



**HAL**  
open science

# Exploitation des données endodontiques en tomographie volumique : de la microtomographie in vitro à la scanographie in vivo

Karen Vallaey

## ► To cite this version:

Karen Vallaey. Exploitation des données endodontiques en tomographie volumique : de la microtomographie in vitro à la scanographie in vivo. Médecine humaine et pathologie. Université de Bretagne occidentale - Brest, 2017. Français. NNT : 2017BRES0144 . tel-01763139

**HAL Id: tel-01763139**

**<https://theses.hal.science/tel-01763139v1>**

Submitted on 10 Apr 2018

**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.



université de bretagne  
occidentale

UNIVERSITE  
BRETAGNE  
LOIRE

THÈSE / UNIVERSITÉ DE BRETAGNE OCCIDENTALE

*sous le sceau de l'Université Bretagne Loire*

pour obtenir le titre de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE BRETAGNE OCCIDENTALE

*Mention : Biologie-Santé*

École Doctorale Biologie-Santé n°605

présentée par

**Karen VALLAEYS**

Préparée au Laboratoire de traitement de  
l'information médicale, LATIM (INSERM, UBO -  
ENSTB)

EXPLOITATION DES DONNEES  
ENDODONTIQUES EN  
TOMOGRAPHIE VOLUMIQUE :  
DE LA MICROTOMOGRAPHIE *IN VITRO*  
A LA SCANOGRAPHIE *IN VIVO*

**Thèse soutenue le 18 décembre 2017**

devant le jury composé de :

**Martine GUIGAND**

PU-PH, Université de Reims / *Rapporteur*

**Dominique SEUX**

PU-PH, Université de Lyon I / *Rapporteur*

**Reza ARBAB-CHIRANI**

PU-PH, Université de Bretagne Occidentale / *Directeur*

**Chafiaa HAMITOUCHE-DJABOU**

Professeur, Telecom Bretagne - IMT Atlantique / *Co-Directeur*

**Franck DIEMER**

PU-PH, Université Paul Sabatier - Toulouse III / *Examineur*

**Christian LEFEVRE**

PU-PH, Université de Bretagne Occidentale / *Examineur*



*Merci à la piscine, à l'aquarium ... et surtout merci à Camille, Lise et Marc qui y ont passé des heures pour me permettre d'avancer et concrétiser mes projets. A charge de revanche, nous formons une belle équipe.*

*Merci à tous ceux, qui de près ou de plus loin ont contribué à ce travail, et qui participent à la poursuite des différents travaux.*



Titre : Exploitation des données endodontiques en tomographie volumique : de la microtomographie *in vitro* à la scanographie *in vivo*.

Title : Endodontic data utilization : from microtomography, *in vitro*, to scanning, *in vivo*.

Résumé : La Tomographie Volumique à Faisceau Conique (TVFC) est une technologie d'imagerie tridimensionnelle très pertinente à utiliser en odontologie. Notre travail a pour objectifs de montrer ses intérêts et les applications spécifiques en endodontie. Après avoir redéfini les conséquences délétères possibles per et post opératoires des traitements endodontiques et expliqué les principes de la TVFC, nous explorons dans un premier temps les effets de la préparation canalair *in vitro* à l'aide de la microtomographie à haute résolution puis, dans un second temps, la problématique et les intérêts de la création de reconstructions tridimensionnelles fiables et précises. Cette dernière partie aborde les notions de traitement des images issues de TVFC avant d'expliquer la démarche adoptée pour élaborer une classification tridimensionnelle des lésions inflammatoires périapicales d'origine endodontique sous formes numérique et physique.

Summary : Cone Beam Computerized Tomography (CBCT) is a highly relevant three-dimensional imaging technology for use in dentistry. Our work aims to show its interests and specific applications in endodontics. After having redefined the possible deleterious per and post-operative consequences of endodontic treatments and explained the principles of CBCT, we first explore the effects of *in vitro* canal preparation, using high resolution microtomography and then, in a second time, the problematic and the interests of the creation of reliable and precise three-dimensional reconstructions. This last part deals with the notions of CBCT image processing before explaining the approach adopted to develop a three-dimensional classification of endodontic periapical lesions in digital and physical form.

Mots-clés : Tomographie Volumique à Faisceau Conique (TVFC), microtomographie, lésions inflammatoires périradiculaires d'origine endodontique (LIPOE), transport canalair, traitement d'images, modèles numérique et physique

Keywords : Cone Beam Computerized Tomography (CBCT), microtomography, periapical lesion, canal transportation, image processing, digital and physical models.

## TABLE DES MATIERES

Table des figures .....	9
Liste des tableaux .....	12
Liste des acronymes .....	13
INTRODUCTION.....	15
Chapitre 1 .....	18
PROBLEMATIQUE GENERALE .....	18
1 - Complications et conséquences des traitements endodontiques .....	19
1.1 - Erreurs de préparation et problèmes mécaniques de mise en forme .....	19
1.2 - L'échec thérapeutique : Lésion inflammatoire périradiculaire d'origine endodontique (LIPOE).....	22
2 - Objectifs.....	25
2.1 - Amélioration des techniques de préparation endocanalaire pour éviter ou limiter les complications.....	26
2.2 – Gestion des complications et compréhension de l'échec thérapeutique.....	26
2.3 - Conclusions du chapitre .....	27
Chapitre 2 .....	29
IMAGERIE ET ENDODONTIE.....	29
1 - Imagerie en deux dimensions 2D.....	29
2 - Imagerie 3D : la Tomographie Volumique à Faisceau Conique .....	32
2.1 - Principe général.....	32
2.1.1 – Principe .....	32
2.1.2 - Reconstructions des volumes.....	35
2.2 - Microtomographie à rayons X ou microCT .....	37
2.3 - Tomographie Volumique à Faisceau Conique .....	39
2.4 - Caractéristiques de l'image tomographique.....	42
2.4.1 Résolution spatiale.....	42
2.4.2 Bruit.....	44
2.4.3 Résolution en densité.....	45
2.4.4 Artéfacts .....	46
2.4.5 Dosimétrie .....	48
2.4.6 Paramètres d'amélioration de la qualité de l'image .....	49
2.5 - Intérêts de la tomographie volumique en endodontie .....	49
2.5.1 Pour la recherche in vitro .....	49
2.5.2 Pour la prise en charge des patients.....	50
2.5.3 Pour l'enseignement et la pédagogie.....	50
3 - Conclusions du chapitre .....	51

