustraction entre la phase objet et une phase « de référence ». Néanmoins, cette différence de phase est mesurée module 2π (334). Une opération de déroulement de phase a été proposée pour retrouver la phase réelle à partir de la phase mesurée (334). L'algorithme employé est ici fondé sur la méthode de moindres carrés et permet d'obtenir des cartes de phases déroulées (334)(Figure 49).

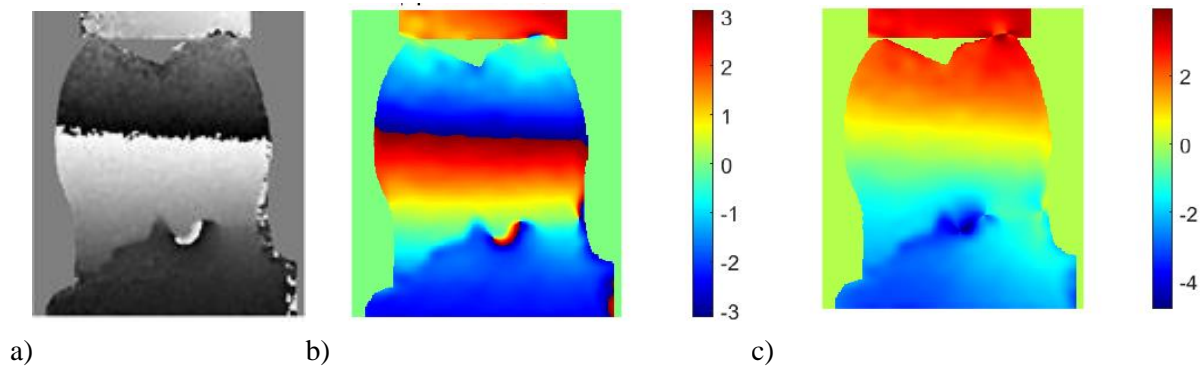


Figure 49 : Traitement de l'image en phase a) filtrage pour réduire le bruit associé aux éléments électroniques et vibrations b) déroulement de phase c) déroulement de phase cumulé.

Le déplacement de la dent est ensuite calculé à partir de l'équation suivante :

$$u_{observe}(x,y) = u_x \sin \theta - (1 + \cos \theta)u_z = \frac{\Delta\phi(x,y)}{2\pi} \quad \text{Équation 19}$$

La dent étant plus rigide que le porte dent, un mouvement de corps rigide existe. Celui est pris en compte au moment du calcul. Un point de référence est enfin défini sur le masque de la dent et permet de définir un cadre de comparaison entre données expérimentales et simulées (Figure 50).

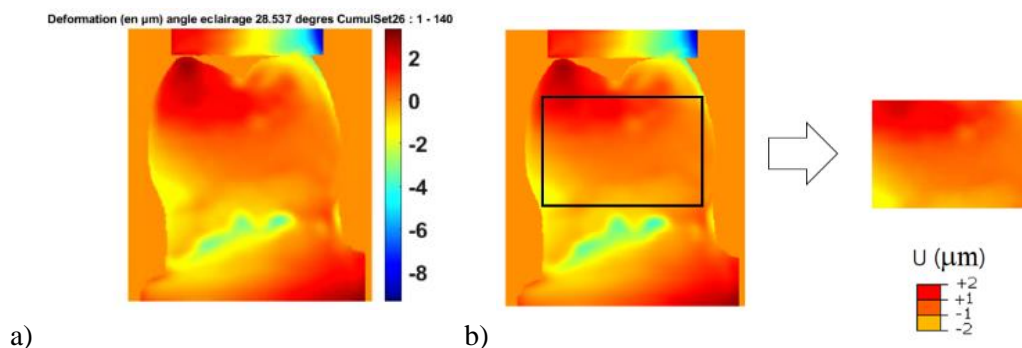


Figure 50 : Traitement de l'image en déplacement a) déplacement cumulé pour les images de 1 à 140 b) cadre employé pour la comparaison avec les données simulées par la méthode des éléments finis.

Le mouvement est interprété en fonction des orientations des franges (Figure 51) (326).

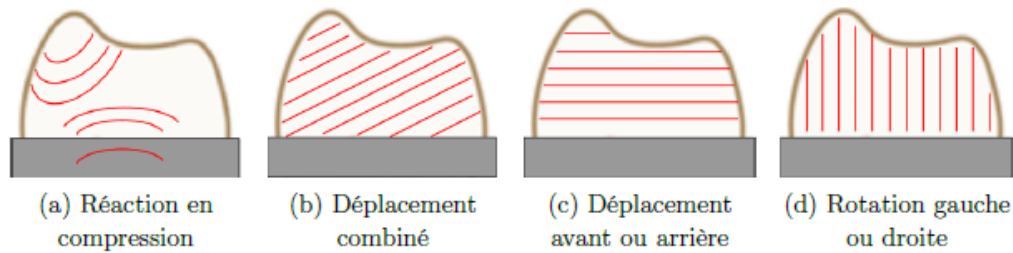


Figure 51 : Principaux mouvements en fonction de la direction des franges d'interférences a) déformation de la structure b) déplacement produit par rotation de corps rigide autour d'un axe incliné à 45° dans le plan de l'échantillon, c) déplacement produit par rotation de corps rigide autour d'un axe horizontal dans le plan de l'échantillon, d) déplacement produit par rotation de corps rigide autour d'un axe vertical dans le plan de l'échantillon.

VI.1.1.4. Modèle éléments finis

Le fichier DICOM de la prémolaire dans son support résine a ensuite été segmenté et maillé en 32 405 tétraèdres en utilisant l'application Desk (134). La surface maillée a été analysée en utilisant le logiciel Matlab pour définir θ l'angle entre la direction d'illumination et la normale à la dent (Figure 52).

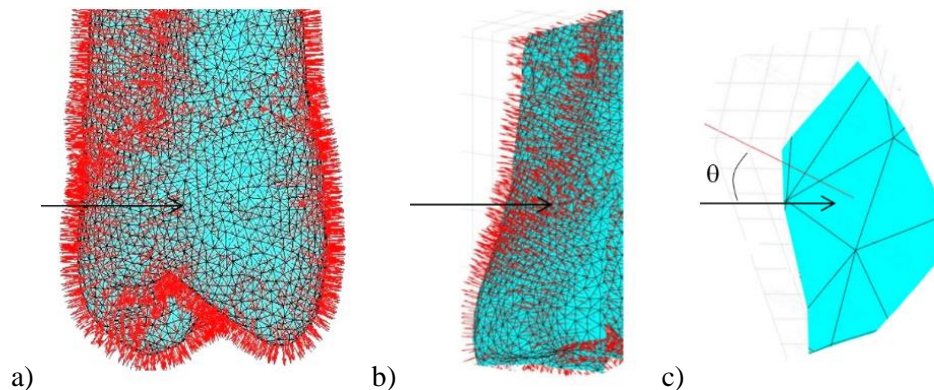


Figure 52 : Représentation des vecteurs normaux en chaque triangle surfacique de la dent par des traits rouges et flèche noire indiquant le vecteur illumination a) vue de $3/4$ de la dent macroscopique b) vue agrandie au niveau de la face mésiale c) vue agrandie à l'échelle d'un triangle.

Les maillages des différentes structures ont ensuite été importées sur le logiciel Abaqus version 6.14 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France) et le test de convergence a permis de contrôler la pertinence du maillage. Les bords du support résine ont été contraintes par un encastrement pour éviter

tout déplacement. La tige de compression a été simulée par un cylindre d'une longueur de 30 mm et diamètre de 6 mm avec des propriétés de titane industrielle (335). Un déplacement de 1 mm de la tige a été imposé et la force de réaction a été mesurée pour reproduire les conditions expérimentales (118,336). Un calcul statique explicite est généré pour évaluer les déplacements et déformations en surface de la dent. Les déplacements doivent être combinés pour définir le déplacement observé optiquement équation 19. Considérant le vecteur illumination, il ressort l'expression :

$$u_{observe} = \sin(\theta) u_x - (1 + \cos(\theta)) u_y \quad \text{Équation 20}$$

L'image pour les données simulées est comparée à l'image de données expérimentales présentée Figure 50. La moyenne MAE est calculée selon l'expression :

$$MAE = \frac{\sum_i \sum_j p_{i_{exp}} - p_{i_{simul}}}{total_{pi}} \quad \text{Équation 21}$$

où $p_{i_{exp}}$ et $p_{i_{simul}}$ correspondent respectivement aux pixels de l'image issue des données expérimentales et celles des données simulées de la colonne i et ligne j, et $total_{pi}$ au nombre total de pixels

VI.1.2. Comparaison des données numériques et expérimentales

Les champs de déplacement cumulé présentent une amplitude allant de -8 à $+2 \mu\text{m}$. Des déplacements importants sont présents sur la cuspide vestibulaire, et seule cette cuspide semble ainsi en contact avec la tige de compression (*Figure 53*). D'après les schémas présentés *Figure 51*, ce contact engendre une flexion de la dent ainsi qu'un mouvement de rotation.

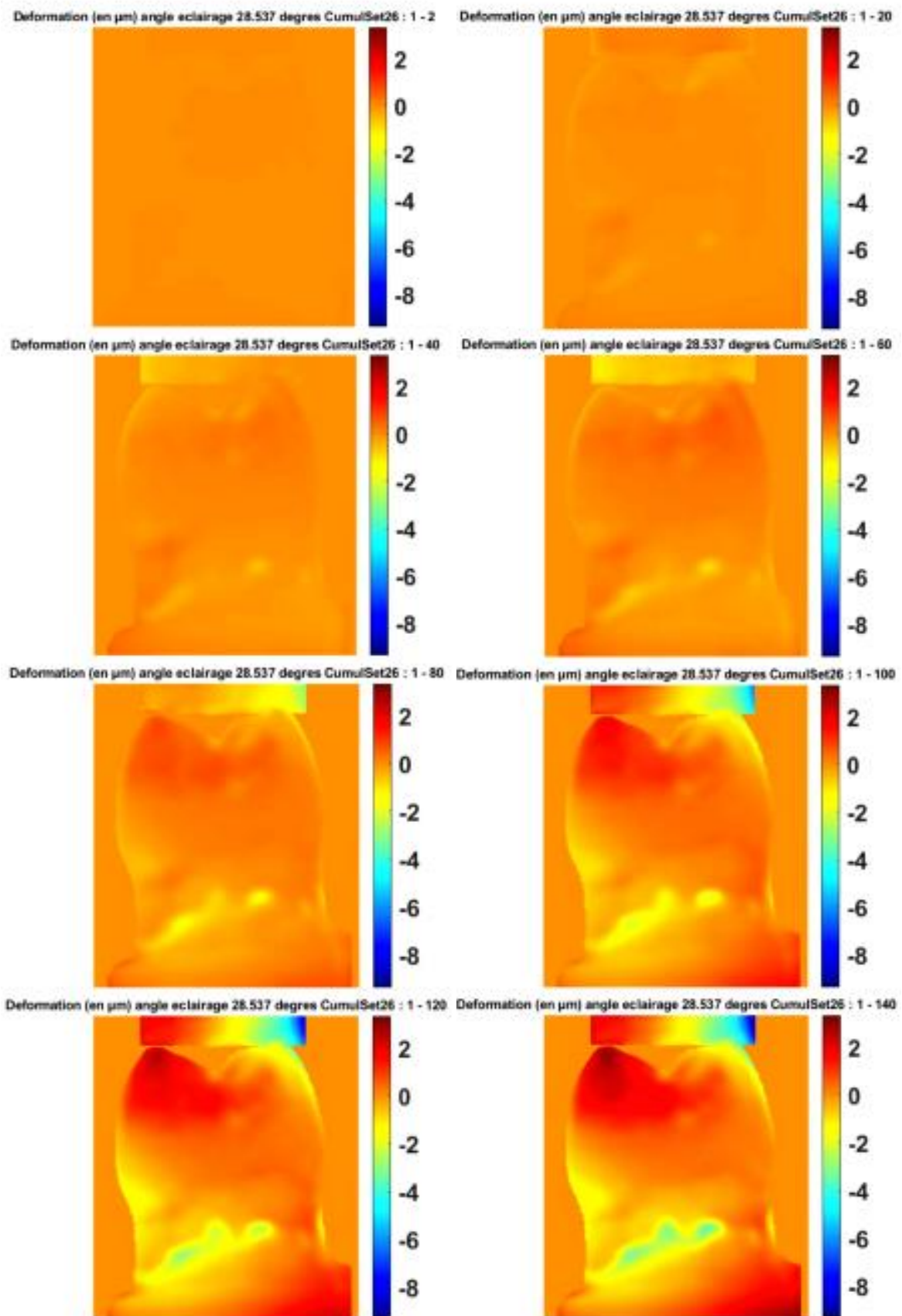


Figure 53 : Résultats expérimentaux en déplacement.

Les champs de déplacement calculés numériquement montrent un déplacement selon le grand axe de la dent associé à une flexion rotation de la dent. Le déplacement cumulé observé optiquement est calculé sur le même cadre que celui défini Figure 50 en combinant les expressions selon l'équation (Figure 54).

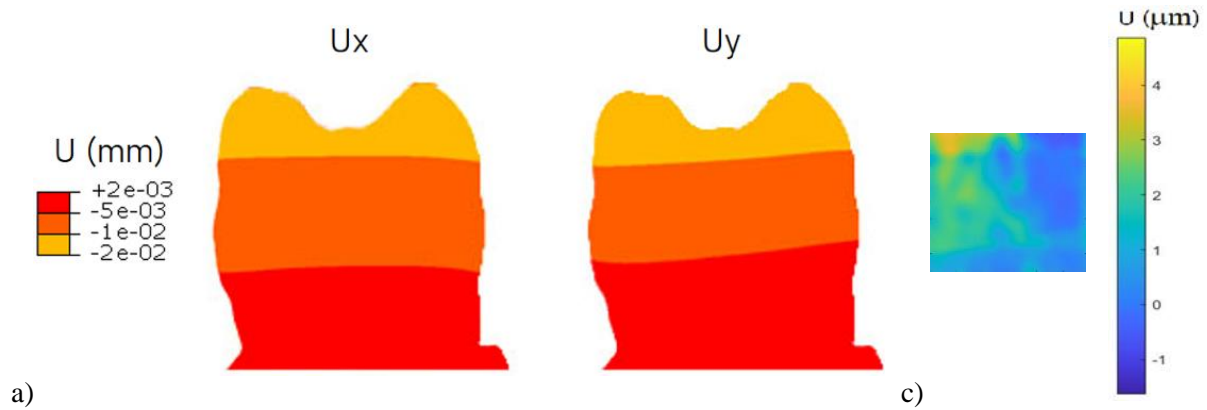


Figure 54 : Champ de déplacements calculés numériquement a) déplacements U_x et U_y b) déplacement cumulé recalculé numériquement en fonction de l'orientation du vecteur illumination.

La différence entre données expérimentales et numériques est de $1.70 \pm 1.14 \mu\text{m}$ avec une erreur par pixel allant de 0.01% à 140% d'erreur.

Les champs de déformation calculés numériquement montrent des déformations importantes au niveau de la dentine et majoritairement selon la composante L_{Exx} . Cette déformation de la dentine sur le grand axe de la dent est associée à des contraintes en compression et en flexion de la dent (Figure 55).

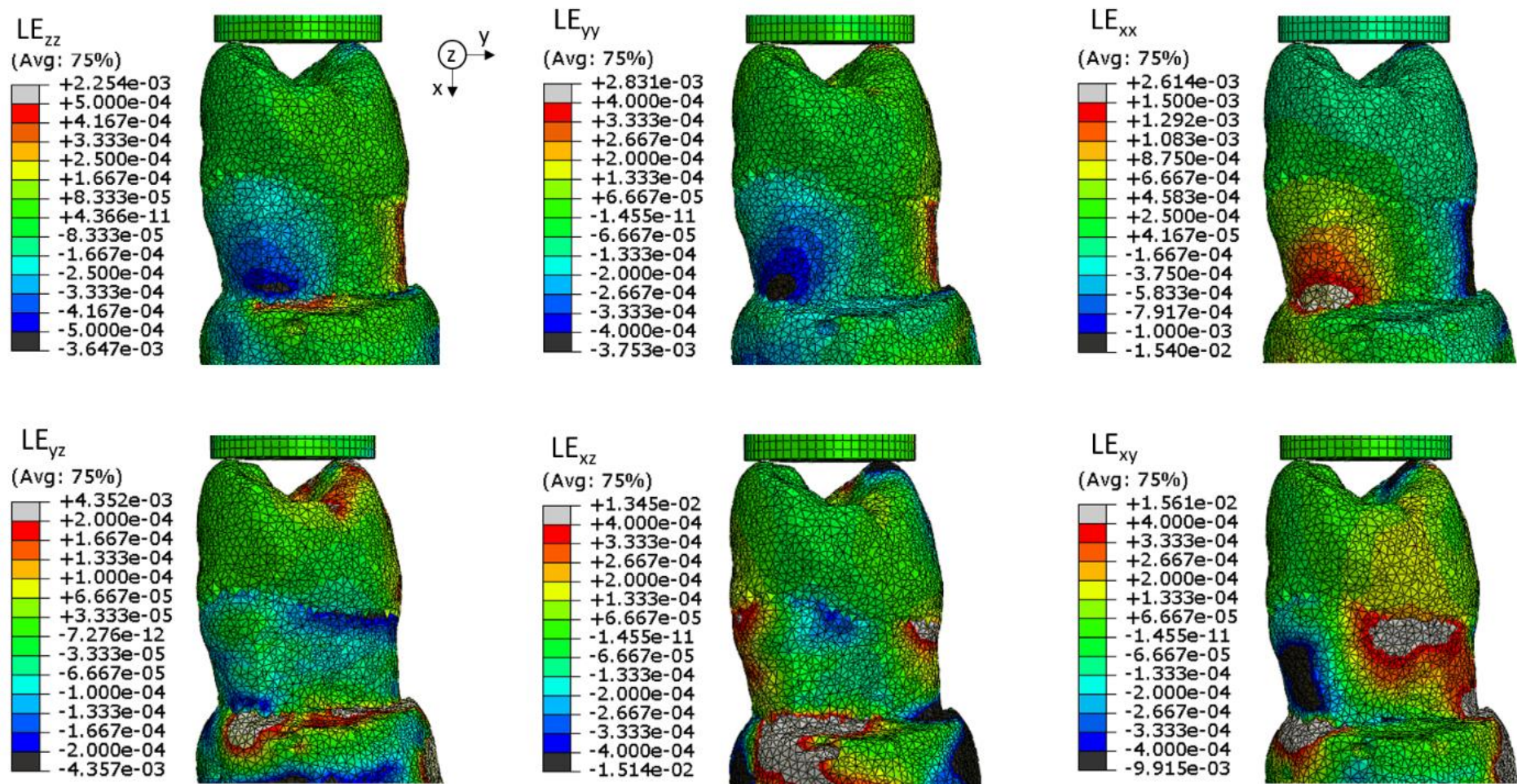


Figure 55 : Champ de déformation selon l'ensemble des composantes LE_{yy} et LE_{zz} dans les axes orthogonaux à la dent, LE_{xx} selon le grand axe de la dent, LE_{xy} , LE_{yz} et LE_{xz} coefficients associés au cisaillement.