Chapitre 3 .....	53
EXPLOITATION DES DONNEES ENDODONTIQUES ISSUES DE LA MICROTOMOGRAPHIE : ETUDE DES CONSEQUENCES DES TRAITEMENTS ENDODONTIQUES A L'AIDE DE LA MICROTOMOGRAPHIE.....	53
1 - Préambule.....	53
1.1- Rappel 1 <sup>er</sup> chapitre.....	53
1.2 - Objectifs .....	54
2 - Calcul des effets de la préparation canalaire.....	55
2.1 - Moyens d'évaluation.....	55
2.2 - Supports d'évaluation.....	56
2.3 - Critères d'évaluation .....	56
2.3.1 - Critères d'évaluation de la courbure canalaire .....	56
2.3.2 - Critères d'évaluation de la préparation canalaire .....	59
2.3.3 - Conclusion.....	63
3 - Impact des instruments et effets de la préparation canalaire à l'aide du microCT : Etude n°1 : effets de trois instruments de préparation canalaire Ni-Ti rotation continue .....	68
3.1 - Introduction – Objectif.....	68
3.2 - Matériels et Méthodes.....	68
3.3 - Résultats .....	68
3.4 - Discussion .....	69
3.5 - Conclusions.....	71
4 - Proposition d'une méthode modifiée pour l'analyse des effets de la préparation canalaire .....	71
4.1 - Description.....	72
4.2 - Conclusions.....	80
5 - Etude n°2 : comparaison de trois systèmes mécanisés de préparation canalaire à l'aide d'une analyse innovante .....	81
5.1 - Introduction – Objectif.....	81
5.2 - Matériels et Méthodes.....	81
5.3 - Résultats .....	83
5.4 - Discussion .....	85
5.5 - Conclusions.....	88
6 - Conclusions du chapitre .....	89
Chapitre 4 .....	90
EXPLOITATION DES DONNEES ENDODONTIQUES A VISEES CLINIQUE ET PEDAGOGIQUE ISSUES DE LA TVFC (CBCT).....	90
1 - Apport du CBCT pour la gestion des pathologies endodontiques et périradiculaires.....	90
2 – Problématique et Objectifs .....	93
2.1 - Objectif pédagogique .....	94
2.2 – Objectif clinique : étude des rapports de la LIPOE et son environnement.....	95

3- Analyse des images et traitement des images : Etude pilote .....	95
3.1- Préalable .....	95
3.2 - Synthèse et Introduction.....	97
3.3 - Matériels et méthodes .....	99
3.4 - Résultats .....	100
3.5 - Discussion .....	102
3.6 - Conclusions.....	106
4- L'imagerie 3D au service de la compréhension des LIPOE et leur environnement .....	107
4.1 – Apprentissage des structures anatomiques : de la 2D à la 3D .....	108
4.1.1 – Eléments de pédagogie.....	108
4.1.2 – Représentations conventionnelles .....	110
4.1.3 – 3D digitale ou numérique.....	112
4.1.4 – 3D physique .....	114
4.2 - Apprentissage et compréhension de la pathologie endodontique à répercussion périradiculaire LIPOE.....	115
4.2.1 - Représentations conventionnelles, schémas, planches .....	115
4.2.2 – Classifications existantes des LIPOE.....	121
4.2.3 – Limites de ces outils et problématique.....	124
4.3 Création d'un nouvel outil pédagogique .....	125
4.3.1 – Objectif .....	125
4.3.2 – Création de Modèles numériques.....	127
4.3.3 – Création de Modèles physiques .....	139
4.3.4 – Discussion - Conclusions .....	142
5 Conclusions du chapitre .....	145
Chapitre 5 .....	146
CONCLUSION ET PERSPECTIVES .....	146
Annexes.....	148
1 Publications internationales et Abstracts en rapport avec la thèse .....	148
2 Communications.....	148
Références bibliographiques .....	149

## TABLE DES FIGURES

Figure 1 : Modifications iatrogènes au cours de la préparation canalaire (Calas et Vulcain 1999) .....	20
Figure 2 : Réalisation d'un cliché rétroalvéolaire en endodontie (CHRU Brest, UF OCE) .....	30
Figure 3 : Exemples de radiographie rétroalvéolaire (CHRU Brest, UF OCE) .....	30
Figure 4 : Représentations des voxels (A) parallélépipédique en tomodensitométrie et (B) cubique en CBCT (Cavézian et Pasquet 2011).....	34
Figure 5 : Caractéristiques géométriques d'une coupe numérique : champ de vue (Fov), matrice, épaisseur de coupe, pixels et voxels (Dillenseger et Moerschel 2016) .....	34
Figure 6 : Illustration des différents plans en imagerie sectionnelle .....	36
Figure 7 : Source du rayonnement / tube du MicroCT V-tome-X 240D® (CRT Morlaix) .....	37
Figure 8 : Détecteur du MicroCT V-tome-X 240D® (CRT Morlaix) .....	38
Figure 9: Schéma de fonctionnement d'un microtomographe (document CRT Morlaix).....	38
Figure 10 : Aperçu du logiciel My VGL 2.0@.....	39
Figure 11 : Schéma de fonctionnement du CBCT (Pauwels et al. 2015).....	40
Figure 12 : Différents champs d'exploration en CBCT (PlanMeca) .....	41
Figure 13 : Illustrations des différents champs d'exploration en vues axiales, sagittales et rendus surfaciques (CHRU Brest, UF OCE).....	41
Figure 14 : Exemples de différentes résolutions spatiales (CHRU Brest, UF OCE) .....	43
Figure 15 : Bruit et résolution spatiale (CHRU Brest, UF OCE) .....	45
Figure 16 : Exemples d'artefacts métalliques sur une coupe de CBCT (CHRU Brest, UF OCE).....	47
Figure 17 : Exemple d'artefacts cinétiques sur CBCT (CHRU Brest, UF OCE) .....	48
Figure 18 : Schéma angle de courbure (Schneider 1971).....	57
Figure 19 : Schéma du calcul du rayon de courbure (Pruett 1997) .....	58
Figure 20 : Calcul de l'angle de courbure $\alpha$ déterminé par les lignes a et b (Schäfer <i>et al.</i> 2002) .....	58
Figure 21 : Calcul du rayon d'un canal courbe. Le canal est représenté par une ligne en gras (Schäfer <i>et al.</i> 2002). .....	59
Figure 22 : Description des éléments nécessaires au calcul du transport canalaire (Gambill et al. 1996) .....	60
Figure 23 : Exemple d'une reconstruction 3D à l'aide du logiciel Focus Inspection avec axe x mésiodistal rouge, axe y vestibulolingual vert et axe z coronoapical bleu.....	74
Figure 24 : Illustration de l'échelle visuelle créée.....	74
Figure 25 : Illustration de la prise de cotes.....	75
Figure 26 : Récapitulatif méthode 3D exploration des effets de la préparation canalaire.....	75
Figure 27 : Différentes visualisations sous Focus Inspection avec l'échelle individualisée .....	77
Figure 28 : Débris non éliminé (bleu) apposé sur une zone très instrumentée (rouge) .....	79