VI.1.3. Discussion et perspectives

Différentes méthodes ont été proposées pour évaluer expérimentalement le déplacement et la déformation d'une dent soumise à un chargement mais ces données expérimentales ont rarement été comparées aux prédictions issues de simulations. Cette partie a permis de quantifier l'erreur entre donnée expérimentale et simulée dans le cadre d'une prémolaire saine.

Le procédé d'interférométrie actuel permettait de mesurer des valeurs de déplacement allant de -2 à $+2$ μm pour la surface coronaire soumise à une force de 250N ce qui est en accord avec les résultats de (161) allant de -4 à $+2$ μm , et de (326) allant de -4 à $+2.5$ μm . Les légères différences rapportées peuvent notamment s'expliquer par le type de dent (molaire/prémolaire) mais également par l'intensité de force appliquée (120 N pour (326) et 200N pour (161)). De plus, une variabilité anatomique existant entre toutes les dents, les données ne seront par ailleurs jamais directement transposables. Néanmoins, la grande proximité des données expérimentales mesurées confirme que l'interférométrie est bien adaptée au suivi des déplacements dentaires et peut donc fournir un bon référentiel pour représenter le comportement mécanique de la dent. Les données simulées par éléments finis présentaient une erreur allant de 0.01% à 140%. Ceci est en accord avec les différences observées par Barak et coll. (161) allant de 4 à 85% et confirme que certaines zones ou pixels peuvent montrer des écarts importants entre expérience et simulation. Cette différence peut être expliquée par de nombreux éléments. D'un côté, la qualité des images d'interférence peut être dégradée par du bruit issu des vibrations mécaniques ou encore des instruments électroniques. D'un autre côté, une incertitude existe sur l'anatomie enregistrée par CBCT et des artefacts peuvent ainsi dégrader la qualité de la surface enregistrée. Des hypothèses d'homogénéité, linéarité et isotropie ont enfin été posées pour décrire les lois matériaux la dentine et l'émail alors que des comportements mécaniques plus complexes peuvent exister localement (86,107). Si l'interférométrie semble donc valider globalement le comportement prédit par le modèle éléments finis, de nouvelles simulations devront être conduites pour expliquer les variations locales de comportement. Cette validation ouvre des voies pour investiguer d'autres grandeurs physiques comme le champ de contraintes tel que proposé par Barak et coll. (161). Un écart type important est présenté

ici, comme rapporté par Barak et coll. (161), et il semble donc pertinent de porter l'analyse sur une moyenne du champ de déformations ou de contraintes plutôt que de considérer les valeurs extrêmes.

Les résultats actuels montrent que la déformation se produit principalement au niveau de la dentine, ce qui est en accord avec de précédents travaux (161). Au contraire, l'émail ne se déforme que très peu et jouerait un rôle essentiel dans la transmission des contraintes à la dentine (161). La perte de cette structure anatomique modifie fortement le comportement biomécanique de la dent, ce qui confirme l'importance de la conserver (337–339). De même, la propagation de la fêlure de l'émail à la dentine constitue un élément décisif dans la modification des propriétés biomécaniques de la dent et le choix de la thérapeutique à indiquer (338). La jonction amélo-dentinaire semble également jouer un rôle important en s'opposant à la transmission des fêlures (340,341). Ce mécanisme pourrait notamment être expliqué par une structure particulière et des propriétés mécaniques différentes de la jonction amélo-dentinaire (284). L'épaisseur de cet élément anatomique a été estimée allant de 10 à 150 μm selon la méthode expérimentale employée entre microscope optique, par fluorescence ou balayage (284,341). De manière plus récente, il a été défini que la jonction ne correspondait pas à une ligne de 10 μm mais plutôt à une région plus large de 150 μm , voire une zone de transition allant jusqu'à 300 μm (284). La jonction amélo-dentinaire n'a pas été considérée ici dans la simulation éléments finis mais son influence a été montrée expérimentalement par de précédentes études en interférométrie sur dent sectionnée et de futurs travaux pourraient analyser plus en détail son impact sur la modélisation (330).

Certaines limites peuvent également être soulevées dans cadre de ce travail. L'interférométrie présente une précision très élevée évaluée à environ 10 μm et a permis déjà de mieux comprendre le comportement de la dent *in vitro* (161,326,328,330). Cependant dans le cadre de ce projet, l'utilisation d'un seul rayon a apporté ici une information sur un déplacement cumulé, ce qui peut rendre la comparaison avec les résultats cumulés plus complexes. Il est à noter que l'utilisation de trois rayons de longueur d'onde différente aurait permis d'identifier expérimentalement l'influence relative de u_x , u_y et u_z (326). Néanmoins, une telle utilisation requiert trois rayons LASER ce qui représente un montage expérimental plus complexe et coûteux, impossible à réaliser dans le cadre de ce premier travail. Une

autre méthode consiste à n'utiliser un seul rayon LASER en faisant varier l'angle d'illumination mais cela induit un bruit supplémentaire (161). D'autres méthodes comme la technique de corrélation d'image ont également été employées pour suivre le comportement biomécanique de la dent (342–345). Cette méthode est basée sur la mesure du champ de déplacement d'une surface d'une image déformée par rapport à une image de référence à partir d'un capteur photographique type CCD soit un matériel moins coûteux que celui proposé par l'interférométrie (342–346). Néanmoins cette technique présente des limites de mesure dans le cadre de surfaces planes uniformes sans motif. Le procédé est alors dépendant de l'utilisation d'un moucheté pour pouvoir suivre les déplacements, ce qui peut amener de nouvelles sources d'imprécision dans la mesure (342–345). Les deux méthodes optiques : l'interférométrie comme la corrélation d'image sont déjà employées quotidiennement dans la technologie du scanner intraoral qui permet de réaliser une empreinte anatomique 3D de la dent avec une résolution actuellement évalué aux alentours de 50 μm en clinique (95). Une perspective à plus long terme serait donc d'employer la caméra d'empreinte optique pour mesurer des champs de déformation de la dent en clinique.

Les premiers résultats présentés ici peuvent être considérés comme la première étape d'une collaboration avec l'équipe du Pr Picart (Laboratoire d'Acoustique de l'Université du Maine) et confirment l'intérêt de l'interférométrie pour analyser des champs de déformation dans le cadre de notre problématique. Il semble ressortir de ce travail que les modèles éléments finis présentés sont adaptés pour analyser la biomécanique buccodentaire mais ces données préliminaires doivent être confirmées sur un plus large échantillon de dents.

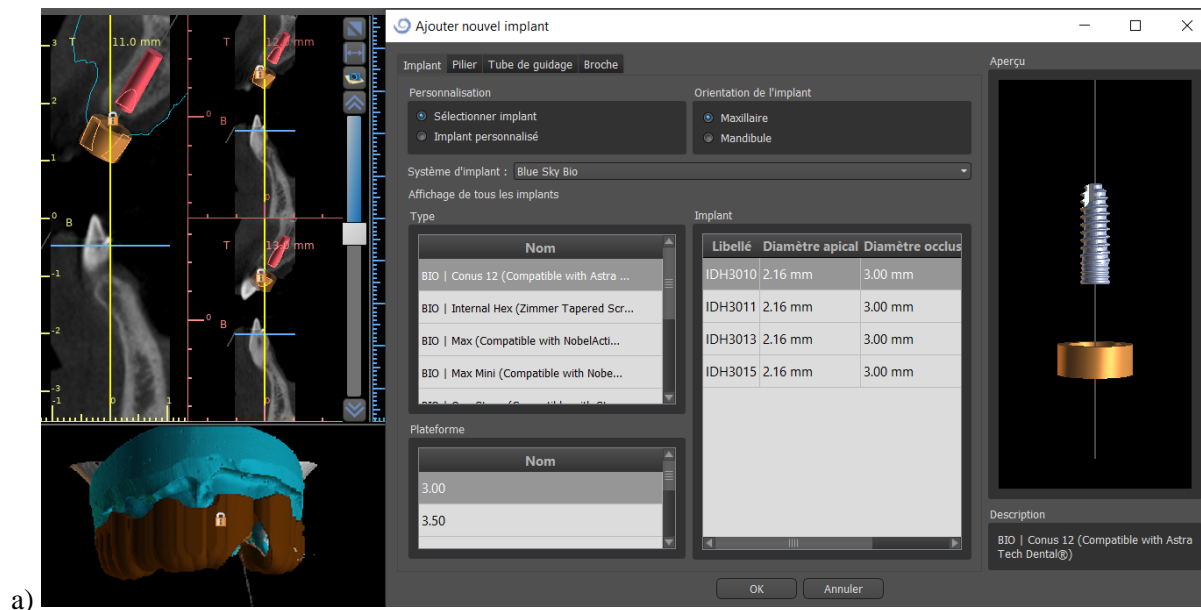
VI.2. Transfert vers une pratique clinique quotidienne

De nombreuses problématiques freinent encore la démocratisation des modèles éléments finis personnalisés en odontologie. La partie suivante présentera tout d'abord les écueils en lien avec l'ergonomie des outils numériques puis les limites scientifiques et techniques de la méthode présentée seront exposées.

VI.2.1. Ergonomie et accessibilité de l'outil numérique

L'utilisation du PSM au cabinet dentaire n'est pas simple car le développement d'un modèle éléments finis est chronophage et requiert des compétences en segmentation et en simulation mécanique. Ainsi, seulement 3 modèles patient-spécifiques de dents prenant en compte la morphologie osseuse du patient ont ainsi été publiés à l'heure actuelle (82,136,347). Ce très faible nombre peut s'expliquer par le fait que chaque nouvelle situation clinique requiert un nombre élevé d'étapes de conception pour aboutir à un modèle éléments finis personnalisé, même pour une personne experte du domaine. Cependant, des techniques récentes de segmentation automatique employant l'intelligence artificielle (132) devraient faciliter le développement des modèles éléments finis personnalisés (348,349). Une collaboration avec l'équipe OMFS-IMPACT (Oral and Maxillo-facial Surgery - Imaging & Pathology) du Pr Reinhilde Jacobs de KU Leuven sur les techniques de segmentation d'image a été initiée pour améliorer la qualité des segmentations réalisées et automatiser les procédures.

Un autre frein au développement de la technique vient du fait que seules des bibliothèques virtuelles d'implant sont proposées sur des logiciels de conception et fabrication assistés par ordinateur. Il n'existe aucun outil de fraise virtuelle permettant de simuler automatiquement une préparation dentaire pour couronne ou un insert virtuel permettant de simuler une préparation rétrograde pour chirurgie endodontique contrairement au domaine de l'implantologie où des bibliothèques d'implant et pilier implantaire sont proposées dans de nombreux logiciels gratuits de CAO et planification (Figure 56).



a)



b)

Figure 56 : Etat actuel sur les outils de simulation des thérapeutiques en odontologie a) capture écran du logiciel BlueSkyPlan proposant une bibliothèque d'implant virtuel adapté à la planification virtuelle du traitement et la chirurgie guidée b) absence d'outils permettant la simulation d'une préparation périphérique ou encore le travail d'un insert dans un canal

Dans le domaine de la chirurgie maxillo-faciale, le temps de planification des chirurgies orthognathiques a été évalué allant de 7h à 9h par une approche traditionnelle contre 4 à 5h pour des approches employant des outils virtuels (80,350,351). Ce gain de temps pouvait s'expliquer par l'utilisation d'outils de simulation dédiés au domaine de de la chirurgie maxillo-faciale et renforce la nécessité d'en développer de manière large pour le domaine de l'odontologie. De plus, le temps de

chirurgie était de 31 à 62% plus court pour une approche planifiée virtuellement contre une approche traditionnelle, ce qui renforce encore l'intérêt d'une planification virtuelle préalable (80,350–352). Ce bénéfice s'appuie néanmoins sur des logiciels de simulation spécifiques du domaine qui n'existent pas en odontologie. En chirurgie maxillofaciale, le coût du logiciel était de 10 000\$ et nécessitait une formation de 80h (2 semaines) (352). Ce constat interroge sur les applications en odontologie et l'impact sur le coût de traitement pour le patient. Dans des situations complexes, l'utilisation d'un logiciel d'analyse mécanique pourrait néanmoins aider à mieux prédire les risques de complication et améliorer le taux de succès du traitement (33,34,358,35,36,215,353–357). Ce type de logiciel soulève enfin la question du type de prédiction mécanique souhaitée par le praticien ainsi que des indicateurs d'erreur associés.

VI.2.2. Défis scientifiques et techniques

Le modèle éléments finis est également basé sur de nombreuses hypothèses de simulation. Ainsi, seule l'imagerie micro CT sur dent extraite permet une segmentation personnalisée du ligament tandis qu'avec un CBCT classique, utilisé en clinique, le ligament est classiquement simulé d'une épaisseur homogène de 200 µm. Cependant, une simulation patient-spécifique d'épaisseur variable a montré des différences significatives de distribution de contrainte et une meilleure prédiction avec les données expérimentales (201,359). Ce constat confirme la nécessité de concentrer les futures recherches sur l'amélioration des techniques de segmentation d'images médicales. Le travail s'est ensuite appuyé sur une méthode de maillage par marching cubes. Cet algorithme de référence présente l'avantage d'un calcul rapide, avec peu de triangles, mais l'inconvénient de conduire à des éléments parfois irréguliers (360). D'autres approches basées sur des maillages hexaédriques ou sans maillage pourraient également être appliquées au domaine de l'odontologie (361,362)(363). En outre, des approches X-FEM ("eXtended Finite Element Method") ont aussi permis d'analyser l'impact d'une cavité d'accès à minima ou d'évaluer la fracture de départ occlusal en considérant des fissures ne respectant pas le maillage (184,364).

Des inconnues subsistent également sur les conditions aux limites à appliquer. La simulation d'une seule dent avec son os entourant de trois dents semble suffisant pour analyser sa biomécanique, mais le jeu de données testées n'est que d'un seul échantillon (146,201,359). De plus, la simulation du point de contact

entre les dents adjacentes n'est que rarement analysée alors qu'elle présente un intérêt clinique élevé notamment dans le contrôle des maladies parodontales (365,366). La simulation de réhabilitations plus importantes comme les bridges va également nécessiter des volumes plus importants prenant en compte la mandibule complète avec un temps de calcul important, ce qui est pour l'instant difficilement compatible avec une application en temps réel en clinique. Bien qu'encore très peu décrits en odontologie, les approches par réduction d'ordre de modèle offrent néanmoins de très grandes opportunités de calcul en temps réel en construisant des modèles avec un nombre limité de paramètres mais rendant compte de la complexité de la biomécanique à analyser (367–370). Ces modèles ont notamment montré un intérêt fort dans la mécanique du contact ou encore de la fracture où les calculs sont très coûteux (371–373). En odontologie, ces modèles pourraient donc être particulièrement adaptés pour simuler l'ensemble des points de contact et des impacts occlusaux entre les dents avec un temps de calcul réduit. Ces modèles pourraient être créés par différentes méthodes, et notamment par apprentissage automatique (« machine learning »), ce qui soulève la question de la constitution de bases de données importantes.

Au vu de ces différentes limites, les données issues d'une modélisation doivent être vérifiées par un indicateur d'erreur. L'indicateur d'erreur de Zhu-Zienkiewicz a été proposé, ce qui permet d'évaluer la qualité du maillage. Cet indicateur ne permet néanmoins pas de quantifier l'écart entre données simulées et expérimentales. Ce dernier calcul est particulièrement complexe car la déformation de la dent ne peut pas facilement être mesurée en clinique. A notre connaissance, seules deux équipes de recherche ont proposé de mesurer les déformations de la dent à l'aide d'une jauge de déformation en bouche. Là aussi, ce point soulève de nouvelles questions, notamment sur la mesure en un seul point et autour des erreurs en lien avec l'épaisseur de la colle (112). Une alternative pourrait consister à mesurer les déplacements de la mandibule avec une caméra extra-orale au cours de la mastication ou encore d'employer des techniques de corrélation d'image avec une caméra d'empreinte optique. Cependant, cette approche soulève d'autres questions autour de l'acquisition d'image du fait de l'humidité dans la cavité buccale, de conditions lumineuses très faibles ou encore des zones occultées par la langue (138,346,374–376).