Figure 29 : Echantillons .....	81
Figure 30 : Exemple de question au test MRT (Vandenberg et Kuse 1978).....	109
Figure 31 : Planches anatomiques descriptives de l'incisive supérieure ((Marseillier 2004) à gauche et (Duparc et Norton 2009) à droite ).....	111
Figure 32 : Dessin d'une carie dentaire et de son environnement (Duparc et Norton 2009).....	111
Figure 33 : Schéma légendé d'une coupe sagittale de la cavité orale (Duparc et Norton 2009).....	111
Figure 34 : Visualisation d'une LIPOE au sein d'un schéma (Lasfargues 2005).....	116
Figure 35 : Illustrations schématiques du protocole de chirurgie endodontique ((Beer <i>et al.</i> 2008) à gauche et (Khayat et Jouanny 2015) à droite) .....	116
Figure 36 : Dessin d'un lambeau et visualisation en transparence d'une LIPOE (Khayat et Jouanny 2015) .....	116
Figure 37 : Radiographies rétro-alvéolaires mettant en évidence la présence de LIPOE (CHRU Brest, UF OCE) .....	117
Figure 38 : Coupes issues d'un examen CBCT mettant en évidence une LIPOE (de gauche à droite ; frontale, axiale et sagittale) (CHRU Brest, UF OCE) .....	117
Figure 39 : Matérialisation à l'aide d'un cône de gutta de l'extériorisation d'une LIPOE via une fistule (CNEOC 2009).....	118
Figure 40 : Lambeau d'accès et cavité après curetage de la lésion inflammatoire (Khayat et Jouanny 2015).....	118
Figure 41 : Cellulite génienne basse en relation avec la présence d'une LIPOE dans le secteur mandibulaire gauche (CNEOC 2009) .....	118
Figure 42 : Modèles de démonstration (Metrodent precision tools store, Guangdong, China).....	119
Figure 43 : Applications d'anatomie dentaire pour téléphones (Bone Box dental lite - Iso-Form LLC ; Real tooth morphology - Ligth Arc Studio) .....	119
Figure 44 : Extraits de l'atlas anatomique (UFR Odontologie, Brest).....	120
Figure 45 : Illustrations des scores PAI et correspondance avec les radiographies de référence définies par Brynolf (Ørstavik <i>et al.</i> 1986) .....	122
Figure 46 : Illustrations du score CBCT-PAI (Estrela <i>et al.</i> 2008a) .....	124
Figure 47 : Etapes de réalisation des modèles numériques et physiques .....	126
Figure 48 : Extrait de l'examen du CBCT « gold standard » visualisé sous Amira (CHRU Brest)....	127
Figure 49 : Volume complet du gold standard transféré dans le logiciel AMIRA (CHRU Brest).....	128
Figure 50 : Résultat de la segmentation semi-automatique dans le plan axial au niveau du secteur incisif maxillaire (CHRU Brest).....	128
Figure 51 : Segmentation manuelle de la canine mandibulaire droite dans les trois plans de l'espace (CHRU Brest).....	129
Figure 52 : Modèle de la bouche complète. Noter la persistance d'erreurs de segmentation au niveau des zones interdentaires .....	130

Figure 53 : Détail de la segmentation au niveau molaire. visualisation d'erreurs ou d'imprécision lors de la segmentation.....	130
Figure 54 : Modèle de la bouche complète avec transparence des structures osseuses.....	130
Figure 55 : Coupe sagittale au niveau incisif du modèle complet de référence .....	131
Figure 56 : Visualisation du modèle sans les structures osseuse.....	131
Figure 57 : Dents maxillaires avec visualisation d'une coupe axiale de l'examen CBCT d'origine ....	132
Figure 58 : Vue des différents stades de la classification 3D numérique.....	134
Figure 59 : Vue des différents stades de la classification 3D numérique en coupe sagittale .....	134
Figure 60 : Vue des stades de la classification 3D numérique au sein du maxillaire supérieur en coupe sagittale au niveau de la dent n°11 .....	135
Figure 61 : Vue supérieure des différents stades de la classification en coupe axiale au niveau de la dent n°11 .....	135
Figure 62 : Vue de face des stades de la classification 3D numérique en coupe coronale au niveau de la dent n°11 .....	136
Figure 63 : Modèle numérique d'une dent n°13 présentant une LIPOE stade 5ED CBCT-PAI en vue vestibulaire .....	137
Figure 64 : Différentes vues d'un modèle réel de LIPOE sur 13 stade 5ED CBCT-PAI par rapport à un plan de coupe axial du CBCT d'origine .....	137
Figure 65 : Progression dans l'arrivée des structures 3D numériques des différents éléments anatomiques sur une coupe sagittale de l'examen CBCT d'origine .....	138
Figure 66 : Schéma générique du processus pour imprimer un objet 3D (UBO Openfactory).....	140
Figure 67 : Imprimante 3D utilisant la technique du fil fondu – Ultimaker 3 (UBO Openfactory)....	141
Figure 68 : Imprimante 3D utilisant la stéréolithographie – Projet 1200 (UBO Openfactory).....	141
Figure 69 : Modèle utilisé pour les tests d'impression (vue éclatée) .....	142

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Schéma général.....	17
Tableau 2 : Principaux signes types des maladies parodontales d'origine pulpaire (Lasfargues 2005 ; CNEOC 2010 ; Boucher et Toledo 2012) .....	23
Tableau 3 : Paramètres influençant la résolution spatiale .....	43
Tableau 4 : Paramètres influençant le rapport Signal/Bruit .....	45
Tableau 5 : Interprétation des résultats du transport canalaire .....	60
Tableau 6 : Interprétation des résultats du ratio de centrage .....	61
Tableau 7 : Récapitulatif de la littérature concernant l'évaluation du transport canalaire à l'aide de la microtomographie .....	64
Tableau 8 : Moyenne ( $\pm$ déviatiion standard) des valeurs de transport canalaire pour les 3 groupes (Vallaey <i>et al</i> 2016) .....	69
Tableau 9 : Moyennes ( $\pm$ déviatiion standard) des valeurs du ratio de centrage pour les 3 groupes (Vallaey <i>et al</i> 2016.....	69
Tableau 10 : Significations des dénominations principales des termes utilisés sur le logiciel.....	73
Tableau 11 : Paramètres de l'échelle visuelle .....	78
Tableau 12 : Détails des groupes et des systèmes de préparation .....	82
Tableau 13 : Répartition de l'instrumentation des surfaces (%) en fonction des domaines sur l'ensemble du canal (article en préparation).....	84
Tableau 14 : Répartition de l'instrumentation des surfaces (%) en fonction des domaines au niveau du tiers apical (article en préparation).....	84
Tableau 15 : Scores de l'Index périapical CBCT (Estrela <i>et al.</i> 2008a) .....	99
Tableau 16 : Effet opérateur (différences significatives) selon les méthodes et les cas.....	101
Tableau 17 : Comparaison entre les protocoles.....	102
Tableau 18 : Descriptions des catégories de lésions apicales selon Brynolf (Brynolf 1967).....	121
Tableau 19 : Correspondance entre le Score PAI (Index péri-apical) et les catégories de Brynolf (Ørstavik <i>et al.</i> 1986).....	122
Tableau 20 : Score de la classification CBCT-PAI (Estrela <i>et al.</i> 2008a).....	123

## **LISTE DES ACRONYMES**

3D : tridimensionnel

CBCT : Cone Beam Computerized Tomography

CLT : Théorie de la Charge Cognitive

EIAH : Environnement Informatique pour l'Apprentissage Humain

EVAH : Environnement Virtuel pour l'Apprentissage Humain

LIPOE : Lésion Inflammatoire Périradiculaire d'Origine Endodontique

MicroCT : Micro Computerized Tomography

MLT : Mémoire à Long Terme

MR : Rotation Mentale

MSCT : Multislice Computed Tomography

TDM : TomoDensitoMétrie

TVFC : Tomographie Volumique à Faisceau Conique

WM : Mémoire de Travail (Work Memory)



# INTRODUCTION

*Tridimensionnel, elle adj. Qui comporte trois dimensions (Larousse 2007)*

Lorsqu'un traitement endodontique est indiqué, les différentes étapes de la procédure thérapeutique doivent permettre le maintien de la dent concernée sur l'arcade de façon asymptotique et fonctionnelle à long terme. Si les taux de succès sont très favorables lorsque le traitement est réalisé dans de bonnes conditions (Friedman et Mor 2004 ; Ng *et al.* 2011), la réalisation du traitement endodontique peut être émaillée de complications influençant de manière négative le pronostic, notamment lors de l'étape de préparation instrumentale. Ces complications pourront entraîner l'apparition ou la non-cicatrisation de zones inflammatoires localisées dans le péri apex.

L'amélioration des techniques de réalisation des traitements endodontiques permet de réduire leurs effets délétères (modifications de l'anatomie radicaire, fragilisation des structures et/ou élimination plus ou moins efficace des tissus organiques et des micro-organismes) et donc d'améliorer le pronostic des traitements. Le design des instruments et leur mode d'utilisation font l'objet de modifications et d'évolutions afin de respecter l'anatomie initiale tout en permettant un nettoyage optimal du réseau canalaire.

Lorsque l'inflammation est présente, il faut savoir la détecter et la gérer. Elle entraîne une résorption osseuse qui peut être importante. Afin de mieux appréhender cette zone et les rapports qu'elle entretient avec son environnement, différentes techniques d'imagerie viendront compléter l'examen clinique. Celui-ci reste primordial mais il ne peut restituer seul l'ensemble des éléments nécessaires à la décision et à la prise en charge thérapeutiques.

De façon générale, l'imagerie a une place importante en odontologie mais devient indispensable en endodontie pour visualiser, comprendre et anticiper tout ce qu'il se passe au niveau du réseau canalaire radicaire. A chaque évolution dans le domaine de l'imagerie, les techniques endodontiques sont impactées de façon majeure.

La possibilité d'explorer dans les trois dimensions de l'espace l'endodonte, a révolutionné et largement modifié les pratiques tant au niveau de la recherche, qu'au niveau clinique et pédagogique. L'accès à une visualisation beaucoup plus fidèle à la réalité anatomique bouleverse progressivement notre approche thérapeutique. Il est donc légitime et justifié de s'intéresser à ce domaine. Dans la mesure où, une grande partie des progrès dans la recherche endodontique est basée sur l'amélioration de l'imagerie. Au niveau clinique, la tomographie volumique à faisceau conique donne accès à des informations qui vont influencer la pratique et entraîner des questionnements sur la prise en charge des patients. Les perspectives au niveau pédagogique sont aussi très intéressantes car ces outils peuvent aider, éclairer et participer au processus d'apprentissage, de compréhension ou de décision pour les étudiants, les praticiens et les patients.