La modélisation patient-spécifique propose d'optimiser des structures prothétiques permettant potentiellement de sauvegarder des dents qui auraient été jusqu'alors extraites car jugées mécaniquement trop faibles par le clinicien. Cependant en cas d'échec d'une réhabilitation, se pose la question de la responsabilité entre le clinicien et le logiciel de simulation. Cette question sur la robustesse du calcul est d'autant plus d'actualité avec l'avènement des modèles mécaniques construits à partir de l'entraînement sur des bases de données où la solution ne résulte pas de la résolution d'une équation mécanique mais d'un apprentissage sur des situations déjà rencontrées (367–370). La constitution d'une telle base de données des humains « idéaux » et les décisions cliniques qui en découleraient pour le patient soulève des questions à la fois légales et éthiques aujourd'hui encore peu débattues. La mise en place d'outils à la fois transparents et intelligibles sera donc nécessaire pour maintenir les liens entre patient, praticien et industriel (Figure 57).

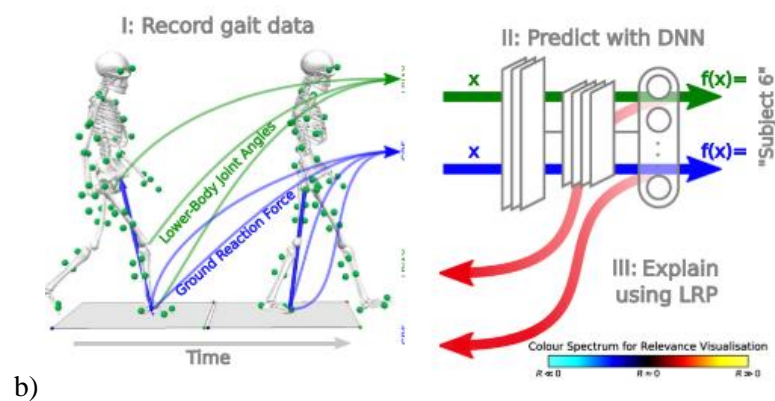
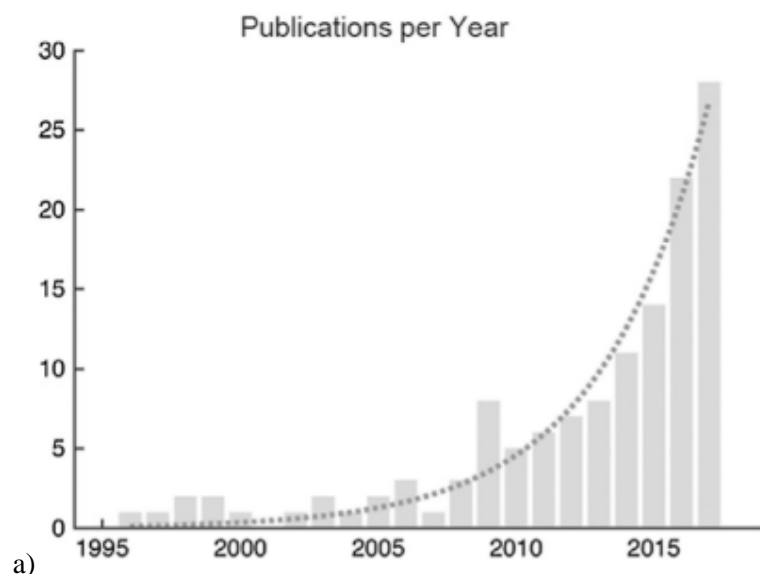


Figure 57 : Etat de la recherche en biomécanique a) Nombre d'articles employant des outils de « data science » pour analyser la biomécanique de la marche (369) b) Schéma d'analyse employé basé sur l'utilisation de réseaux de neurones profonds (deep neural networks) (368).

VII. Conclusion

La biomécanique buccodentaire a longtemps été analysée en utilisant des tests expérimentaux ou éléments finis sur dent extraite. Ce travail montre néanmoins que de fortes distinctions existent entre l'organe dentaire seul et lorsqu'il est évalué dans son environnement. Identifier les paramètres spécifiques du patient et les intégrer au modèle patient-spécifique est alors apparu essentiel afin d'envisager une médecine plus personnalisée. Les outils numériques comme les plans d'expérience ou les surfaces de réponse ont montré des applications directes en endodontie et en prothèse, fixée comme amovible. Ces travaux ouvrent une nouvelle voie pour envisager un métier de chirurgien-dentiste à l'interface entre anticipation, personnalisation et réhabilitation.

De nombreux défis restent néanmoins à relever avant une intégration au sein du cabinet dentaire. Le procédé de constitution des modèles requiert encore aujourd'hui une réelle expertise en informatique et des compétences en biomécanique. Le développement d'outils numériques ergonomiques et de logiciels dédiés au domaine a déjà permis à la chirurgie maxillofaciale de planifier des procédures chirurgicales plus conservatrices et prédictives. Une évolution similaire sera nécessaire dans les prochaines années pour permettre une diffusion plus large de ces outils en odontologie. Différentes questions scientifiques restent encore ouvertes à l'égard des tissus mous entourant la dent. La segmentation précise et personnalisée du ligament est encore difficile à réaliser à partir des méthodes actuelles alors qu'une variation d'épaisseur semble avoir un impact important sur le comportement biomécanique de la dent. De futurs travaux devront également évaluer la simulation du point de contact entre les dents ou encore la simulation des joints de scellement ou de résine de collage entre les dents. Ces étapes de validation expérimentale s'inscrivent dans la continuité des projets initiés avec l'équipe du Pr Picart de l'Université du Maine.

Récemment, les méta-modèles basés sur l'apprentissage automatique ont déjà permis de mieux comprendre la biomécanique musculo-squelettique et pourraient également révolutionner la prise de

décision en odontologie. Ces nouvelles approches reposent néanmoins sur la constitution d'une base de données de situations cliniques, source de nombreuses questions éthiques et légales.

VIII. Valorisation du travail scientifique

VII.1. Articles publiés :

- 1- Revue de la littérature autour des choix de paramètres associés aux modèles patient-spécifiques :

Richert R, Farges JC, Tamimi F, Naouar N, Boisse P, Ducret M. Validated Finite Element Models of Premolars: A Scoping Review. *Materials (Basel)*. 2020;13(15):3280. DOI: 10.3390/ma13153280

- 2- Conduite d'un cas clinique employant des modèles patient-spécifiques :

Richert R, Farges JC, Villat C, Valette S, Boisse P, Ducret M. Decision Support for Removing Fractured Endodontic Instruments: A Patient-Specific Approach. *Appl Sci*. 2021;11(6):2602. DOI: 10.3390/app11062602

- 3- Optimisation des modèles patient-spécifiques :

Richert R, Alshegri AA, Alageel O, Caron E. Analytical model of I-bar clasps for removable. *Dent Mater. The Academy of Dental Materials*; 2021;1-7. DOI: 10.1016/j.dental.2021.03.018

- 4- Intérêts pédagogiques associés aux modèles patient-spécifiques :

Barour S, Richert R, Virard F, Wulfman C, Iozzino R, Elbashti M, et al. Immersive 3D Educational Contents: A Technical Note for Dental Educators. *Healthcare*. 2021;9(2):178. DOI: 10.3390/healthcare9020178

VII.2. Présentations orales en congrès :

- 1- Communication orale en juillet 2019 sur une approche clinique de la reconstitution coronoradiculaire employant des modèles éléments finis aux Journées du Collège National des Enseignants en Endodontie et Odontologie Conservatrice (1^{er} prix)
- 2- Communication orale en juillet 2021 sur la simulation patient-spécifique en endodontie au congrès de la Société Française de Biomatériaux Dentaires
- 3- Communication orale en septembre 2021 : « Design of Experiment: A Digital Tool to Optimize Apical » au congrès européen de l'International Association for Dental Research
- 4- Communication orale prévue en octobre 2021 : « Design of a patient-specific apical surgery using response surface methodology » au congrès de la Société de Biomécanique

VII.3. Présentations affichées (poster) :

- 1- Communication affichée en septembre 2019 sur l'intérêt des modèles patient-spécifiques aux Journées du Collège National des Enseignants en Prothèse Odontologique (1^{er} prix)
- 2- Communication affichée en mai 2021 sur une approche pédagogique des modèles patient-spécifiques en odontologie au congrès de la Société Internationale Francophone d'Education Médicale

IX. Bibliographie

1. Tonelli SQ, Antunes MA, Soares de Toubes KM, de Oliveira Miranda AC, Brabo Pereira AM, Nunes E, et al. Dentinal microcracks induced by endodontic procedures: suggested design for experimental studies using micro-CT and strain gauges. *J Endod.* 2021;47(7):1157-65. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2021.04.016>
2. Matsushita-Tokugawa M, Miura J, Iwami Y, Sakagami T, Izumi Y, Mori N, et al. Detection of dentinal microcracks using infrared thermography. *J Endod.* Elsevier Ltd; 2013;39(1):88-91. DOI: 10.1016/j.joen.2012.06.033
3. Almeida A, Romeiro K, Cassimiro M, Gominho L, Dantas E, Silva S, et al. Micro-CT analysis of dentinal microcracks on root canals filled with a bioceramic sealer and retreated with reciprocating instruments. *Sci Rep.* Nature Publishing Group UK; 2020;10(1):1-6. DOI: 10.1038/s41598-020-71989-6
4. Tawil PZ, Arnarsdottir EK, Coelho MS. Root-originating dentinal defects: methodological aspects and clinical relevance. *Evidence-Based Endod.* 2017;2(1):1-9. DOI: 10.1186/s41121-017-0014-1
5. Yoldas O, Yilmaz S, Atakan G, Kuden C, Kasan Z. Dentinal microcrack formation during root canal preparations by different NiTi rotary instruments and the self-adjusting file. *J Endod.* 2012;38(2):232-5. DOI: 10.1016/j.joen.2011.10.011
6. PradeepKumar AR, Shemesh H, Chang JWW, Bhowmik A, Sibi S, Gopikrishna V, et al. Preexisting Dentinal Microcracks in Nonendodontically Treated Teeth: An Ex Vivo Micro-computed Tomographic Analysis. *J Endod.* 2017;43(6):896-900. DOI: 10.1016/j.joen.2017.01.026
7. Maddalone M, Gagliani M, Citterio CL, Karanxha L, Pellegatta A, Del Fabbro M. Prevalence of vertical root fractures in teeth planned for apical surgery. A retrospective cohort study. *Int Endod J.* 2018;51(9):969-74. DOI: <https://doi.org/10.1111/iej.12910>
8. von Arx T, Maldonado P, Bornstein MM. Occurrence of Vertical Root Fractures after Apical Surgery: A Retrospective Analysis. *J Endod.* 2020;47(2):239-46. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2020.10.012>
9. Tavanafar S, Karimpour A, Karimpour H, Mohammed Saleh A, Hamed Saeed M. Effect of Different Instrumentation Techniques on Vertical Root Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth. *J Dent.* 2015;16(1):50-5.
10. Khasnis SA, Kidiyoor KH, Patil AB, Kenganal SB. Vertical root fractures and their management. *J Conserv Dent.* 2014;17(2):103-10. DOI: 10.4103/0972-0707.128034
11. Yoshino K, Ito K, Kuroda M, Sugihara N. Prevalence of vertical root fracture as the reason for tooth extraction in dental clinics. *Clin Oral Investig.* 2015;19(6):1405-9. DOI: 10.1007/s00784-014-1357-4
12. Iqbal A, Glennly AM. General dental practitioners' knowledge of and attitudes towards evidence-based practice. *Br Dent J.* 2002;193(10):587-91. DOI: 10.1038/sj.bdj.4801634
13. Bader JD, Shugars DA, Roberson TM. Using crowns to prevent tooth fracture. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1996;24(1):47-51. DOI: 10.1111/j.1600-0528.1996.tb00812.x
14. McCracken MS, Louis DR, Litaker MS, Miny  HM, Mungia R, Gordan V V, et al. Treatment recommendations for single-unit crowns: Findings from The National Dental Practice-Based Research Network. *J Am Dent Assoc.* 2016;147(11):882-90. DOI: 10.1016/j.adaj.2016.06.012
15. Lee Y, Ogihara N, Lee T. Assessment of finite element models for prediction of osteoporotic fracture. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019;97:312-20. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.05.018>
16. Eggermont F, van der Wal G, Westhoff P, Laar A, de Jong M, Rozema T, et al. Patient-specific finite

- element computer models improve fracture risk assessments in cancer patients with femoral bone metastases compared to clinical guidelines. *Bone*. 2020;130(October):115101. DOI: 10.1016/j.bone.2019.115101
17. Viceconti M, Olsen S, Nolte LP, Burton K. Extracting clinically relevant data from finite element simulations. *Clin Biomech*. 2005;20(5):451-4. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2005.01.010
 18. Chang Y, Tambe AA, Maeda Y, Wada M, Gonda T. Finite element analysis of dental implants with validation: to what extent can we expect the model to predict biological phenomena? A literature review and proposal for classification of a validation process. *Int J Implant Dent*. 2018;4(1). DOI: 10.1186/s40729-018-0119-5
 19. Burkhart TA, Andrews DM, Dunning CE. Finite element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: A review with recommendations associated with the modeling of bone tissue. *J Biomech*. 2013;46(9):1477-88. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.03.022
 20. Richert R, Farges JC, Tamimi F, Naouar N, Boisse P, Ducret M. Validated Finite Element Models of Premolars: A Scoping Review. *Materials (Basel)*. 2020;13(15):3280. DOI: 10.3390/ma13153280
 21. Koc D, Dogan A, Bek B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent*. 2010;4(2):223-32.
 22. Lee SKY, Salinas TJ, Wiens JP. The Effect of Patient Specific Factors on Occlusal Forces Generated: Best Evidence Consensus Statement. *J Prosthodont*. 2021;30:52-60. DOI: 10.1111/jopr.13334
 23. Clark DJ, Sheets CG, Paquette J. Definitive Diagnosis of Early Enamel. *J Esthet Restor Dent*. 2003;15(7):391-401.
 24. Lubisich EB, Hilton TJ, Ferracane J. Cracked Teeth: A review of the Literature. *J Esthet Restor Dent*. 2010;22(3). DOI: 10.1111/j.1708-8240.2010.00330.x.Cracked
 25. Endodontists AA of. *Cracking the Cracked Tooth Code: Detection and Treatment of Various Longitudinal Tooth Fractures*. 2008.
 26. Moule AJ, Kahler B. Diagnosis and management of teeth with vertical root fractures. *Aust Dent J*. 1999;44(2):75-87. DOI: 10.1111/j.1834-7819.1999.tb00205.x
 27. Mutlu Özcan. Bleaching induced tooth sensitivity : Do the existing enamel craze lines increase sensitivity ? A clinical study. *Odontology*. 2013;102(2):197-202. DOI: 10.1007/s10266-013-0104-7
 28. Longridge NN, Youngson CC. Dental Pain: Dentine Sensitivity, Hypersensitivity and Cracked Tooth Syndrome. *Prim Dent J*. 2019;8(1):44-51. DOI: 10.1177/205016841900800101
 29. Zadik Y, Sandler V, Bechor R, Salehrabi R. Analysis of factors related to extraction of endodontically treated teeth. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*. 2008;106(5). DOI: 10.1016/j.tripleo.2008.06.017
 30. Fuss Z, Lustig J, Tamse A. Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. *Int Endod J*. 1999;32(4):283-6. DOI: 10.1046/j.1365-2591.1999.00208.x
 31. Landys Borén D, Jonasson P, Kvist T. Long-term survival of endodontically treated teeth at a public dental specialist clinic. *J Endod*. 2015;41(2):176-81. DOI: 10.1016/j.joen.2014.10.002
 32. Morfis AS. Vertical root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1990;69(5):631-5. DOI: 10.1016/0030-4220(90)90248-q
 33. Opdam NJM, Roeters JJM, Loomans BAC, Bronkhorst EM. Seven-year Clinical Evaluation of Painful

- Cracked Teeth Restored with a Direct Composite Restoration. *J Endod.* 2008;34(7):808-11. DOI: 10.1016/j.joen.2008.04.011
34. Hilton TJ, Funkhouser E, Ferracane JL, Schultz-Robins M, Gordan V V., Bramblett BJ, et al. Recommended treatment of cracked teeth: Results from the National Dental Practice-Based Research Network. *J Prosthet Dent.* 2020;123(1):71-8. DOI: 10.1016/j.prosdent.2018.12.005
 35. Ricucci D, Siqueira JF, Loghin S, Berman LH. The cracked tooth: Histopathologic and histobacteriologic aspects. *J Endod.* 2015;41(3):343-52. DOI: 10.1016/j.joen.2014.09.021
 36. Wu S, Lew HP, Chen NN. Incidence of Pulpal Complications after Diagnosis of Vital Cracked Teeth. *J Endod.* 2019;45(5):521-5. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2019.02.003>
 37. Kishen A. Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endod Top.* 2006;13(1):57-83. DOI: 10.1111/j.1601-1546.2006.00201.x
 38. García-Guerrero C, Parra-Junco C, Quijano-Guauque S, Molano N, Pineda GA, Marín-Zuluaga DJ. Vertical root fractures in endodontically-treated teeth: A retrospective analysis of possible risk factors. *J Investig Clin Dent.* 2018;9(1). DOI: 10.1111/jicd.12273
 39. Roh BD, Lee YE. Analysis of 154 cases of teeth with cracks. *Dent Traumatol.* 2006;22(3):118-23. DOI: 10.1111/j.1600-9657.2006.00347.x
 40. Bader JD, Martin JA, Shugars DA. Incidence rates for complete cusp fracture. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2001;29(5):346-53. DOI: 10.1111/j.1600-0528.2001.290504.x
 41. Hilton TJ, Funkhouser E, Ferracane JL, Gilbert GH, Gordan V V, Bennett S, et al. Symptom changes and crack progression in untreated cracked teeth: One-year findings from the National Dental Practice-Based Research Network. *J Dent.* 2020;93:1-24. DOI: 10.1016/j.jdent.2019.103269
 42. Hilton TJ, Funkhouser E, Ferracane JL, Gordan V V., Huff KD, Barna J, et al. Associations of types of pain with crack-level, tooth-level and patient-level characteristics in posterior teeth with visible cracks: Findings from the National Dental Practice-Based Research Network. *J Dent.* 2018;70:67-73. DOI: 10.1016/j.jdent.2017.12.014
 43. Tsesis I, Tamse A, Lustig J, Kaffe I. Vertical root fractures in endodontically treated teeth part I: clinical and radiographic diagnosis. *Refuat Hapeh Vehashinayim.* 2006;23(1):84-94.
 44. Edlund M, Nair MK, Nair UP. Detection of vertical root fractures by using cone-beam computed tomography: a clinical study. *J Endod.* 2011;37(6):768-72. DOI: 10.1016/j.joen.2011.02.034
 45. Wang P, Yan XB, Lui DG, Zhang WL, Zhang Y, Ma XC. Detection of dental root fractures by using cone-beam computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2011;40(5):290-8. DOI: 10.1259/dmfr/84907460
 46. PradeepKumar AR, Shemesh H, Nivedhitha MS, Hashir MMJ, Arockiam S, Uma Maheswari TN, et al. Diagnosis of Vertical Root Fractures by Cone Beam Computed Tomography in Root Filled Teeth with Confirmation by Direct Visualization- A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Endod.* 2021;47(8):1198-214. DOI: 10.1016/j.joen.2021.04.022
 47. Kochhar R, Richardson A. The chronology and sequence of eruption of human permanent teeth in Northern Ireland. *Int J Paediatr Dent.* 1998;8(4):243-52. DOI: <https://doi.org/10.1046/j.1365-263x.1998.00092.x>
 48. Sedrez-Porto JA, Rosa WL de O da, da Silva AF, Münchow EA, Pereira-Cenci T. Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2016;52:8-14. DOI: 10.1016/j.jdent.2016.07.005