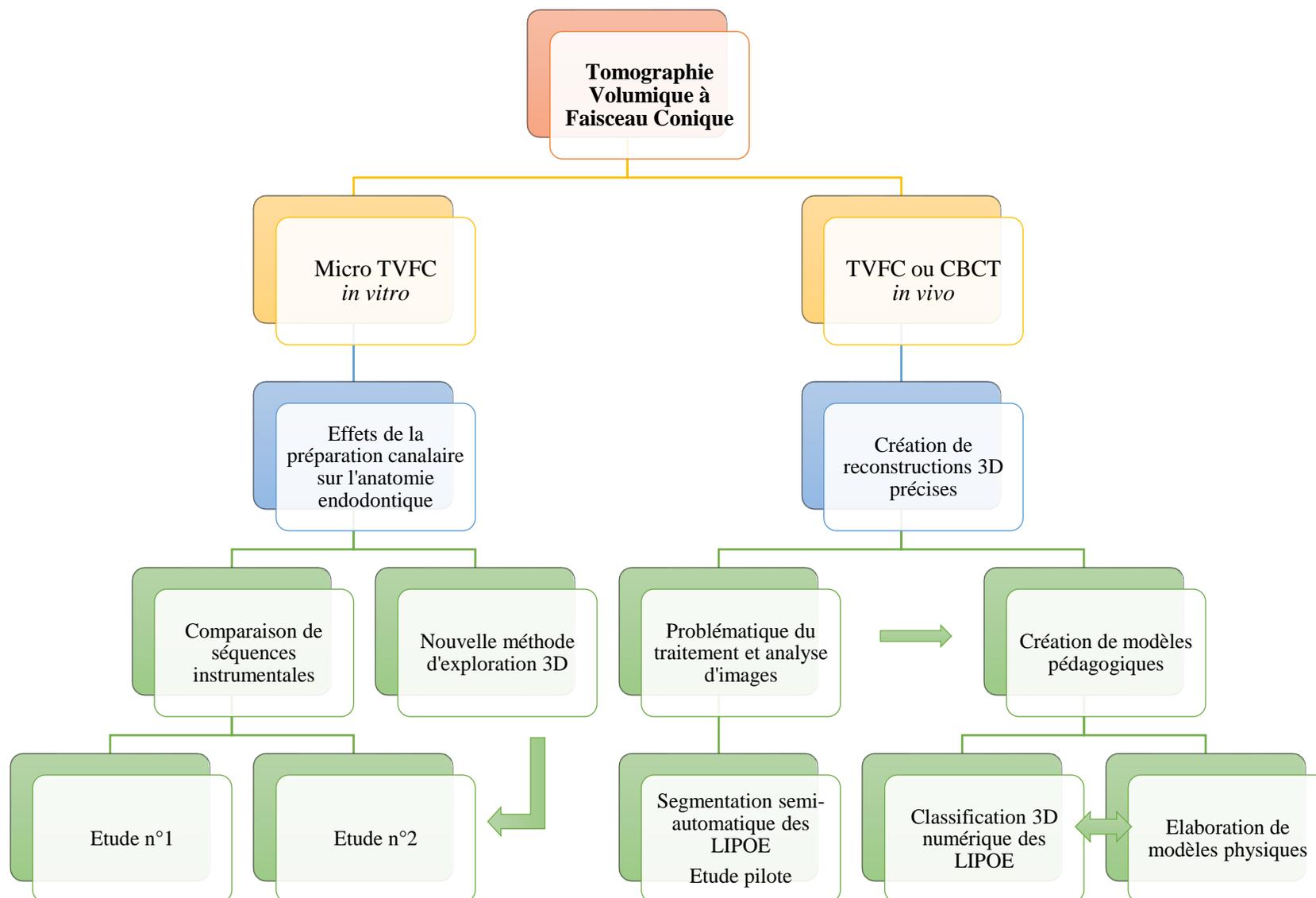
**Ce travail a pour objectif de mettre en avant les intérêts et l'apport de l'imagerie tridimensionnelle par tomographie volumique à faisceau conique dans la compréhension, la prévention et la gestion des complications endodontiques.**

Après avoir défini les différents types de complications per et post opératoires concernés par notre sujet, nous détaillerons les techniques de tomographie volumique à faisceau conique qui permettent de visualiser et comprendre les modifications des structures dentaires et/ou osseuses.

Puis, nous étudierons les conséquences délétères possibles des traitements endodontiques à l'aide de la tomographie volumique, tout d'abord in vitro, puis in vivo.

Enfin, nous explorerons la pertinence de l'utilisation de l'imagerie 3D au plan pédagogique (Tab.1).

Tableau 1 : Schéma général



# CHAPITRE 1

## PROBLEMATIQUE GENERALE

*Lésion n.f. (lat. laesio). 1. Modification pathologique de la structure d'un tissu, d'un organe, visible à l'œil nu ou au microscope. (...) (Larousse 2007)*

En cas de pathologies inflammatoires pulpaire et/ou périradiculaires, un traitement endodontique est souvent requis. L'objectif de ce traitement est de prévenir l'apparition de maladies périradiculaires et notamment d'infection ou de les éliminer, le cas échéant, et ainsi promouvoir la cicatrisation des tissus. Ceci est rendu possible grâce à l'éradication des bactéries et de leurs toxines du système canalaire, et de tous les débris pulpaire susceptibles de servir de support et de nutriments à la prolifération bactérienne (Hülsmann et al. 2005 ; Pertot et Pommel 2012).

Parmi les étapes du traitement endodontique, la préparation du système canalaire inclut une préparation instrumentale associée à l'utilisation de solutions d'irrigation antiseptiques, solvantes et déminéralisantes dans le but de le mettre en forme et de le nettoyer afin de l'obturer de façon tridimensionnelle et ainsi garantir son étanchéité (afin de s'opposer à toute infiltration de fluides apicaux et de bactéries) (CNEOC 2010).

Schilder a édicté dès 1974 de grands principes, toujours valides, concernant la mise en forme : obtention d'un canal conique de l'entrée du canal jusqu'à la zone apicale, maintien de la forme originelle du canal, maintien de la position originelle du foramen apical et ouverture apicale la plus petite possible (Schilder 1974).

Le non-respect ou un manque de rigueur lors des différentes séquences cliniques, du prétraitement endodontique à la réalisation de l'étanchéité coronaire entraîneront dans de nombreux cas des conséquences néfastes. Ces erreurs de procédures auront une influence négative sur le pronostic des traitements endodontiques en empêchant notamment une désinfection intracanaire correcte ou encore

la réalisation d'une obturation canalaire étanche adéquate et optimale. Elles sont ainsi un facteur de risque d'échecs et donc de compromission de la santé de la dent et des tissus qui l'entourent (os, ligament...) voire de la santé générale.

Nous expliquerons dans un premier temps, les complications potentielles du traitement endodontique en per opératoire (erreurs de procédures) et en post opératoire (échec thérapeutique). Dans un second temps, nous aborderons les voies possibles pour les éviter et les comprendre.

## 1 - Complications et conséquences des traitements endodontiques

### 1.1 - Erreurs de préparation et problèmes mécaniques de mise en forme

Nous nous limiterons aux seuls incidents liés à la préparation instrumentale ayant une conséquence sur l'anatomie radulaire. Ces erreurs vont entraîner une modification de l'anatomie initiale voire une fragilisation des structures endodontiques compromettant la qualité du nettoyage et de l'obturation endocanalaire ainsi que l'étanchéité de l'ensemble (Fig. 1).

Weine en 1975 a décrit les problèmes engendrés par l'utilisation des instruments en mouvement de va et vient vertical. Ceux-ci ont été décrits pour des instruments en acier inox dont la rigidité augmente de façon exponentielle avec le calibre (Weine *et al.* 1975).

- **transport canalaire**

En présence d'une courbure canalaire, les instruments auront tendance à se redresser. En prenant appui sur la face interne de la courbure, la pointe se déplace du côté opposé. Cette déviation iatrogène du trajet du canal principal, due à la mémoire élastique des instruments, entraîne :

- une sur préparation du canal le long du bord extérieur de la courbure,
- une sous préparation de la courbe intérieure au niveau apical.

Il est aussi défini par l'Association Américaine d'Endodontie comme « l'élimination de la dentine pariétale sur l'extérieur de la courbure dans la moitié apicale du canal en raison de la tendance des instruments à revenir à leur forme droite originelle pendant le préparation canalaire ; pouvant aboutir à la formation de butée et une possible perforation » (AAE 2016).

- **butée, faux canal et perforation**

La déviation canalaire contribue à la formation de butée, encoche ou plateforme créée aux dépens de la paroi canalaire externe à la courbure. Lorsque l'instrument est forcé en direction apicale, cela peut aboutir à la création d'un faux canal, voire d'une communication entre l'endodonte et le parodonte ou perforation. Ceci compromet le nettoyage et l'obturation de la partie apicale à cette déviation iatrogénique si le trajet canalaire n'est pas retrouvé.

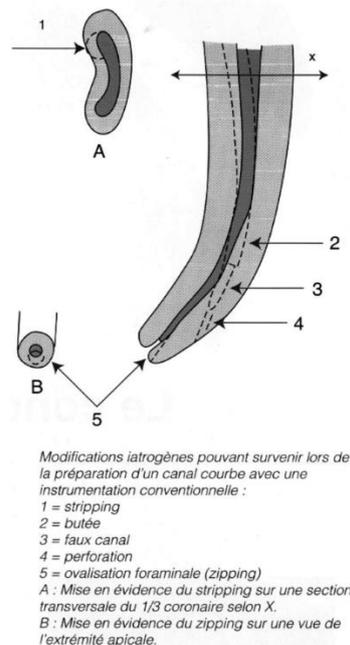
- **déplacement du foramen apical**

Le déplacement peut être interne, on parle de butée apicale. Lorsque le déplacement est externe, la sur instrumentation du foramen provoque son élargissement et sa déformation. On parle de **zipping** ou **d'ovalisation foraminale**. Le foramen est alors déchiré et son obturation devient souvent complexe.

- fragilisation des parois canalaire ou **stripping**

Le mouvement de va et vient des instruments, associé au phénomène de sur préparation de la partie interne de la courbure canalaire (ou transport canalaire) peut fragiliser les parois pouvant aboutir à une perforation latérale au niveau de la zone inter radiculaire. Ce phénomène est rencontré plus particulièrement sur la face distale des racines mésiales des molaires mandibulaires (CNEOC 2010).

- création de **bouchons** par tassement de copeaux de dentine apicalement



**Figure 1 : Modifications iatrogènes au cours de la préparation canalaire (Calas et Vulcain 1999)**

Différentes techniques de mise en forme ont été décrites pour tenter de pallier à ces inconvénients, notamment la technique du crown-down (Morgan et Montgomery 1984) ou le concept des forces équilibrées (Roane et al. 1985). Mais c'est l'arrivée de l'instrumentation en alliage nickel titane (Ni-Ti) qui a permis d'améliorer les préparations canalaire par rapport à l'instrumentation manuelle en acier et de limiter les incidents de préparation. Les instruments rotatifs en Ni-Ti génèrent notamment moins de transport canalaire, limitant ainsi le risque de création de butée et d'ovalisation foraminale. De même,

ils engendrent moins d'extrusion de débris dans le périapex. Les résultats sont plus fiables et plus reproductibles qu'avec l'instrumentation acier manuelle (Haapasalo et Shen 2013).

Toutefois la complexité de l'anatomie radiculaire et notamment l'existence de courbures canalaires parfois importantes entraînent des incidents de préparation identiques à la préparation canalaire avec une instrumentation manuelle acier décrits précédemment. Les caractéristiques variables des instruments dont la section, l'augmentation de diamètre, de conicité, la nature de l'alliage ou encore le processus de fabrication, influencent la flexibilité de l'instrument et la quantité de dentine éliminée au cours de la préparation canalaire.

Le déplacement canalaire risque d'entraîner une fragilisation des parois de la racine, l'apparition d'erreurs de préparation, une diminution de la longueur de travail et un redressement du trajet canalaire (Ingle *et al.* 2008; Gutmann et Lovdahl 2010). Il peut être à l'origine d'un défaut d'étanchéité de l'obturation, surtout au niveau apical, lorsqu'il est supérieur à 300  $\mu\text{m}$  (Wu *et al.* 2000a). Cette « déviation iatrogène intraradiculaire du trajet du canal principal, due à la mémoire élastique des instruments endodontiques » (CNEOC 2010) est considérée comme acceptable lorsqu'il ne dépasse pas 150  $\mu\text{m}$  (Peters 2004a).