49. Govare N, Contrepois M. Endocrowns: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2020;123(23):411-8. DOI: 10.1016/j.prosdent.2019.04.009
50. Naumann M, Schmitter M, Frankenberger R, Krastl G. "Ferrule Comes First. Post Is Second!" Fake News and Alternative Facts? A Systematic Review. *J Endod.* 2018;44(2):212-9. DOI: 10.1016/j.joen.2017.09.020
51. Bhuvu B, Giovarruscio M, Rahim N, Bitter K, Mannocci F. The restoration of root filled teeth: a review of the clinical literature. *Int Endod J.* 2021;54(4):509-35. DOI: 10.1111/iej.13438
52. Balkenhol M, Wöstmann B, Rein C, Ferger P. Survival time of cast post and cores: A 10-year retrospective study. *J Dent.* 2007;35(1):50-8. DOI: 10.1016/j.jdent.2006.04.004
53. Raedel M, Fiedler C, Jacoby S, Boening KW. Survival of teeth treated with cast post and cores: A retrospective analysis over an observation period of up to 19.5 years. *J Prosthet Dent.* 2015;114(1):40-5. DOI: 10.1016/j.prosdent.2014.08.017
54. Almasri M. Assessment of extracting molars and premolars after root canal treatment: A retrospective study. *Saudi Dent J.* 2019;31(4):487-91. DOI: 10.1016/j.sdentj.2019.04.011
55. Jafarian M, Etebarian A. Reasons for extraction of permanent teeth in general dental practices in Tehran, Iran. *Med Princ Pract.* 2013;22(3):239-44. DOI: 10.1159/000345979
56. Ng YL, Mann V, Gulabivala K. Tooth survival following non-surgical root canal treatment: A systematic review of the literature. *Int Endod J.* 2010;43(3):171-89. DOI: 10.1111/j.1365-2591.2009.01671.x
57. Oberholzer T, Rossouw R. Unusual fracture of a mandibular second premolar: A case report. *Quintessence Int.* 2001;32:299-302.
58. Martins JNR, Canta JP, Coelho A, Baharestani M. Vertical root fracture diagnosis of crowned premolars with root canal treatment - Two case reports. *Rev Port Estomatol.* 2014;55(1):60-4. DOI: 10.1016/j.rpemd.2013.11.002
59. Almasri M. Assessment of extracting molars and premolars after root canal treatment: A retrospective study. *Saudi Dent J. King Saud University;* 2019;31(4):487-91. DOI: 10.1016/j.sdentj.2019.04.011
60. Albuquerque D, Kottoor J, Hammo M. Endodontic and clinical considerations in the management of variable anatomy in mandibular premolars: A literature review. *Biomed Res Int.* 2014;2014. DOI: 10.1155/2014/512574
61. Reenen J, Reid C. Maxillary premolar crown morphology. A preliminary study. *J Dent Assoc S Afr.* 1997;51:783-6.
62. Kottoor J, Albuquerque D, Velmurugan N, Kuruvilla J. Root Anatomy and Root Canal Configuration of Human Permanent Mandibular Premolars: A Systematic Review. *Anat Res Int.* 2013;2013:1-14. DOI: 10.1155/2013/254250
63. Dou L, Li D, Xu T, Tang Y, Yang D. Root anatomy and canal morphology of mandibular first premolars in a Chinese population. *Sci Rep.* 2017;7(1):1-7. DOI: 10.1038/s41598-017-00871-9
64. Raiden G, Costa L, Koss S, Hernández JL, Aceñolaza V. Residual thickness of root in first maxillary premolars with post space preparation. *J Endod.* 1999;25(7):502-5. DOI: 10.1016/S0099-2399(99)80291-X
65. Meng QF, Chen YM, Guang HB, Yip KHK, Smales RJ. Effect of a ferrule and increased clinical crown length on the in vitro fracture resistance of premolars restored using two dowel-and-core systems. *Oper*

- Dent. 2007;32(6):595-601. DOI: 10.2341/06-169
66. Lim J, Lee S, Kim Y, Lim W, Chun Y. Comparison of cortical bone thickness and root proximity at maxillary and mandibular interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. *Orthod Craniofacial Res.* 2009;12(4):299-304. DOI: 10.1111/j.1601-6343.2009.01465.x
 67. Devlin H, Horner K, Ledgerton D. A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities. *J Prosthet Dent.* 1998;79(3):323-7. DOI: 10.1016/S0022-3913(98)70245-8
 68. Tenenbaum H, Tenenbaum M. A clinical study of the width of the attached gingiva in the deciduous, transitional and permanent dentitions. *J Clin Periodontol.* 1986;13(4):270-5. DOI: 10.1111/j.1600-051X.1986.tb02221.x
 69. Singh SV. Influence of alveolar bone height on stress distribution of endodontically treated teeth with post: A 3D finite element analysis. *J Pierre Fauchard Acad.* 2015;29(1):5-10. DOI: 10.1016/j.jpfa.2015.02.004
 70. Kartal N, Ozçelik B, Cimilli H. Root canal morphology of maxillary premolars. *J Endod.* 1998;24(6):417-9. DOI: 10.1016/S0099-2399(98)80024-1
 71. Ahmad IA, Alenezi MA. Root and Root Canal Morphology of Maxillary First Premolars: A Literature Review and Clinical Considerations. *J Endod. United States;* 2016;42(6):861-72. DOI: 10.1016/j.joen.2016.02.017
 72. Vertucci FJ. Root canal morphology of mandibular premolars. *J Am Dent Assoc.* 1978;97(1):47-50. DOI: 10.14219/jada.archive.1978.0443
 73. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of Clenching Intensity on Bite Force Balance, Occlusal Contact Area, and Average Bite Pressure. *J Dent Res.* 1999;78(7):1336-44. DOI: 10.1177/00220345990780070801
 74. Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *J Oral Rehabil.* 1999;26(12):932-5. DOI: 10.1046/j.1365-2842.1999.00473.x
 75. Masic I, Miokovic M, Muhamedagic B. Evidence Based Medicine - New Approaches and Challenges. *Acta Inform Medica.* 2008;16(4):219. DOI: 10.5455/aim.2008.16.219-225
 76. Naylor CD. Grey zones of clinical practice: some limits to evidence-based medicine. *Lancet.* 1995;345(8953):840-2. DOI: 10.1016/S0140-6736(95)92969-X
 77. Green J, Britten N. Qualitative research and evidence based medicine. Vol. 316, *British Medical Journal* 1998. p. 1230-2.
 78. Ginsburg GS, Phillips KA. Precision medicine: From science to value. *Health Aff.* 2018;37(5):694-701. DOI: 10.1377/hlthaff.2017.1624
 79. Neal ML, Kerckhoffs R. Current progress in patient-specific modeling. *Brief Bioinform.* 2009;11(1):111-26. DOI: 10.1093/bib/bbp049
 80. Resnick CM, Inverso G, Wrzosek M, Padwa BL, Kaban LB, Peacock ZS. Is There a Difference in Cost Between Standard and Virtual Surgical Planning for Orthognathic Surgery? *J Oral Maxillofac Surg.* 2016;74(9):1827-33. DOI: 10.1016/j.joms.2016.03.035
 81. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofacial Res.* 2014;4(3):200-3. DOI: 10.1016/j.jobcr.2014.11.008

82. Rodrigues M de P, Soares PBF, Valdivia ADCM, Pessoa RS, Veríssimo C, Versluis A, et al. Patient-specific Finite Element Analysis of Fiber Post and Ferrule Design. *J Endod.* 2017;43(9):1539-44. DOI: 10.1016/j.joen.2017.04.024
83. Joda T, Yeung AWK, Hung K, Zitzmann N, Bornstein M. Disruptive Innovation in Dentistry: What It Is and What Could Be Next. *J Dent Res.* 2021;100(5):448-53. DOI: 10.1177/0022034520978774
84. Jackson TH, Guez C, Lin FC, Proffit WR, Ko CC. Extraction frequencies at a university orthodontic clinic in the 21st century: Demographic and diagnostic factors affecting the likelihood of extraction. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2017;151(3):456-62. DOI: 10.1016/j.ajodo.2016.08.021
85. Park S, Quinn JB, Romberg E, Arola D. On the brittleness of enamel and selected dental materials. *Dent Mater.* 2008;24(11):1477-85. DOI: 10.1016/j.dental.2008.03.007
86. Wang R. Anisotropic fracture in bovine root and coronal dentin. *Dent Mater.* 2005;21(5):429-36. DOI: 10.1016/j.dental.2004.07.008
87. MackAldener M, Olsson M. Analysis of crack propagation during tooth interior fatigue fracture. *Eng Fract Mech.* 2002;69(18):2147-62. DOI: 10.1016/S0013-7944(02)00016-4
88. Lu X, Fernández MP, Bradley RS, Rawson SD, O'Brien M, Hornberger B, et al. Anisotropic crack propagation and deformation in dentin observed by four-dimensional X-ray nano-computed tomography. *Acta Biomater.* 2019;96(June):400-11. DOI: 10.1016/j.actbio.2019.06.042
89. Xu HHK, Smith DT, Jahanmir S, Romberg E, Kelly JR, Thompson VP, et al. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *J Dent Res.* 1998;77(3):472-80. DOI: 10.1177/00220345980770030601
90. De-Deus G, Cavalcante DM, Belladonna FG, Carvalho J, Souza EM. Root dentinal microcracks : a post-extraction experimental phenomenon ? *Int Endod J.* 2019;4(55):857-65. DOI: 10.1111/iej.13058
91. Shemesh H, Lindtner T, Portoles CA, Zaslansky P. Dehydration Induces Cracking in Root Dentin Irrespective of Instrumentation: A Two-dimensional and Three-dimensional Study. *J Endod.* 2018;44(1):120-5. DOI: 10.1016/j.joen.2017.07.025
92. Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials.* 1997;18(14):995-9. DOI: 10.1016/S0142-9612(97)00021-5
93. Genna F, Annovazzi L, Bonesi C, Fogazzi P, Paganelli C. On the experimental determination of some mechanical properties of porcine periodontal ligament. *Meccanica.* 2008;43(1):55-73. DOI: 10.1007/s11012-007-9094-2
94. Sang YH, Hu HC, Lu SH, Wu YW, Li WR, Tang ZH. Accuracy Assessment of Three - dimensional Surface Reconstructions of In vivo Teeth from Cone - beam Computed Tomography. *Chin Med J (Engl).* 2016;129(12):1464-70. DOI: 10.4103/0366-6999.183430
95. Nedelcu R, Olsson P, Nyström I, Rydén J, Thor A. Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions : A novel in vivo analysis method. *J Dent.* 2018;69(May 2017):110-8. DOI: 10.1016/j.jdent.2017.12.006
96. Hess W, Zürcher E, Dolamore WH. The anatomy of the root-canals of the teeth of the permanent dentition. *William Wood; 1925.*
97. Diarra A, Mushegyan V, Naveau A. Finite Element Analysis Generates an Increasing Interest in Dental Research: A Bibliometric Study. *Open Dent J.* 2016;10(1):35-42. DOI: 10.2174/1874210601610010035
98. Zhang W, Xie L, Chen B-S. 1: Mathematical Preliminaries. *Dans: Stochastic H 2 /H ∞ Control.* 2017.

DOI: 10.1201/9781315117706-2

99. Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: A critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2003;14(1):13-29. DOI: 10.1177/154411130301400103
100. Sadd MH. Chapter 4 - Material behavior—linear elastic solids. Dans: Sadd MHBTE (Fourth E, directeur. *Elasticity.* Academic Press; 2021. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-815987-3.00004-9>
101. Bechtle S, Habelitz S, Klocke A, Fett T, Schneider GA. The fracture behaviour of dental enamel. *Biomaterials.* 2010;31(2):375-84. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2009.09.050
102. Yahyazadehfar M, Ivancik J, Majd H, An B, Zhang D, Arola D. On the mechanics of fatigue and fracture in teeth. *Appl Mech Rev.* 2014;66(3). DOI: 10.1115/1.4027431
103. Keyak JH, Rossi SA. Prediction of femoral fracture load using finite element models: An examination of stress- and strain-based failure theories. *J Biomech.* 2000;33(2):209-14. DOI: 10.1016/S0021-9290(99)00152-9
104. Ghouchani A, Rouhi G, Ebrahimzadeh MH. Post-operative fracture risk assessment following tumor curettage in the distal femur: a hybrid in vitro and in silico biomechanical approach. *Sci Rep. Nature Publishing Group UK;* 2020;10(1):1-14. DOI: 10.1038/s41598-020-78188-3
105. Huo B. An inhomogeneous and anisotropic constitutive model of human dentin. *J Biomech.* 2005;38(3):587-94. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.03.028
106. Kinney JH, Gladden JR, Marshall GW, Marshall SJ, So JH, Maynard JD. Resonant ultrasound spectroscopy measurements of the elastic constants of human dentin. *J Biomech.* 2004;37(4):437-41. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2003.09.028
107. de Las Casas EB, Cornacchia TPM, Gouvêa PH, Cimini CA. Abfraction and anisotropy-effects of prism orientation on stress distribution. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2003;6(1):65-73. DOI: 10.1080/1025584021000043357
108. Chang YH, Lee H, Lin CL. Early resin luting material damage around a circular fiber post in a root canal treated premolar by using micro-computerized tomographic and finite element sub-modeling analyses. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;51:184-93. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2015.07.006
109. Liu HL, Lin CL, Sun MT, Chang YH, Liu PR. Damage accumulation simulations in the adhesive of enamel/ceramic interface using the FE submodelling and the element deactivation approaches. *J Adhes Dent.* 2009;11(3):199-206. DOI: 10.3290/j.jad.a15625
110. Zelic K, Vukicevic A, Jovicic G, Aleksandrovic S, Filipovic N, Djuric M. Mechanical weakening of devitalized teeth: Three-dimensional finite element analysis and prediction of tooth fracture. *Int Endod J.* 2015;48(9):850-63. DOI: 10.1111/iej.12381
111. Guimarães JC, Guimarães Soella G, Brandão Durand L, Horn F, Narciso Baratieri L, Monteiro S, et al. Stress amplifications in dental non-carious cervical lesions. *J Biomech.* 2014;47(2):410-6. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.11.012
112. Juloski J, Apicella D, Ferrari M. The effect of ferrule height on stress distribution within a tooth restored with fibre posts and ceramic crown: A finite element analysis. *Dent Mater.* 2014;30(12):1304-15. DOI: 10.1016/j.dental.2014.09.004
113. Idiyatullin D, Corum C, Moeller S, Prasad HS, Garwood M, Nixdorf DR. Dental MRI: Making the Invisible Visible. *J Endod.* 2011;37(6):745-52. DOI: 10.1016/j.joen.2011.02.022