Plus la flexibilité de l'instrument diminue par augmentation de diamètre ou de conicité, plus le risque de transport canalaire est important. Toutefois, le diamètre et la conicité doivent être suffisants pour permettre une préparation adéquate. Un compromis est nécessaire.

Il est important de rappeler que la préparation canalaire instrumentale « mécanique » ne peut accéder qu'aux surfaces potentiellement instrumentables. Parmi celles-ci, 20 à 40% (à minima) resteront non instrumentées (Hülsmann *et al.* 2005). La complexité du réseau canalaire est telle qu'une partie des surfaces est non instrumentable car non accessible. La persistance de tissus organiques, de microorganismes, le cas échéant, dans ces zones aura un impact sur le succès ou l'échec des traitements endodontiques. La performance des instruments est donc intimement liée au protocole de désinfection canalaire chimique réalisé de façon concomitante à la préparation instrumentale.

L'objectif du traitement, de la préparation chimio mécanique à l'obturation du réseau canalaire, est d'obtenir une étanchéité de l'ensemble afin de s'opposer à toutes pénétrations bactériennes. Les erreurs de procédures décrites précédemment auront une influence négative sur la « réussite » et le maintien d'une étanchéité satisfaisante au sein du réseau endodontique.

## 1.2 - L'échec thérapeutique : Lésion inflammatoire périradiculaire d'origine endodontique (LIPOE)

Comment peut-on définir les Lésions inflammatoires périradicaux d'origine endodontique ou LIPOE ? Peuvent-elles présenter un caractère de gravité ? Faut-il toujours les traiter ?

Selon l'European Society of Endodontology (ESE), le succès d'un traitement endodontique est établi lorsque sont retrouvés au niveau de la dent traitée :

- absence de douleur, d'œdème ou autres symptômes,
- absence de fistule,
- absence de perte fonctionnelle,
- présence au niveau radiologique d'un espace ligamentaire normal autour de la racine.

Par contre, le résultat sera considéré comme un échec en cas de :

- présence de signes et de symptômes d'infection,
- apparition d'une lésion visible radiologiquement ou augmentation de la taille d'une lésion préexistante,
- présence d'une lésion identique en taille ou qui a seulement diminué au cours des 4 années de suivi,
- présence de signes de résorption radiculaire (European Society of Endodontology 2006).

L'échec de la thérapeutique endodontique va donc se manifester par une dégradation de l'état périapical de la dent avec apparition d'une inflammation périradiculaire ou par une absence de cicatrisation en cas d'existence préalable. Selon le mode d'évolution de la pathologie, les symptômes et les signes cliniques pourront être plus ou moins présents.

La lésion inflammatoire péri radicaux d'origine endodontique est la terminologie précise pour qualifier la parodontite apicale d'origine endodontique (CNEOC 2010).

La parodontite apicale d'origine endodontique est un processus inflammatoire localisé au parodonte périradiculaire, le plus souvent périapical, en réponse à une agression d'origine endodontique : infectieuse (bactéries ou toxines), mécanique ou chimique. Elle résulte de pathologies pulpaires ou de manœuvres iatrogènes. Elles peuvent évoluer sur un mode aigu ou chronique (CNEOC 2010).

La parodontite apicale est principalement la conséquence de l'infection du réseau canalaux radicaux d'une dent et de sa persistance (Nair 1997; Pak *et al.* 2012). Le rôle primaire des microorganismes dans

le développement de ces lésions inflammatoires a été mis en avant par Kakehashi dès 1965 (Kakehashi *et al.* 1965), mais n'a fait réellement consensus qu'à partir de la fin des années 1980. Une parodontite apicale est le résultat d'une rencontre dynamique entre les facteurs microbiens et les défenses de l'hôte activées par la présence des bactéries dans le canal et au niveau du périapex. La réaction inflammatoire locale induite pour circonscrire l'infection va entraîner la résorption des tissus durs, la destruction des tissus périapicaux et donc une rupture de la structure anatomique normale. Les résorptions radiculaire et osseuses interviennent souvent sans signes cliniques ou symptomatologie majeure (Nair 1997). La destruction osseuse engendrée peut être dans ces cas-là très importante.

La formation d'une lésion inflammatoire nécessite une quantité suffisante de microorganismes pathogènes capables de proliférer. En fonction de leurs virulences, de l'environnement canalaire et de la réponse de l'hôte au niveau périradulaire, la forme de la parodontite apicale varie (Tab. 2). Nair a classifié ces lésions en trois grandes catégories (Nair 1997) :

- la parodontite apicale aiguë (PAA). De courte durée, elle peut être initiée sur un périapex sain (PAA primaire) ou sur une parodontite chronique (PAA secondaire ou exacerbation aiguë). Elle peut évoluer vers l'abcès périapical aiguë (AAA) en présence de bactéries pathogènes.
- la parodontite apicale chronique (PAC). Inflammation évoluant sur une longue durée, le terme de granulome apical (épithélialisé ou non) lui est souvent associé.
- le kyste périapical. C'est un kyste inflammatoire qui présente une cavité bordée par un épithélium. Si la cavité est en continuité avec le canal radulaire, on parle de kyste en poche, si la cavité est totalement close et indépendante, on parle de kyste vrai.

**Tableau 2 : Principaux signes types des maladies parodontales d'origine pulpaire (Lasfargues 2005 ; CNEOC 2010 ; Boucher et Toledo 2012)**

	Principaux signes	Sensibilité pulpaire	Douleur			Œdème des tissus mous	Image radio-claire apicale
			Spontanée	Percussion Pression	Palpation apicale		
Maladie	PAA	-	+	+	-	-	+/-
	PAC	-	-	-	-	-	+
	AAA	-	+	+	+	+/-	+/-

Les désordres inflammatoires causés au niveau des tissus périradulaires entraînent donc des remaniements des structures et notamment une ostéolyse.

Parmi les images ostéolytiques des maxillaires, de 50% (Stoetzer *et al.* 2013) à 73 % des lésions ont été classifiées comme kystes et granulomes radulaires (Koivisto *et al.* 2012). La prévalence de ces lésions radioclares est importante, quasiment équivalente à une radioclarité par patient (Pak *et al.* 2012).