114. Hilgenfeld T, Juerchott A, Deisenhofer UK, Weber D, Rues S, Rammelsberg P, et al. In vivo accuracy of tooth surface reconstruction based on CBCT and dental MRI—A clinical pilot study. *Clin Oral Implants Res.* 2019;30(9):920-7. DOI: 10.1111/clr.13498
115. Xu H, Fu J, Deng J, Zheng Q. Effect of occlusal slope related to uneven attrition on root stress distribution and potential fracture. *J Dent Sci.* 2018;13(4):367-73. DOI: 10.1016/j.jds.2018.06.006
116. Oyama K, Motoyoshi M, Hirabayashi M, Hosoi K, Shimizu N. Effects of root morphology on stress distribution at the root apex. *Eur J Orthod.* 2007;29(2):113-7. DOI: 10.1093/ejo/cjl043
117. MacHado AC, Soares CJ, Reis BR, Bicalho AA, Raposo LHA, Soares P V. Stress-strain analysis of premolars with non-cariou cervical lesions: Influence of restorative material, loading direction and mechanical fatigue. *Oper Dent.* 2017;42(3):253-65. DOI: 10.2341/14-195-L
118. Limjeerajarus N, Dhammayannarangi P, Phanijjiva A, Tangsripongkul P, Jearanaiphaisarn T, Pittayapat P, et al. Comparison of ultimate force revealed by compression tests on extracted first premolars and FEA with a true scale 3D multi-component tooth model based on a CBCT dataset. *Clin Oral Investig.* 2019;24(1):211-20. DOI: 10.1007/s00784-019-02919-8
119. Lin CL, Pai CA. Numerical investigation of failure risk of cad/cam ceramic restoration for an endodontically treated maxillary premolar with no preparation. *Biomed Eng - Appl Basis Commun.* 2010;22(4):327-35. DOI: 10.4015/S1016237210002043
120. Brüllmann D, Schulze RKW. Spatial resolution in CBCT machines for dental/maxillofacial applications - What do we know today? *Dentomaxillofacial Radiol.* 2015;44(1). DOI: 10.1259/dmfr.20140204
121. Pauwels R, Nackaerts O, Bellaiche N, Stamatakis H, Tsiklakis K, Walker A, et al. Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations. *Br J Radiol.* 2013;86(1021):1-9. DOI: 10.1259/bjr.20120135
122. Hanzelka T, Dusek J, Ing D, Ocsek F, Kucera J. Movement of the patient and the cone beam computed tomography scanner : objectives and possible solutions. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2013;116(6):769-73. DOI: 10.1016/j.oooo.2013.08.010
123. Nardi C, Molteni R, Lorini C, Taliani GG, Matteuzzi B, Mazzoni E, et al. Motion artefacts in cone beam CT: An in vitro study about the effects on the images. *Br J Radiol.* 2016;89(1058). DOI: 10.1259/bjr.20150687
124. Galibourg A, Dumoncel J, Telmon N, Calvet A, Michetti J, Maret D. Assessment of automatic segmentation of teeth using a watershed-based method. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2018;47(1). DOI: 10.1259/dmfr.20170220
125. Alsufyani NA, Flores-Mir C, Major PW. Three-dimensional segmentation of the upper airway using cone beam CT: A systematic review. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2012;41(4):276-84. DOI: 10.1259/dmfr/79433138
126. Minnema J, van Eijnatten M, Hendriksen AA, Liberton N, Pelt DM, Batenburg KJ, et al. Segmentation of dental cone-beam CT scans affected by metal artifacts using a mixed-scale dense convolutional neural network. *Med Phys.* 2019;46(11):5027-35. DOI: 10.1002/mp.13793
127. Hegazy MAA, Cho MH, Cho MH, Lee SY. U-net based metal segmentation on projection domain for metal artifact reduction in dental CT. *Biomed Eng Lett.* 2019;9(3):375-85. DOI: 10.1007/s13534-019-00110-2
128. Schulze R, Heil U, Groß D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: A review. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2011;40(5):265-73. DOI: 10.1259/dmfr/30642039

129. Huang C-C, Chang Y-C, Chuang M-C, Lin H-J, Tsai Y-L, Chang S-H, et al. Analysis of the Width of Vertical Root Fracture in Endodontically Treated Teeth by 2 Micro-Computed Tomography Systems. *J Endod. Elsevier*; 2014;40(5):698-702. DOI: 10.1016/j.joen.2013.12.015
130. Asgari Taghanaki S, Abhishek K, Cohen JP, Cohen-Adad J, Hamarneh G. Deep semantic segmentation of natural and medical images: a review. *Artif Intell Rev*. 2021;54(1):137-78. DOI: 10.1007/s10462-020-09854-1
131. Zhou T, Ruan S, Canu S. A review: Deep learning for medical image segmentation using multi-modality fusion. *Array*. 2019;3-4(July):100004. DOI: 10.1016/j.array.2019.100004
132. Lahoud P, EzEldeen M, Beznik T, Willems H, Leite A, Van Gerven A, et al. Artificial intelligence for fast and accurate 3D tooth segmentation on CBCT. *J Endod*. 2021; DOI: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2020.12.020>
133. Mörch CM, Atsu S, Cai W, Li X, Madathil SA, Liu X, et al. Artificial Intelligence and Ethics in Dentistry: A Scoping Review. *J Dent Res*. 2021;220345211013808. DOI: 10.1177/00220345211013808
134. Jacinto H, Kéchichian R, Desvignes M, Prost R, Valette S. A web interface for 3D visualization and interactive segmentation of medical images. *Proceedings, Web3D 2012 - 17th Int Conf 3D Web Technol*. 2012;51-8. DOI: 10.1145/2338714.2338722
135. Valette S, Chassery JM, Prost R. Generic remeshing of 3D triangular meshes with metric-dependent discrete voronoi diagrams. *IEEE Trans Vis Comput Graph*. 2008;14(2):369-81. DOI: 10.1109/TVCG.2007.70430
136. Richert R, Farges JC, Villat C, Valette S, Boisse P, Ducret M. Decision Support for Removing Fractured Endodontic Instruments: A Patient-Specific Approach. *Appl Sci*. 2021;11(6):2602. DOI: 10.3390/app11062602
137. Lorensen WE, Cline HE. Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. Dans: *Proceedings of the 14th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery; 1987. p. 163–169. (SIGGRAPH '87).
138. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, et al. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J Healthc Eng*. 2017;2017. DOI: 10.1155/2017/8427595
139. Barour S, Richert R, Virard F, Wulfman C, Iozzino R, Elbashti M, et al. Immersive 3D Educational Contents: A Technical Note for Dental Educators. *Healthcare*. 2021;9(2):178. DOI: 10.3390/healthcare9020178
140. Rangel FA, Maal TJJ, Bronkhorst EM, Breuning KH, Schols JGJH, Bergé SJ, et al. Accuracy and Reliability of a Novel Method for Fusion of Digital Dental Casts and Cone Beam Computed Tomography Scans. *PLoS One*. 2013;8(3):1-7. DOI: 10.1371/journal.pone.0059130
141. Zienkiewicz OC, Taylor RL, Zhu JZ. Chapter 1 - The Standard Discrete System and Origins of the Finite Element Method. Dans: *Zienkiewicz OC, Taylor RL, Zhu JZBT-TFEM its B and F (Seventh E, directeurs. The Finite Element Method: its Basis and Fundamentals*. Oxford: Butterworth-Heinemann; 2013. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-1-85617-633-0.00001-0>
142. Davis MC, Shariff SS. Success and Survival of Endodontically Treated Cracked Teeth with Radicular Extensions: A 2- to 4-year Prospective Cohort. *J Endod*. 2019;45(7):848-55. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2019.03.015>
143. Sim IGB, Lim T-S, Krishnaswamy G, Chen N-N. Decision Making for Retention of Endodontically Treated Posterior Cracked Teeth: A 5-year Follow-up Study. *J Endod*. 2016;42(2):225-9. DOI: 10.1016/j.joen.2015.11.011

144. Olivieri JG, Elmsmari F, Miró Q, Ruiz X-F, Krell K V, García-Font M, et al. Outcome and Survival of Endodontically Treated Cracked Posterior Permanent Teeth: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Endod.* 2020;46(4):455-63. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2020.01.006>
145. Hohmann A, Kober C, Young P, Dorow C, Geiger M, Boryor A, et al. Influence of different modeling strategies for the periodontal ligament on finite element simulation results. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2011;139(6):775-83. DOI: [10.1016/j.ajodo.2009.11.014](https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.11.014)
146. Vukicevic AM, Zelic K, Milasinovic D, Sarrami-Foroushani A, Jovicic G, Milovanovic P, et al. OpenMandible: An open-source framework for highly realistic numerical modelling of lower mandible physiology. *Dent Mater.* 2021;37(4):612-24. DOI: [10.1016/j.dental.2021.01.009](https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.01.009)
147. Kolte AP, Kolte RA, Bawankar P. Proximal contact areas of maxillary anterior teeth and their influence on interdental papilla. *Saudi Dent J. King Saud University;* 2018;30(4):324-9. DOI: [10.1016/j.sdentj.2018.05.007](https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2018.05.007)
148. French D, Naito M, Linke B. Interproximal contact loss in a retrospective cross-sectional study of 4325 implants: Distribution and incidence and the effect on bone loss and peri-implant soft tissue. *J Prosthet Dent.* 2019;122(2):108-14. DOI: [10.1016/j.prosdent.2018.11.011](https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.11.011)
149. Saber A, Chakar C, Mokbel N, Nohra J. Prevalence of Interproximal Contact Loss Between Implant-Supported Fixed Prostheses and Adjacent Teeth and Its impact on Marginal Bone Loss: A Retrospective Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2020;35(3):625-30. DOI: [10.11607/jomi.7926](https://doi.org/10.11607/jomi.7926)
150. Roy S, Basu B. Mechanical and tribological characterization of human tooth. *Mater Charact.* 2008;59(6):747-56. DOI: [10.1016/j.matchar.2007.06.008](https://doi.org/10.1016/j.matchar.2007.06.008)
151. Chaichanasiri E, Nanakorn P, Tharanon W, Sloten J Vander. A finite element study of the effect of contact forces between an implant-retained crown and its adjacent teeth on bone stresses. *J Mech.* 2009;25(4):441-50. DOI: [10.1017/S1727719100002926](https://doi.org/10.1017/S1727719100002926)
152. Yurkstas A, Manly RS. Measurement of occlusal contact area effective in mastication. *Am J Orthod.* 1949;35(3):185-95. DOI: [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(49\)90028-7](https://doi.org/10.1016/0002-9416(49)90028-7)
153. DeLong R, Knorr S, Anderson GC, Hodges J, Pintado MR. Accuracy of contacts calculated from 3D images of occlusal surfaces. *J Dent.* 2007;35(6):528-34. DOI: [10.1016/j.jdent.2007.02.004](https://doi.org/10.1016/j.jdent.2007.02.004)
154. Benazzi S, Grosse IR, Gruppioni G, Weber GW, Kullmer O. Comparison of occlusal loading conditions in a lower second premolar using three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Investig.* 2014;18(2):369-75. DOI: [10.1007/s00784-013-0973-8](https://doi.org/10.1007/s00784-013-0973-8)
155. Lin CL, Chang YH, Pai CA. Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation. *Dent Mater.* 2011;27(5):431-8. DOI: [10.1016/j.dental.2010.10.026](https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.026)
156. Costa AKF, Xavier TA, Noritomi PY, Saavedra G, Borges ALS. The influence of elastic modulus of inlay materials on stress distribution and fracture of premolars. *Oper Dent.* 2014;39(4). DOI: [10.2341/13-092-L](https://doi.org/10.2341/13-092-L)
157. Hu P, Wu T, Wang HZ, Qi XZ, Yao J, Cheng XD, et al. Influence of Different Boundary Conditions in Finite Element Analysis on Pelvic Biomechanical Load Transmission. *Orthop Surg.* 2017;9(1):115-22. DOI: [10.1111/os.12315](https://doi.org/10.1111/os.12315)
158. Erdemir A, Guess TM, Halloran J, Tadepalli SC, Morrison TM. Considerations for Reporting Finite Element Analysis Studies in Biomechanics. *J Biomech.* 2012;45(4):625-33. DOI: [10.1038/jid.2014.371](https://doi.org/10.1038/jid.2014.371)
159. Benazzi S, Nguyen HN, Kullmer O, Kupczik K. Dynamic modelling of tooth deformation using occlusal kinematics and finite element analysis. *PLoS One.* 2016;11(3):1-17. DOI: [10.1371/journal.pone.0152663](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0152663)

160. Lin CL, Chang YH, Hsieh SK, Chang WJ. Estimation of the failure risk of a maxillary premolar with different crack depths with endodontic treatment by computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic restorations. *J Endod.* 2013;39(3):375-9. DOI: 10.1016/j.joen.2012.11.042
161. Barak MM, Geiger S, Chattah NLT, Shahar R, Weiner S. Enamel dictates whole tooth deformation: A finite element model study validated by a metrology method. *J Struct Biol.* 2009;168(3):511-20. DOI: 10.1016/j.jsb.2009.07.019
162. Lin CL, Chang YH, Pa CA. Estimation of the Risk of Failure for an Endodontically Treated Maxillary Premolar With MODP Preparation and CAD/CAM Ceramic Restorations. *J Endod.* 2009;35(10):1391-5. DOI: 10.1016/j.joen.2009.06.020
163. Lin CL, Chang WJ, Lin YS, Chang YH, Lin YF. Evaluation of the relative contributions of multi-factors in an adhesive MOD restoration using FEA and the Taguchi method. *Dent Mater.* 2009;25(9):1073-81. DOI: 10.1016/j.dental.2009.01.105
164. Tajima K, Chen KK, Takahashi N, Noda N, Nagamatsu Y, Kakigawa H. Three-dimensional finite element modeling from CT images of tooth and its validation. *Dent Mater J.* 2009;28(2):219-26. DOI: 10.4012/dmj.28.219
165. Chang YH, Lin WH, Kuo WC, Chang CY, Lin CL. Mechanical interactions of cuspal-coverage designs and cement thickness in a cusp-replacing ceramic premolar restoration: A finite element study. *Med Biol Eng Comput.* 2009;47(4):367-74. DOI: 10.1007/s11517-008-0379-y
166. Lin CL, Chang YH, Lin YF. Combining structural-thermal coupled field FE analysis and the Taguchi method to evaluate the relative contributions of multi-factors in a premolar adhesive MOD restoration. *J Dent.* 2008;36(8):626-36. DOI: 10.1016/j.jdent.2008.04.013
167. Lin CL, Chang YH, Liu PR. Multi-factorial analysis of a cusp-replacing adhesive premolar restoration: A finite element study. *J Dent.* 2008;36(3):194-203. DOI: 10.1016/j.jdent.2007.11.016
168. Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite class II inlay restorations: A 3D-FEA study. *Dent Mater.* 2004;20(9):862-72. DOI: 10.1016/j.dental.2004.05.001
169. Lee HE, Lin CL, Wang CH, Cheng CH, Chang CH. Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar - A finite element investigation. *J Dent.* 2002;30(7-8):283-90. DOI: 10.1016/S0300-5712(02)00020-9
170. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J Biomech.* 2001;34(10):1269-77. DOI: 10.1016/S0021-9290(01)00098-7
171. Toparli M, Gökay N, Aksoy T. An investigation of the stress values on a tooth restored by amalgam. *J Oral Rehabil.* 1999;26(3):259-63. DOI: 10.1046/j.1365-2842.1999.00337.x
172. Shahrabaf S, Van Noort R, Mirzakouchaki B, Ghassemieh E, Martin N. Fracture strength of machined ceramic crowns as a function of tooth preparation design and the elastic modulus of the cement. *Dent Mater.* 2014;30(2):234-41. DOI: 10.1016/j.dental.2013.11.010
173. Zysset PK. Indentation of bone tissue: A short review. *Osteoporos Int.* 2009;20(6):1049-55. DOI: 10.1007/s00198-009-0854-9
174. Merle B, Maier V, Göken M, Durst K. Experimental determination of the effective indenter shape and ϵ -factor for nanoindentation by continuously measuring the unloading stiffness. *J Mater Res.* 2012;27(1):214-21. DOI: 10.1557/jmr.2011.245
175. Tseng ZJ, Mcnitt-Gray JL, Flashner H, Wang X, Enciso R. Model sensitivity and use of the comparative

- finite element method in mammalian jaw mechanics: Mandible performance in the Gray Wolf. *PLoS One*. 2011;6(4). DOI: 10.1371/journal.pone.0019171
176. Fischer A, Eidel B. Error analysis for quadtree-type mesh coarsening algorithms adapted to pixelized heterogeneous microstructures. *Comput Mech*. 2020;65(6):1467-91. DOI: 10.1007/s00466-020-01830-4
 177. Fischer A, Eidel B. Convergence and Error Analysis of FE-HMM/FE for Energetically Consistent Micro-Coupling Conditions in Linear Elastic Solids. *Eur J Mech - A/Solids*. 2019;77(103735). DOI: 10.1016/j.euromechsol.2019.02.001
 178. Ladevèze P, Moës N. Adaptive control for finite element analysis in plasticity. *Comput Struct*. 1999;73(1):45-60. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0045-7949\(98\)00284-3](https://doi.org/10.1016/S0045-7949(98)00284-3)
 179. Babuška I, Rheinboldt WC. Adaptive approaches and reliability estimations in finite element analysis. *Comput Methods Appl Mech Eng*. 1979;17-18:519-40. DOI: [https://doi.org/10.1016/0045-7825\(79\)90042-2](https://doi.org/10.1016/0045-7825(79)90042-2)
 180. Zhu JZ, Zienkiewicz OC. A posteriori error estimation and three-dimensional automatic mesh generation. *Finite Elem Anal Des*. 1997;25(1):167-84. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0168-874X\(96\)00037-6](https://doi.org/10.1016/S0168-874X(96)00037-6)
 181. Zienkiewicz OC, Taylor RL, Zhu JZ. Chapter 15 - Errors, Recovery Processes, and Error Estimates. Dans: Zienkiewicz OC, Taylor RL, Zhu JZBT-TFEM its B and F (Seventh E, directeurs. *The Finite Element Method: its Basis and Fundamentals*. Oxford: Butterworth-Heinemann; 2013. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-1-85617-633-0.00015-0>
 182. Zhang YY, Peng MD, Wang YN, Li Q. The effects of ferrule configuration on the anti-fracture ability of fiber post-restored teeth. *J Dent*. 2015;43(1):117-25. DOI: 10.1016/j.jdent.2014.10.003
 183. Barani A, Keown AJ, Bush MB, Lee JJW, Chai H, Lawn BR. Mechanics of longitudinal cracks in tooth enamel. *Acta Biomater*. 2011;7(5):2285-92. DOI: 10.1016/j.actbio.2011.01.038
 184. Wan B, Shahmoradi M, Zhang Z, Shibata Y, Sarrafpour B, Swain M, et al. Modelling of stress distribution and fracture in dental occlusal fissures. *Sci Rep*. 2019;9(1):1-10. DOI: 10.1038/s41598-019-41304-z
 185. Barani A, Bush MB, Lawn BR. Effect of property gradients on enamel fracture in human molar teeth. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012;15:121-30. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.06.014>
 186. Lo YJ, Chang WJ, Lee SY, Chang KJ, Lin CT, Huang HM. Reductions in the effects of damping on stress concentration in premolars by post-endodontic restorations: A non-linear finite element study. *Proc Inst Mech Eng Part H J Eng Med*. 2009;223(5):555-65. DOI: 10.1243/09544119JEIM538
 187. Panwar V, Gupta P, Bagha AK, Chauhan N. A Review on studies of Finite Element Model Updating and Updating of Composite Materials. *Mater Today Proc*. 2018;5(14):27912-8. DOI: 10.1016/j.matpr.2018.10.030
 188. Tricco AC, Lillie E, Zarin W, O'Brien KK, Colquhoun H, Levac D, et al. PRISMA extension for scoping reviews (PRISMA-ScR): Checklist and explanation. *Ann Intern Med*. 2018;169(7):467-73. DOI: 10.7326/M18-0850
 189. Wood SA, Strait DS, Dumont ER, Ross CF, Grosse IR. The effects of modeling simplifications on craniofacial finite element models: The alveoli (tooth sockets) and periodontal ligaments. *J Biomech*. 2011;44(10):1831-8. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.03.022
 190. Lin CL, Chang CH, Ko CC. Multifactorial analysis of an MOD restored human premolar using auto-mesh Finite Element approach. *J Oral Rehabil*. 2001;28(6):576-85. DOI: 10.1046/j.1365-

191. Lauzeral N, Borzacchiello D, Kugler M, George D, Rémond Y, Hostettler A, et al. Shape parametrization of bio-mechanical finite element models based on medical images. *Comput Methods Biomech Biomed Eng Imaging Vis.* 2019;7(5-6):480-9. DOI: 10.1080/21681163.2018.1447400
192. Dar FH, Meakin JR, Aspden RM. Statistical methods in finite element analysis. *J Biomech.* 2002;35(9):1155-61. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00085-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00085-4)
193. Huysmans MCDNJM, Van der Varst PGT. Finite element analysis of quasistatic and fatigue failure of post and cores. *J Dent.* 1993;21(1):57-64. DOI: [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(93\)90054-T](https://doi.org/10.1016/0300-5712(93)90054-T)
194. Pérez-González A, Iserte-Vilar JL, González-Lluch C. Interpreting finite element results for brittle materials in endodontic restorations. *Biomed Eng Online.* 2011;10(1):44. DOI: 10.1186/1475-925X-10-44
195. Rodrigues YL, Mathew MT, Mercuri LG, da Silva JSP, Henriques B, Souza JCM. Biomechanical simulation of temporomandibular joint replacement (TMJR) devices: a scoping review of the finite element method. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2018;47(8):1032-42. DOI: 10.1016/j.ijom.2018.02.005
196. Baumgaertel S, Palomo JM, Palomo L, Hans MG. Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(1):18-9. DOI: 10.1016/j.ajodo.2007.09.016
197. Ortún-Terrazas J, Cegoñino J, Santana-Penín U, Santana-Mora U, Pérez del Palomar A. Approach towards the porous fibrous structure of the periodontal ligament using micro-computerized tomography and finite element analysis. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018;79:135-49. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.12.022>
198. Erdemir A, Guess TM, Halloran J, Tadepalli SC, Morrison TM. Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics. *J Biomech.* 2012;45(4):625-33. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.11.038>
199. Murakami N, Wakabayashi N. Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: A review. *J Prosthodont Res.* 2014;58(2):92-101. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jpjor.2014.03.001>
200. Spin-Neto R, Gotfredsen E, Wenzel A. Impact of voxel size variation on CBCT-based diagnostic outcome in dentistry: A systematic review. *J Digit Imaging.* 2013;26(4):813-20. DOI: 10.1007/s10278-012-9562-7
201. Nikolaus A, Currey JD, Lindtner T, Fleck C, Zaslansky P. Importance of the variable periodontal ligament geometry for whole tooth mechanical function: A validated numerical study. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;67(March 2016):61-73. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2016.11.020
202. Morgenthal A, Zaslansky P, Fleck C. Cementum thickening leads to lower whole tooth mobility and reduced root stresses: an in silico study on aging effects during mastication. *J Struct Biol.* 2021;213(2):107726. DOI: 10.1016/j.jsb.2021.107726
203. Qian G, Mahdi A. Sensitivity analysis methods in the biomedical sciences. *Math Biosci.* 2020;323:108306. DOI: 10.1016/j.mbs.2020.108306
204. Thabane L, Mbuagbaw L, Zhang S, Samaan Z, Marcucci M, Ye C, et al. A tutorial on sensitivity analyses in clinical trials: The what, why, when and how. *BMC Med Res Methodol.* 2013;13(1). DOI: 10.1186/1471-2288-13-92
205. Guan H, van Staden R, Loo Y-C, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Influence of bone and dental

- implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(5):866-76.
206. Pomwenger W, Entacher K, Resch H, Schuller-Götzburg P. Need for CT-based bone density modelling in finite element analysis of a shoulder arthroplasty revealed through a novel method for result analysis. *Biomed Tech*. 2014;59(5):421-30. DOI: 10.1515/bmt-2013-0125
 207. Kordaß B, Behrendt C, Ruge S. Computerized occlusal analysis - innovative approaches for a practice-oriented procedure. *Int J Comput Dent*. England; 2020;23(4):363-75.
 208. Taddei F, Martelli S, Reggiani B, Cristofolini L, Viceconti M. Finite-element modeling of bones from CT data: Sensitivity to geometry and material uncertainties. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2006;53(11):2194-200. DOI: 10.1109/TBME.2006.879473
 209. Murakami N, Wakabayashi N. Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: A review. *J Prosthodont Res*. 2014;58(2):92-101. DOI: 10.1016/j.jpor.2014.03.001
 210. Shamseddine L, Chaaban F. Impact of a Core Ferrule Design on Fracture Resistance of Teeth Restored with Cast Post and Core. *Adv Med*. 2016;2016(May 1995):1-8. DOI: 10.1155/2016/5073459
 211. Saint pierre F, Fanelli G, Mokhbi J, Lombry Y. Traitement Endodontique - Rapport HAS d'évaluation technologique. 2008;1-66.
 212. Azim AA, Griggs JA, Huang GTJ. The Tennessee study: Factors affecting treatment outcome and healing time following nonsurgical root canal treatment. *Int Endod J*. 2016;49(1):6-16. DOI: 10.1111/iej.12429
 213. Torabinejad M, Corr R, Handysides R, Shabahang S. Outcomes of Nonsurgical Retreatment and Endodontic Surgery: A Systematic Review. *J Endod*. 2009;35(7):930-7. DOI: 10.1016/j.joen.2009.04.023
 214. Chércoles-Ruiz A, Sánchez-Torres A, Gay-Escoda C. Endodontics, Endodontic Retreatment, and Apical Surgery Versus Tooth Extraction and Implant Placement: A Systematic Review. *J Endod*. 2017;43(5):679-86. DOI: 10.1016/j.joen.2017.01.004
 215. Ng Y-L, Mann V, Gulabivala K. A prospective study of the factors affecting outcomes of nonsurgical root canal treatment: part 1: periapical health. *Int Endod J*. 2011;44(7):583-609. DOI: 10.1111/j.1365-2591.2011.01872.x
 216. Kohli MR, Berenji H, Setzer FC, Lee SM, Karabucak B. Outcome of Endodontic Surgery: A Meta-analysis of the Literature—Part 3: Comparison of Endodontic Microsurgical Techniques with 2 Different Root-end Filling Materials. *J Endod*. 2018;44(6):923-31. DOI: 10.1016/j.joen.2018.02.021
 217. von Arx T, Jensen SS, Hänni S, Friedman S. Five-year longitudinal assessment of the prognosis of apical microsurgery. *J Endod*. 2012;38(5):570-9. DOI: 10.1016/j.joen.2012.02.002
 218. von Arx T, Peñarrocha M, Jensen S. Prognostic factors in apical surgery with root-end filling: A meta-analysis. *J Endod*. 2010;36(6):957-73. DOI: 10.1016/j.joen.2010.02.026
 219. Ng YL, Mann V, Gulabivala K. Outcome of secondary root canal treatment: A systematic review of the literature. *Int Endod J*. 2008;41(12):1026-46. DOI: 10.1111/j.1365-2591.2008.01484.x
 220. P.N.R.Nair. New perspectives on radicular cysts : do they heal ? 1998;179:155-60.
 221. Nair PNR. Pathogenesis of apical periodontitis and the causes of endodontic failures. Vol. 15, *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine* 2004. p. 348-81.

222. von Arx T, Jensen S, Bornstein M. Changes of Root Length and Root-to-Crown Ratio after Apical Surgery: An Analysis by Using Cone-beam Computed Tomography. *J Endod.* 2015;41(9):1424-9. DOI: 10.1016/j.joen.2015.04.001
223. von Arx T, Steiner RG, Tay FR. Apical surgery: endoscopic findings at the resection level of 168 consecutively treated roots. *Int Endod J.* 2011;44(4):290-302. DOI: 10.1111/j.1365-2591.2010.01811.x
224. Jang Y, Hong HT, Roh BD, Chun HJ. Influence of apical root resection on the biomechanical response of a single-rooted tooth: a 3-dimensional finite element analysis. *J Endod.* 2014;40(9):1489-93. DOI: 10.1016/j.joen.2014.03.006
225. Ran SJ, Yang X, Sun Z, Zhang Y, Chen JX, Wang DM, et al. Effect of length of apical root resection on the biomechanical response of a maxillary central incisor in various occlusal relationships. *Int Endod J.* 2020;53(1):111-21. DOI: 10.1111/iej.13211
226. Kim S, Park SY, Lee Y, Lee CJ, Karabucak B, Kim HC, et al. Stress Analyses of Retrograde Cavity Preparation Designs for Surgical Endodontics in the Mesial Root of the Mandibular Molar: A Finite Element Analysis—Part I. *J Endod.* 2019;45(4):442-6. DOI: 10.1016/j.joen.2019.01.001
227. Kim S, Chen D, Park SY, Lee CJ, Kim HC, Kim E. Stress Analyses of Retrograde Cavity Preparation Designs for Surgical Endodontics in the Mesial Root of the Mandibular Molar: A Finite Element Analysis—Part II. *J Endod.* 2020;46(4):539-44. DOI: 10.1016/j.joen.2019.12.007
228. Cho S, Kim E. Does apical root resection in endodontic microsurgery jeopardize the prosthodontic prognosis? *Restor Dent Endod.* 2013;38(2):59. DOI: 10.5395/rde.2013.38.2.59
229. Saposnik G, Redelmeier D, Ruff CC, Tobler PN. Cognitive biases associated with medical decisions: a systematic review. *BMC Med Inform Decis Mak.* *BMC Medical Informatics and Decision Making*; 2016;16(1):1-14. DOI: 10.1186/s12911-016-0377-1
230. Hondrum SO. Temporary dental restorative materials for military field use. *Mil Med.* 1998;163(6):381-5. DOI: 10.1093/milmed/163.6.381
231. Ma X, Li C, Jia L, Wang Y, Liu W, Zhou X, et al. Materials for retrograde filling in root canal therapy. *Cochrane Database Syst Rev.* 2016;(12). DOI: 10.1002/14651858.CD005517.pub2. www.cochranelibrary.com
232. Abusrewil SM, McLean W, Scott JA. The use of Bioceramics as root-end filling materials in periradicular surgery: A literature review. *Saudi Dent J.* King Saud University; 2018;30(4):273-82. DOI: 10.1016/j.sdentj.2018.07.004
233. Rubinstein RA, Kim S. Long-Term Follow-Up of Cases Considered Healed One Year After Apical Microsurgery. *J Endod.* 2002;28(5):378-83. DOI: 10.1097/00004770-200205000-00008
234. Lindeboom JAH, Frenken JWFH, Kroon FHM, van den Akker HP. A comparative prospective randomized clinical study of MTA and IRM as root-end filling materials in single-rooted teeth in endodontic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005;100(4):495-500. DOI: 10.1016/j.tripleo.2005.03.027
235. Girish K, Mandava J, Chandra RR, Ravikumar K, Anwarullah A, Athaluri M. Effect of obturating materials on fracture resistance of simulated immature teeth. *J Conserv Dent.* 2017;20(2):115-9. DOI: 10.4103/0972-0707.212238
236. Elnaghy AM, Elsaka SE. Fracture resistance of simulated immature teeth filled with Biodentine and white mineral trioxide aggregate - an in vitro study. *Dent Traumatol.* 2016;32(2):116-20. DOI: 10.1111/edt.12224

237. Linsuwanont P, Kulvitit S, Santiwong B. Reinforcement of Simulated Immature Permanent Teeth after Mineral Trioxide Aggregate Apexification. *J Endod.* 2018;44(1):163-7. DOI: 10.1016/j.joen.2017.08.031
238. Rosen E, Beitlitum I, Tsesis I. The preservation of teeth with root-originated fractures. *Evidence-Based Endod. Evidence-Based Endodontics*; 2018;3(1). DOI: 10.1186/s41121-018-0016-7
239. Richert R, Alsheghri AA, Alageel O, Caron E, Song J, Ducret M, et al. Analytical model of I-bar clasps for removable partial dentures. *Dent Mater.* 2021;37(6):1066-72. DOI: 10.1016/j.dental.2021.03.018
240. Bahraminasab M, Jahan A, Sahari B, Arumugam M, Shamsborhan M, Hassan MR. Using Design of Experiments Methods for Assessing Peak Contact Pressure to Material Properties of Soft Tissue in Human Knee. *J Med Eng.* 2013;2013:1-11. DOI: 10.1155/2013/891759
241. Zhang YR, Du W, Zhou XD, Yu HY. Review of research on the mechanical properties of the human tooth. Vol. 6, *International Journal of Oral Science* 2014. p. 61-9.
242. Zaytsev D, Grigoriev S, Panfilov P. Deformation behavior of human dentin under uniaxial compression. *Int J Biomater.* 2012;2012. DOI: 10.1155/2012/854539
243. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* 1974;18(2):269-96.
244. Gouedard C, Gouedard C. Durabilité des matériaux et des structures employés en odontologie restauratrice et endodontie chez l ' enfant et chez l ' adulte To cite this version : HAL Id : tel-03149062 Par. 2021.
245. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi Instrument Fracture and its Consequences. *J Endod.* 2006;32(11):1031-43. DOI: 10.1016/j.joen.2006.06.008
246. Madarati AA, Hunter MJ, Dummer PMH. Management of Intracanal Separated Instruments. *J Endod.* 2013;39(5):569-81. DOI: 10.1016/j.joen.2012.12.033
247. Peters OA, Paque F. Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: a review. *Quintessence Int (Berl).* 2010;41(6):479-88.
248. Khasnis SA, Kar PP, Kamal A, Patil JD. Rotary science and its impact on instrument separation: A focused review. *J Conserv Dent. Medknow Publications & Media Pvt Ltd*; 2018;21(2):116-24. DOI: 10.4103/JCD.JCD_240_17
249. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A Retrospective Clinical Study of Incidence of Root Canal Instrument Separation in an Endodontics Graduate Program: A PennEndo Database Study. *J Endod.* 2006;32(11):1048-52. DOI: 10.1016/j.joen.2006.03.001
250. Tzanetakis GN, Kontakiotis EG, Maurikou D V, Marzelou MP. Prevalence and Management of Instrument Fracture in the Postgraduate Endodontic Program at the Dental School of Athens: A Five-year Retrospective Clinical Study. *J Endod.* 2008;34(6):675-8. DOI: 10.1016/j.joen.2008.02.039
251. McGuigan MB, Louca C, Duncan HF. Clinical decision-making after endodontic instrument fracture. *Dans: British Dental Journal.* 2013. p. 395-400.
252. Panitvisai P, Parunnit P, Sathorn C, Messer HH. Impact of a Retained Instrument on Treatment Outcome: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Endod.* 2010;36(5):775-80. DOI: 10.1016/j.joen.2009.12.029
253. Suter B, Lussi A, Sequeira P. Probability of removing fractured instruments from root canals. *Int Endod J.* 2005;38(2):112-23. DOI: 10.1111/j.1365-2591.2004.00916.x

254. Ha WN, Nicholson T, Kahler B, Walsh LJ. Methodologies for measuring the setting times of mineral trioxide aggregate and Portland cement products used in dentistry. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2016;2(1):25-30. DOI: 10.3109/23337931.2015.1135746
255. Thompson SA. An overview of nickel – titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*. 2000;33(4):297-310.
256. Kim S, Park S-Y, Lee Y, Lee C-J, Karabucak B, Kim H-C, et al. Stress Analyses of Retrograde Cavity Preparation Designs for Surgical Endodontics in the Mesial Root of the Mandibular Molar: A Finite Element Analysis ;Part I. *J Endod*. Elsevier; 2019;45(4):442-6. DOI: 10.1016/j.joen.2019.01.001
257. Chogle S, Zuaitar M, Sarkis R, Saadoun M, Mecham A, Zhao Y. The Recommendation of Cone-beam Computed Tomography and Its Effect on Endodontic Diagnosis and Treatment Planning. *J Endod*. 2020;46(2):162-8. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2019.10.034>
258. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*. 2009;28(1):44-56. DOI: 10.4012/dmj.28.44
259. Wittneben J-G, Wright RF, Weber H-P, Gallucci GO. A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations. *Int J Prosthodont*. 2009;22(5):466-71.
260. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: A literature review. *J Endod*. 2004;30(5):289-301. DOI: 10.1097/00004770-200405000-00001
261. Goodacre CJ, Campagni W V, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent*. 2001;85(4):363-76. DOI: <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.114685>
262. Mannocci F, Bertelli E, Sherriff M, Watson TF, Ford TRP. Three-year clinical comparison of survival of endodontically treated teeth restored with either full cast coverage or with direct composite restoration. *J Prosthet Dent*. 2002;88(3):297-301. DOI: <https://doi.org/10.1067/mpr.2002.128492>
263. Skupien JA, Cenci MS, Opdam NJ, Kreulen CM, Huysmans M-C, Pereira-Cenci T. Crown vs. composite for post-retained restorations: A randomized clinical trial. *J Dent*. 2016;48:34-9. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.03.007>
264. Sequeira-Byron P FZCBNM, Alrowaili EF. Single crowns versus conventional fillings for the restoration of root-filled teeth. *Cochrane Database Syst Rev*. 2015;2015(9). DOI: 10.1002/14651858.CD009109.pub3
265. Yu W, Guo K, Zhang B, Weng W. Fracture resistance of endodontically treated premolars restored with lithium disilicate CAD/CAM crowns or onlays and luted with two luting agents. *Dent Mater J*. 2014;33(3):349-54. DOI: 10.4012/dmj.2013-240
266. Otto T, Mörmann W. Clinical performance of chairside CAD/CAM feldspathic ceramic posterior shoulder crowns and endocrowns up to 12 years. *Int J Comput Dent*. 2015;18:147-61.
267. Thomas RM, Kelly A, Tagiyeva N, Kanagasingam S. Comparing endocrown restorations on permanent molars and premolars: a systematic review and meta-analysis. *Br Dent J*. 2020; DOI: 10.1038/s41415-020-2279-y
268. Hayes A, Duvall N, Wajdowicz M, Roberts H. Effect of Endocrown Pulp Chamber Extension Depth on Molar Fracture Resistance. *Oper Dent*. 2017;42(3):327-34. DOI: 10.2341/16-097-1
269. Dartora NR, de Conto Ferreira MB, Moris ICM, Brazão EH, Spazin AO, Sousa-Neto MD, et al. Effect of Intracoronal Depth of Teeth Restored with Endocrowns on Fracture Resistance: In Vitro and 3-

- dimensional Finite Element Analysis. *J Endod.* 2018;44(7):1179-85. DOI: 10.1016/j.joen.2018.04.008
270. de Kuijper MCFM, Cune MS, Tromp Y, Gresnigt MMM. Cyclic loading and load to failure of lithium disilicate endocrowns: Influence of the restoration extension in the pulp chamber and the enamel outline. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;105(October 2019):103670. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2020.103670
271. Einhorn M, DuVall N, Wajdowicz M, Brewster J, Roberts H. Preparation Ferrule Design Effect on Endocrown Failure Resistance. *J Prosthodont.* 2019;28(1):e237-42. DOI: 10.1111/jopr.12671
272. Silva-Sousa AC, Moris ICM, Barbosa AFS, Silva-Sousa YTC, Sousa-Neto MD, Pires CRF, et al. Effect of restorative treatment with endocrown and ferrule on the mechanical behavior of anterior endodontically treated teeth: An in vitro analysis. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;112. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2020.104019
273. Seow LL, Toh CG, Wilson NHF. Strain measurements and fracture resistance of endodontically treated premolars restored with all-ceramic restorations. *J Dent.* 2015;43(1):126-32. DOI: 10.1016/j.jdent.2014.10.001
274. Shin Y, Park S, Park JW, Kim KM, Park YB, Roh BD. Evaluation of the marginal and internal discrepancies of CAD-CAM endocrowns with different cavity depths: An in vitro study. *J Prosthet Dent. Editorial Council for the Journal of Prosthetic Dentistry;* 2017;117(1):109-15. DOI: 10.1016/j.prosdent.2016.03.025
275. da Fonseca GF, Dal Piva AMO, Tribst JPM, Borges ALS. Influence of restoration height and masticatory load orientation on ceramic endocrowns. *J Contemp Dent Pract.* 2018;19(9):1052-7. DOI: 10.5005/JP-JOURNALS-10024-2380
276. Dejak B, Młotkowski A. 3D-Finite element analysis of molars restored with endocrowns and posts during masticatory simulation. *Dent Mater.* 2013;29(12):e309-17. DOI: 10.1016/j.dental.2013.09.014
277. Lin CL, Chang YH, Chang CY, Pai CA, Huang SF. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. *Eur J Oral Sci.* 2010;118(1):87-93. DOI: 10.1111/j.1600-0722.2009.00704.x
278. Gulec L, Ulusoy N. Effect of Endocrown Restorations with Different CAD/CAM Materials: 3D Finite Element and Weibull Analyses. *Biomed Res Int.* 2017;2017. DOI: 10.1155/2017/5638683
279. Jotkowitz A, Samet N. Rethinking ferrule - A new approach to an old dilemma. *Br Dent J.* 2010;209(1):25-33. DOI: 10.1038/sj.bdj.2010.580
280. Nazzal S, Khan MA. Response surface methodology for the optimization of ubiquinone self-nanoemulsified drug delivery system. *AAPS PharmSciTech.* 2002;3(1):1-9. DOI: 10.1208/pt030103
281. Pedrollo Lise D, Van Ende A, De Munck J, Umeda Suzuki TY, Cardoso Vieira LC, Van Meerbeek B. Biomechanical behavior of endodontically treated premolars using different preparation designs and CAD/CAM materials. *J Dent. Elsevier Ltd;* 2017;59:54-61. DOI: 10.1016/j.jdent.2017.02.007
282. Dejak B, Młotkowski A. Strength comparison of anterior teeth restored with ceramic endocrowns vs custom-made post and cores. *J Prosthodont Res.* 2018;62(2):171-6. DOI: 10.1016/j.jpor.2017.08.005
283. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89(3):268-74. DOI: 10.1067/mp.2003.50
284. Dong XD, Ruse ND. Fatigue crack propagation path across the dentinoenamel junction complex in human teeth. *J Biomed Mater Res - Part A.* 2003;66(1):103-9. DOI: 10.1002/jbm.a.10541
285. Zhu J, Rong Q, Wang X, Gao X. Influence of remaining tooth structure and restorative material type on

- stress distribution in endodontically treated maxillary premolars: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*. Editorial Council for the Journal of Prosthetic Dentistry; 2017;117(5):646-55. DOI: 10.1016/j.prosdent.2016.08.023
286. Borges S, Amaral M, Giudice G Lo. Lithium Disilicate Ceramic Endocrown Biomechanical Angles and Filling Materials. 2021;1-13.
287. Haralur SB, Alamrey AA, Alshehri SA, Alzahrani DS. Effect of different preparation designs and all ceramic materials on fracture strength of molar endocrowns. 2020; DOI: 10.1177/2280800020947329
288. Mitchell CA, Abbariki M, Orr JF. The influence of luting cement on the probabilities of survival and modes of failure of cast full-coverage crowns. *Dent Mater*. 2000;16(3):198-206. DOI: 10.1016/s0109-5641(00)00009-9
289. Blatz MB, Vonderheide M, Conejo J. The Effect of Resin Bonding on Long-Term Success of High-Strength Ceramics. *J Dent Res*. 2018;97(2):132-9. DOI: 10.1177/0022034517729134
290. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2005;92:551-6. DOI: 10.1016/S0022391304005852
291. Romashchenko VA. Limitations Of Some Strength Criteria For Composite Materials. *Strength Mater*. 2019;51(6):828-33. DOI: 10.1007/s11223-020-00131-8
292. Lee CS, Kim JH, Kim SK, Ryu DM, Lee JM. Initial and progressive failure analyses for composite laminates using Puck failure criterion and damage-coupled finite element method. *Compos Struct*. 2015;121:406-19. DOI: 10.1016/j.compstruct.2014.11.011
293. Dauvillier BS, Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting. *J Dent Res*. 2000;79(3):818-23. DOI: 10.1177/00220345000790030601
294. Taha D, Spintzyk S, Schille C, Sabet A, Wahsh M, Salah T, et al. Fracture resistance and failure modes of polymer infiltrated ceramic endocrown restorations with variations in margin design and occlusal thickness. *J Prosthodont Res*. 2018;62(3):293-7. DOI: 10.1016/j.jpor.2017.11.003
295. Al-quran FA, Al-ghalayini RF, Al-zu BN. Single-tooth replacement : factors affecting different prosthetic treatment modalities. *BMC Oral Health*. BioMed Central Ltd; 2011;11(1):34. DOI: 10.1186/1472-6831-11-34
296. Saito M, Notani K, Miura Y, Kawasaki T. Complications and failures in removable partial dentures: A clinical evaluation. *J Oral Rehabil*. 2002;29(7):627-33. DOI: 10.1046/j.1365-2842.2002.00898.x
297. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dent Mater*. 2012;28(3):273-8. DOI: 10.1016/j.dental.2011.10.016
298. Donovan TE, Derbabian K, Kaneko L, Wright R. Esthetic Considerations in Removable Prosthodontics. *J Esthet Restor Dent*. 2001;13(4):241-53. DOI: 10.1111/j.1708-8240.2001.tb00270.x
299. Bilhan H, Erdogan O, Ergin S, Celik M, Ates G, Geckili O. Complication rates and patient satisfaction with removable dentures. *J Adv Prosthodont*. 2012;4(2):109-15. DOI: 10.4047/jap.2012.4.2.109
300. Brockhurst PJ. A new design for partial denture circumferential clasp arms. *Aust Dent J*. 1996;41(5):317-23. DOI: 10.1111/j.1834-7819.1996.tb03140.x
301. Rudd RW, Rudd KD. A review of 243 errors possible during the fabrication of a removable partial denture: Part III. *J Prosthet Dent*. 2001;86(3):277-88. DOI: 10.1067/mpr.2001.118021
302. Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, Vult Von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed

- dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. *Dent Mater.* 2011;27(4):356-63. DOI: 10.1016/j.dental.2010.11.015
303. Almuflleh B, Emami E, Alageel O, de Melo F, Seng F, Caron E, et al. Patient satisfaction with laser-sintered removable partial dentures: A crossover pilot clinical trial. *J Prosthet Dent.* 2018;119(4):560-7. DOI: 10.1016/j.prosdent.2017.04.021
304. Davenport JC, Basker RM, Heath JR, Ralph JP, Glantz PO, Hammond P. Clasp design. *Br Dent J.* 2001;190(2):71-81. DOI: 10.1038/sj.bdj.4800887a
305. Alageel O, Abdallah MN, Alsheghri A, Song J, Caron E, Tamimi F. Removable partial denture alloys processed by laser-sintering technique. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater.* 2018;106(3):1174-85. DOI: 10.1002/jbm.b.33929
306. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent.* 2006;96(2):96-9. DOI: 10.1016/j.prosdent.2006.05.029
307. Tasaka A, Shimizu T, Kato Y, Okano H, Ida Y, Higuchi S, et al. Accuracy of removable partial denture framework fabricated by casting with a 3D printed pattern and selective laser sintering. *J Prosthodont Res.* 2020;64(2):224-30. DOI: 10.1016/j.jpor.2019.07.009
308. Schweiger J, Güth JF, Erdelt KJ, Edelhoff D, Schubert O. Internal porosities, retentive force, and survival of cobalt–chromium alloy clasps fabricated by selective laser-sintering. *J Prosthodont Res.* 2020;64(2):210-6. DOI: 10.1016/j.jpor.2019.07.006
309. Sato Y, Tsuga K, Abe Y, Asahara S, Akagawa Y. Analysis of stiffness and stress in I-bar clasps. *J Oral Rehabil.* 2001;28(6):596-600. DOI: 10.1046/j.1365-2842.2001.00600.x
310. Warr JA. An Analysis of Clasp Design in Partial Dentures. *Phys Med Biol.* IOP Publishing; 1959;3(3):212-32. DOI: 10.1088/0031-9155/3/3/303
311. Shirasu K, Wakabayashi N, Yoneyama T, Igarashi Y. Non-linear finite element stress analysis of plastic deformation in Co-Cr wrought-wire clasps. *Dent Mater.* 2008;24(11):1518-24. DOI: 10.1016/j.dental.2008.03.026
312. Morris H, Farah JW, Craig RG, Hood JAA. Stress distribution within circumferential clasp arms. *J Oral Rehabil.* 1976;3(4):387-94. DOI: 10.1111/j.1365-2842.1976.tb01453.x
313. Alsheghri AA, Alageel O, Caron E, Ciobanu O, Tamimi F, Song J. An analytical model to design circumferential clasps for laser-sintered removable partial dentures. *Dent Mater.* 2018;34(10):1474-82. DOI: 10.1016/j.dental.2018.06.011
314. Krol AJ. RPI (rest, proximal plate, I bar) clasp retainer and its modifications. *Dent Clin North Am.* 1973;17(4):631-49.
315. Gad MM, Abualsaud R, Al-Thobity AM, Al-Abidi KS, Khan SQ, Abdel-Halim MS, et al. Prevalence of partial edentulism and RPD design in patients treated at College of Dentistry, Imam Abdulrahman Bin Faisal University, Saudi Arabia. *Saudi Dent J. King Saud University;* 2020;32(2):74-9. DOI: 10.1016/j.sdentj.2019.07.002
316. Alageel O, Alsheghri AA, Algezani S, Caron E, Tamimi F. Determining the retention of removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* Editorial Council for the Journal of Prosthetic Dentistry; 2019;122(1):55-62.e3. DOI: 10.1016/j.prosdent.2018.06.015
317. Singh BP, Gauthier G, Rompre P, De Grandmont P, Emami E. A 30-Year Follow-Up of Partial Removable Dental Prostheses in a University Dental School Setting. *J Prosthodont.* 2016;25(7):544-9. DOI: 10.1111/jopr.12336

318. Kim D, Park C, Yi Y, Cho L. Comparison of cast Ti-Ni alloy clasp retention with conventional removable partial denture clasps. *J Prosthet Dent.* 2004;91(4):374-82. DOI: 10.1016/j.prosdent.2004.02.015
319. Maruyama H, Hamano T, Kishita C, Nishi Y, Kawamoto S, Nagaoka E. Stress analysis of clasps made of glass fiber-reinforced composite material using three-dimensional finite element method: Influence of shape in cross and longitudinal sections of circumferential clasp arms. *Dent Mater.* 2007;26(4):534-44. DOI: 10.4012/dmj.26.534
320. Abdel-Rahman AFR, Salah EAB. *Engineering solid mechanics : fundamentals and applications.* Boca Raton FPL, directeur. Boca Raton, FL: CRC Press; 1999.
321. Santoro M, Ayoub ME, Pardi VA, Cangialosi TJ. Mesiodistal Crown Dimensions and Tooth Size Discrepancy of the Permanent Dentition of Dominican Americans. *Angle Orthod.* 2000;70(4):303-7. DOI: 10.1043/0003-3219(2000)070<0303:MCDATS>2.0.CO;2
322. Sato Y, Tsuga K, Abe Y, Asahara S, Akagawa Y. Dimensional measurement and finite element analysis of I-bar clasps in clinical use. *J Oral Rehabil.* 2008;27(11):935-9. DOI: 10.1111/j.1365-2842.2000.00621.x
323. Sato Y, Tsuga K, Abe Y, Asahara S, Akagawa Y. Finite element analysis on preferable I-bar clasp shape. *J Oral Rehabil.* 2001;28(5):413-7. DOI: 10.1046/j.1365-2842.2001.00673.x
324. Bathias. There is no infinite fatigue life in metallic materials. *Fatigue Fract Eng Mater Struct.* 1999;22(7):559-65. DOI: <https://doi.org/10.1046/j.1460-2695.1999.00183.x>
325. Moreno A, Haddad MF, Goiato MC, Rocha EP, Assunção WG, Filho HG, et al. Epidemiological data and survival rate of removable partial dentures. *J Clin Diagnostic Res.* 2016;10(5):ZC84-7. DOI: 10.7860/JCDR/2016/16638.7816
326. Xia H, Picart P, Montresor S, Guo R, Li JC, Yusuf Solieman O, et al. Mechanical behavior of CAD/CAM occlusal ceramic reconstruction assessed by digital color holography. *Dent Mater.* 2018;34(8):1222-34. DOI: 10.1016/j.dental.2018.05.007
327. Asundi A, Kishen A. A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. *Arch Oral Biol.* 2000;45(7):543-50. DOI: 10.1016/s0003-9969(00)00031-5
328. Picart P, Fages M, Slangen P, Xia H, Montresor S, Guo R, et al. A review on optical methods to assess dental behavior under stress. Dans: *ProcSPIE.* 2019.
329. Durand J-C, Slangen P, Montresor S, Desoutter A, Solieman OY, Fages M, et al. Behavior of CAD/CAM ceramic veneers under stress: A 3D holographic study. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;118:104436. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2021.104436
330. Fages M, Slangen P, Raynal J, Corn S, Turzo K, Margerit J, et al. Comparative mechanical behavior of dentin enamel and dentin ceramic junctions assessed by speckle interferometry (SI). *Dent Mater.* 2012;28(10):e229-38. DOI: 10.1016/j.dental.2012.05.006
331. Petit J, Montay G, François M. Strain rate measurements by speckle interferometry for necking investigation in stainless steel. *Int J Solids Struct.* 2014;51(2):540-50. DOI: 10.1016/j.ijsolstr.2013.10.029
332. Jiang H, Ma Y, Su Z, Dai M, Yang F, He X. Speckle-interferometric phase fringe patterns de-noising by using fringes' direction and curvature. *Opt Lasers Eng.* 2019;119:30-6. DOI: 10.1016/j.optlaseng.2019.02.005

333. Meteyer E, Montresor S, Foucart F, Le Meur J, Heggarty K, Pezerat C, et al. Lock-in vibration retrieval based on high-speed full-field coherent imaging. *Sci Rep.* 2021;11(1):1-15. DOI: 10.1038/s41598-021-86371-3
334. Judge TR, Bryanston-Cross PJ. A review of phase unwrapping techniques in fringe analysis. *Opt Lasers Eng.* 1994;21(4):199-239. DOI: [https://doi.org/10.1016/0143-8166\(94\)90073-6](https://doi.org/10.1016/0143-8166(94)90073-6)
335. Hudecki A, Kiryczyński G, Łos MJ. Biomaterials, definition, overview. *Stem Cells Biomater Regen Med.* 2018;(ii):85-98. DOI: 10.1016/B978-0-12-812258-7.00007-1
336. Hassan Salehi S, Salehi M. Finite element study for conical indentation of elastoplastic micropolar material. *Int J Solids Struct.* 2014;51(23-24):3987-95. DOI: 10.1016/j.ijsolstr.2014.07.023
337. Chun KJ, Choi HH, Lee JY. Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human teeth. *J Dent Biomech.* 2014;5(1):1-7. DOI: 10.1177/1758736014520809
338. Zhang Z, Zheng K, Li E, Li W, Li Q, Swain M V. Mechanical benefits of conservative restoration for dental fissure caries. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;53:11-20. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2015.08.010
339. Cardoso M V., De Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J.* 2011;56:31-44. DOI: 10.1111/j.1834-7819.2011.01294.x
340. Imbeni V, Kruzic JJ, Marshall GW, Marshall SJ, Ritchie RO. The dentin-enamel junction and the fracture of human teeth. *Nat Mater.* 2005;4(3):229-32. DOI: 10.1038/nmat1323
341. Marshall GW, Balooch M, Gallagher RR, Gansky SA, Marshall SJ. Mechanical properties of the dentinoenamel junction: AFM studies of nanohardness, elastic modulus, and fracture. *J Biomed Mater Res.* 2001;54(1):87-95. DOI: 10.1002/1097-4636(200101)54:1<87::AID-JBM10>3.0.CO;2-Z
342. Yoon S, Jung H, Knowles JC, Lee H. Digital image correlation in dental materials and related research : A review. *Dent Mater. The Academy of Dental Materials;* 2021;1-14. DOI: 10.1016/j.dental.2021.02.024
343. Palanca M, Tozzi G, Cristofolini L. The use of digital image correlation in the biomechanical area: A review. Vol. 3, *International Biomechanics* 2016. p. 1-21.
344. Palamara JEA, Wilson PR, Thomas CDL, Messer HH. A new imaging technique for measuring the surface strains applied to dentine. *J Dent.* 2000;28(2):141-6. DOI: 10.1016/S0300-5712(99)00054-8
345. Sui T, Lunt AJG, Baimpas N, Sandholzer MA, Li T, Zeng K, et al. Acta Biomaterialia Understanding nature ' s residual strain engineering at the human dentine – enamel junction interface. 2016;32:256-63. DOI: 10.1016/j.actbio.2016.01.009
346. Qian L, Todo M, Morita Y, Matsushita Y, Koyano K. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. *Dent Mater.* 2009;25(10):1285-92. DOI: 10.1016/j.dental.2009.03.014
347. Rodrigues M de P, Soares PBF, Gomes MAB, Pereira RA, Tantbirojn D, Versluis A, et al. Direct resin composite restoration of endodontically-treated permanent molars in adolescents: Bite force and patient-specific finite element analysis. *J Appl Oral Sci.* 2020;28:1-11. DOI: 10.1590/1678-7757-2019-0544
348. Maquart T, Elguedj T, Gravouil A, Rochette M. 3D B-Rep meshing for real-time data-based geometric parametric analysis. *Adv Model Simul Eng Sci.* Springer International Publishing; 2021;0123456789. DOI: 10.1186/s40323-021-00194-5
349. Maquart T, Wenfeng Y, Elguedj T, Gravouil A, Rochette M. 3D volumetric isotopological meshing for finite element and isogeometric based reduced order modeling. *Comput Methods Appl Mech Eng.*

- 2020;1-25.
350. Wrzosek MK, Peacock ZS, Laviv A, Goldwaser BR, Ortiz R, Resnick CM, et al. Comparison of time required for traditional versus virtual orthognathic surgery treatment planning. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2016;45(9):1065-9. DOI: 10.1016/j.ijom.2016.03.012
 351. Park S-Y, Hwang D-S, Song J-M, Kim U-K. Comparison of time and cost between conventional surgical planning and virtual surgical planning in orthognathic surgery in Korea. *Maxillofac Plast Reconstr Surg.* 2019;41(1):1-7. DOI: 10.1186/s40902-019-0220-6
 352. Xia JJ, Phillips C V., Gateno J, Teichgraeber JF, Christensen AM, Gliddon MJ, et al. Cost-Effectiveness Analysis for Computer-Aided Surgical Simulation in Complex Cranio-Maxillofacial Surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006;64(12):1780-4. DOI: 10.1016/j.joms.2005.12.072
 353. Ferrari M, Vichi A, Fadda GM, Cagidiaco MC, Tay FR, Breschi L, et al. A Randomized Controlled Trial of Endodontically Treated and Restored Premolars. *J Dent Res.* 2012;91(July):72-8. DOI: 10.1177/0022034512447949
 354. Krupp C, Bargholz C, Brüsehaber M, Hülsmann M. Treatment Outcome after Repair of Root Perforations with Mineral Trioxide Aggregate: A Retrospective Evaluation of 90 Teeth. *J Endod.* 2013;39(11):1364-8. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.06.030>
 355. Bhuva B, Giovarruscio M, Rahim N, Bitter K, Mannocci F. The restoration of root filled teeth: a review of the clinical literature. *Int Endod J.* 2021;54(4):509-35. DOI: 10.1111/iej.13438
 356. Al-Nuaimi N, Ciapryna S, Chia M, Patel S, Mannocci F. A prospective study on the effect of coronal tooth structure loss on the 4-year clinical survival of root canal retreated teeth and retrospective validation of the Dental Practicality Index. *Int Endod J.* 2020;53(8):1040-9. DOI: 10.1111/iej.13322
 357. Reis SCGB, Santos LB, Leles CR. A Retrospective Study of Treatment Complexity and Efficiency in a Brazilian Undergraduate Comprehensive Dental Care Program. *Educ Res Int.* 2011;2011:1-6. DOI: 10.1155/2011/107069
 358. Ng YL, Mann V, Gulabivala K. A prospective study of the factors affecting outcomes of non-surgical root canal treatment: Part 2: Tooth survival. *Int Endod J.* 2011;44(7):610-25. DOI: 10.1111/j.1365-2591.2011.01873.x
 359. Schmidt F, Lapatki BG. Effect of variable periodontal ligament thickness and its non-linear material properties on the location of a tooth's centre of resistance. *J Biomech.* 2019;94:211-8. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.07.043
 360. Lewiner T, Lopes H, Vieira AW, Tavares G. Efficient Implementation of Marching Cubes' Cases with Topological Guarantees. *J Graph Tools.* 2003;8:1-15.
 361. Fang Q, Boas DA. Tetrahedral mesh generation from volumetric binary and grayscale images. Dans: 2009 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro. 2009. p. 1142-5.
 362. Belytschko T, Krongauz Y, Organ D, Fleming M, Krysl P. Meshless methods: An overview and recent developments. *Comput Methods Appl Mech Eng.* 1996;139(1):3-47. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0045-7825\(96\)01078-X](https://doi.org/10.1016/S0045-7825(96)01078-X)
 363. Ji S, Ford JC, Greenwald RM, Beckwith JG, Paulsen KD, Flashman LA, et al. Automated subject-specific, hexahedral mesh generation via image registration. *Finite Elem Anal Des.* 2011;47(10):1178-85. DOI: 10.1016/j.finel.2011.05.007.Automated
 364. Zhang Y, Liu Y, She Y, Liang Y, Xu F, Fang C. The Effect of Endodontic Access Cavities on Fracture Resistance of First Maxillary Molar Using the Extended Finite Element Method. *J Endod.*

- 2019;45(3):316-21. DOI: 10.1016/j.joen.2018.12.006
365. Dai W, Lu X. The influence of contact area between implant and its adjacent teeth on finite element analysis. *Vibroengineering Procedia*. 2019;22:182-7. DOI: 10.21595/vp.2019.20534
366. Jernberg GR, Bakdash MB, Keenan KM. Relationship Between Proximal Tooth Open Contacts and Periodontal Disease. *J Periodontol*. 1983;54(9):529-33. DOI: <https://doi.org/10.1902/jop.1983.54.9.529>
367. Karapiperis K, Stainier L, Ortiz M, Andrade JE. Data-Driven multiscale modeling in mechanics. *J Mech Phys Solids*. Elsevier Ltd; 2021;147(July 2020):104239. DOI: 10.1016/j.jmps.2020.104239
368. Horst F, Lapuschkin S, Samek W, Müller KR, Schöllhorn WI. Explaining the unique nature of individual gait patterns with deep learning. *Sci Rep*. 2019;9(1):1-13. DOI: 10.1038/s41598-019-38748-8
369. Halilaj E, Rajagopal A, Fiterau M, Hicks JL, Hastie TJ, Delp SL, et al. Machine learning in human movement biomechanics: Best practices, common pitfalls, and new opportunities. *J Biomech*. 2019;1-11. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2018.09.009.Machine
370. Badrou A, Bel-Brunon A, Hamila N, Tardif N, Gravouil A. Reduced order modeling of an active multi-curve guidewire for endovascular surgery. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2020;23:S23-4. DOI: 10.1080/10255842.2020.1811497
371. Blal N, Gravouil A. Non-intrusive data learning based computational homogenization of materials with uncertainties. *Comput Mech*. 2019;64. DOI: 10.1007/s00466-019-01682-7
372. Methods C, Mech A, Oliver J, Caicedo M, Huespe AE, Hern JA, et al. ScienceDirect Reduced order modeling strategies for computational multiscale fracture. 2017;313:560-95. DOI: 10.1016/j.cma.2016.09.039
373. Fauque J, Ramière I, Ryckelynck D. Hybrid hyper-reduced modeling for contact mechanics problems. *Int J Numer Methods Eng*. 2018;115(1):117-39. DOI: <https://doi.org/10.1002/nme.5798>
374. Arakida T, Kanazawa M, Iwaki M, Suzuki T, Minakuchi S. Evaluating the influence of ambient light on scanning trueness, precision, and time of intra oral scanner. *J Prosthodont Res. Japan Prosthodontic Society*; 2018;62(3):324-9. DOI: 10.1016/j.jpor.2017.12.005
375. Saraiva LO, Aguiar TR, Costa L, Cavalcanti AN, Giannini M, Mathias P. Influence of intraoral temperature and relative humidity on the dentin bond strength: An in situ study. *J Esthet Restor Dent*. 2015;27(2):92-9. DOI: 10.1111/jerd.12098
376. Carossa M, Cavagnetto D, Ceruti P, Mussano F, Carossa S. Individual mandibular movement registration and reproduction using an optoelectronic jaw movement analyzer and a dedicated robot: A dental technique. *BMC Oral Health*. 2020;20(1):1-8. DOI: 10.1186/s12903-020-01257-6

X. Annexes

Ensemble des valeurs pour chaque coefficient de l'équation linéaire associée au plan d'expérience défini
partie III.2

model	axis load	dentine	nombre dents	maillage	ligament	force	mises
m1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	2.2786
m2	-1	-1	-1	-1	-1	1	4.5598
m3	-1	-1	-1	-1	1	-1	5.5278
m4	-1	-1	-1	-1	1	1	10.64
m5	-1	-1	-1	1	-1	-1	2.3845
m6	-1	-1	-1	1	-1	1	4.77316619403
m7	-1	-1	-1	1	1	-1	3.18468359411
m8	-1	-1	-1	1	1	1	6.23304415583
m9	-1	-1	1	-1	-1	-1	1.60006415076
m10	-1	-1	1	-1	-1	1	3.20160829265
m11	-1	-1	1	-1	1	-1	2.40808152816
m12	-1	-1	1	-1	1	1	4.75779538476
m13	-1	-1	1	1	-1	-1	2.34269461367
m14	-1	-1	1	1	-1	1	4.69017595354
m15	-1	-1	1	1	1	-1	3.12594660426
m16	-1	-1	1	1	1	1	6.10116224551
m17	-1	1	-1	-1	-1	-1	2.32048435384
m18	-1	1	-1	-1	-1	1	4.6434103558
m19	-1	1	-1	-1	1	-1	5.58618307667
m20	-1	1	-1	-1	1	1	10.8235230653
m21	-1	1	-1	1	-1	-1	2.43063764386
m22	-1	1	-1	1	-1	1	4.86500209977
m23	-1	1	-1	1	1	-1	3.20502609587
m24	-1	1	-1	1	1	1	6.28985644917
m25	-1	1	1	-1	-1	-1	1.63137370318
m26	-1	1	1	-1	-1	1	3.26408640039
m27	-1	1	1	-1	1	-1	2.41749163529
m28	-1	1	1	-1	1	1	4.77980575077
m29	-1	1	1	1	-1	-1	2.37649289812
m30	-1	1	1	1	-1	1	4.7574846284
m31	-1	1	1	1	1	-1	3.13756457674
m32	-1	1	1	1	1	1	6.13358804966
m33	1	-1	-1	-1	-1	-1	5.98465555854000
m34	1	-1	-1	-1	-1	1	11.9716856639000
m35	1	-1	-1	-1	1	-1	12.1762782332000
m36	1	-1	-1	-1	1	1	22.3013603736000
m37	1	-1	-1	1	-1	-1	6.51772655607000
m38	1	-1	-1	1	-1	1	13.0392679888000
m39	1	-1	-1	1	1	-1	7.97337729846000
m40	1	-1	-1	1	1	1	15.4959248731000
m41	1	-1	1	-1	-1	-1	4.87172730980000

m42	1	-1	1	-1	-1	1	9.75014253349000
m43	1	-1	1	-1	1	-1	5.91675036527000
m44	1	-1	1	-1	1	1	11.8603932658000
m45	1	-1	1	1	-1	-1	6.03069445879000
m46	1	-1	1	1	-1	1	12.0686074751000
m47	1	-1	1	1	1	-1	6.90839957227000
m48	1	-1	1	1	1	1	13.5019590979000
m49	1	1	-1	-1	-1	-1	6.14739911314000
m50	1	1	-1	-1	-1	1	12.2970687175000
m51	1	1	-1	-1	1	-1	12.3624012104000
m52	1	1	-1	-1	1	1	22.7878184996000
m53	1	1	-1	1	-1	-1	6.69105541864000
m54	1	1	-1	1	-1	1	13.3858031232000
m55	1	1	-1	1	1	-1	8.03732483132000
m56	1	1	-1	1	1	1	15.6651834389000
m57	1	1	1	-1	-1	-1	5.00385403537000
m58	1	1	1	-1	-1	1	10.0144145986000
m59	1	1	1	-1	1	-1	5.93380783980000
m60	1	1	1	-1	1	1	11.9025631959000
m61	1	1	1	1	-1	-1	6.18093636441000
m62	1	1	1	1	-1	1	12.3692504587000
m63	1	1	1	1	1	-1	6.94553301899000
m64	1	1	1	1	1	1	13.6076114666000



FOLIO ADMINISTRATIF

THESE DE L'UNIVERSITE DE LYON OPEREE AU SEIN DE L'INSA LYON

NOM : RICHERT DATE de SOUTENANCE : 06/12/2021

Prénoms : Raphaël, André, Guy

TITRE : Modèles patient-spécifiques en odontologie

NATURE : Doctorat

Numéro d'ordre : 2021LYSEI087

Ecole doctorale : MEGA

Spécialité : Biomécanique

RESUME : La fracture verticale de la dent constitue l'une des premières causes d'extraction, et notamment pour la prémolaire. Ce phénomène est fortement dépendant du type de stratégie thérapeutique mise en œuvre, et il convient donc de s'interroger sur la meilleure thérapeutique à indiquer pour chaque patient. La simulation éléments finis constitue une méthode de référence pour évaluer la biomécanique d'un nouveau dispositif médical. Les modèles constitués sont néanmoins souvent basés sur une anatomie moyenne du patient alors que de grandes variations de forme existent. La démocratisation des outils comme la tomographie volumique et l'empreinte optique en odontologie donne aujourd'hui accès à des modèles décrivant l'anatomie spécifique du patient et ouvre la voie à une compréhension plus fine des phénomènes biomécaniques. Ce travail a donc eu pour objectif 1) d'identifier les paramètres adaptés à la simulation patient spécifique pour la prise en charge d'une prémolaire délabrée 2) développer des procédés de prise de décision employant cette approche 3) de personnaliser la forme de dispositifs médicaux à partir d'outils d'optimisation numérique. Ce travail a montré que les méthodologies mises en place permettaient de guider la prise de décision et optimiser le design de plusieurs dispositifs médicaux en odontologie. L'intérêt de ces modèles a également été illustré sur un cas clinique d'endodontie. Il apparaît cependant à l'issue de ce travail que la construction de modèle est chronophage. Plusieurs perspectives sont envisageables, grâce à des algorithmes basés sur l'intelligence artificielle permettant d'automatiser les étapes de segmentation. La question de la validation expérimentale du modèle est encore également source de nombreuses discussions, notamment car elle sera difficile en clinique. Cette limite ouvre la porte à des indicateurs d'erreur comme celui de Zhu Zienkiewicz, qui devront cependant être rigoureusement évalués avant d'envisager une application plus large de ces outils.

MOTS-CLÉS : Modélisation patient-spécifique, Biomécanique, Analyse éléments finis, Dentisterie numérique, Réhabilitation orale, Aide à la décision, Optimisation de conception

Laboratoire de recherche : Laboratoire de Mécanique des Contacts et des Structures UMR CNRS 5259 / INSA

Directeur de thèse : Pr Philippe BOISSE

Président de jury : Pr Reza ARBAB-CHIRANI

Composition du jury : Pr Christian GEINDREAU Pr Marc BOLLA

Pr Reza ARBAB-CHIRANI Pr Reinhilde JACOBS Pr Dominique SEUX

Dr Florence ZARA Pr Philippe BOISSE Pr Maxime DUCRET

Dr Aline BEL BRUNON