Si l'étiologie des lésions inflammatoires périradiculaires d'origine endodontique (LIPOE) est connue, leur cinétique de développement est mal connue et reste très variable d'un individu à l'autre. La progression de la lésion dépend de(s) :

- structures anatomiques avoisinantes : la lésion se développe préférentiellement dans les structures moins denses. La destruction de la corticale osseuse n'intervient qu'à des stades avancés,
- la nature de l'agent infectieux en cause car elle influence les réactions tissulaires et la réaction de l'hôte,
- conditions nutritionnelles et métaboliques à disposition des bactéries pathogènes,
- réactions de l'hôte.

Une réaction inflammatoire se met en place face à l'agression bactérienne, faisant intervenir les molécules inflammatoires classiques (LPS, IL1, TNF alpha, IFN gamma) (Kimak *et al.* 2015). Ensuite, il y a une réaction d'immunité innée puis acquise dans le parodonte périradiculaire en regard des canaux infectés, qui entraînent la formation et le développement de la LIPOE. Ces phénomènes font intervenir les polymorphonucléaires, les macrophages, les lymphocytes B et T.

La lyse osseuse dépend de l'équilibre entre la résorption ostéoclastique et l'apposition ostéoblastique. La famille des récepteurs au TNF alpha joue un rôle majeur dans cette régulation par le biais du récepteur activant le facteur nucléaire Kappa B (RANK = receptor activator of nuclear factor-kappa B) et de l'ostéoprotégérine (OPG), qui fixent le ligand RANK-L. L'orientation vers l'ostéoclastogenèse ou son inhibition dépend du rapport entre RANK-L et OPG. La liaison RANK-L sur RANK entraîne la différenciation et l'activation des ostéoclastes (Boyle *et al.* 2003). Des études récentes ont mis en évidence que les LIPOE persistantes sont des lésions biologiques actives présentant un profil immunitaire et inflammatoire favorable à la résorption osseuse, *i-e* présentant un taux d'expression de RANK-L supérieur à la moyenne (Estrela *et al.* 2016).

Si l'agent infectieux persiste dans l'endodonte par absence d'intervention thérapeutique ou par échec de la prise en charge, les cellules défensives ne peuvent pas l'atteindre et donc l'éliminer. La LIPOE va donc se développer. Les réactions inflammatoires vont persister et augmenter la destruction tissulaire (osseuse et dentaire). Ces destructions pourront être visualisées à la radiographie par des changements quantitatifs et qualitatifs des tissus (épaississement du desmodonte, radioclarité osseuse, changements de la structure osseuse trabéculaire) (Brynolf 1967; Ørstavik *et al.* 1986).

La cinétique de la progression dépend de l'hôte et des pathogènes. La progression de la colonisation bactérienne est freinée par la réaction inflammatoire. Tant que les défenses éliminent les bactéries, les lésions restent asymptomatiques. Lorsque le nombre de bactéries augmente ou bien en cas de synergie

bactérienne, la lésion peut passer en mode aigu symptomatique pouvant aboutir à la genèse d'un abcès périapical.

Un abcès apparaît lorsque les défenses de l'hôte sont débordées et que les bactéries envahissent la lésion (notion de déséquilibre). Son évolution pourra se faire vers la fistulisation ou vers la cellulite des tissus si les bactéries envahissent les tissus cellulaires environnants (Boucher et Toledo 2012). Il existe différentes formes de cellulite/tuméfaction maxillo-faciale (dure ou fluctuante, +-trismus, hyperthermie, asthénie, sueurs, pâleurs, polypnées, hypotension). La cellulite qualifiée de diffuse peut mettre en jeu le pronostic vital par propagation infectieuse vers les voies aériennes ou le médiastin.

Par ailleurs la résorption osseuse peut être importante, entraîner la destruction de la corticale voire une fracture au niveau osseux (rempart alvéolaire).

Une LIPOE située au niveau des racines des dents dites « antrales » (ayant une relation de proximité avec les sinus maxillaires) peut être à l'origine d'une inflammation sinusienne et sinusite unilatérale chronique. Celle-ci peut se compliquer au niveau régional ou loco régional.

Au niveau purement dentaire, une LIPOE non traitée entraînera à moyen ou long terme la perte de la dent.

L'état général du patient influencerait l'évolution des LIPOE. Une propagation systémique des bactéries ou de leurs sous-produits dans d'autres sites du corps est parfois redoutée, pouvant créer, entretenir ou aggraver une pathologie sur un patient dit à risque. Le risque peut être d'ordre général (diabète, contexte d'immunodépression...) ou d'ordre local (risque d'ostéonécrose – chimio ou radio...). Dans certains cas une répercussion à distance (infection focale, endocardite infectieuse ou problème sur prothèse articulaire) est crainte. Plusieurs revues de littérature suggèrent l'existence de corrélations entre pathologies générales, comme le diabète ou certaines pathologies cardiaques et pathologies endodontiques ainsi que sur le pronostic des traitements, même si les liens ne sont pas formellement démontrés (Murray et Saunders 2000 ; Segura-Egea *et al.* 2015 ; Khalighinejad *et al.* 2016 ; Aminoshariae *et al.* 2017).

Au vu de l'ensemble des conséquences, il est important, au mieux d'éviter leur apparition, sinon de détecter et prendre en charge les lésions inflammatoires périradiculaires d'origine endodontique.

## **2 - Objectifs**

Dans le but de prévenir l'apparition des LIPOE, il est nécessaire de supprimer et/ou gérer toutes les voies de contamination bactériennes possibles vers la zone périapicale, porte d'entrée vers la circulation générale grâce :

- au maintien ou la création d'une étanchéité à différents niveaux : coronaire, entrées des canaux radiculaires, constriction apicale. Notre sujet de recherche est orienté sur cette dernière zone,
- à l'élimination de l'étiologie bactérienne et l'abaissement de la quantité de microorganismes sous un seuil impropre à l'expression de leurs pouvoirs pathogènes.

## 2.1 - Amélioration des techniques de préparation endocanalaire pour éviter ou limiter les complications

La préparation canalaire chimio mécanique doit créer un environnement biologique compatible avec la santé et créer une forme canalaire compatible avec son obturation. Le développement constant des instruments Ni-Ti a justement permis d'augmenter la qualité de la mise en forme et d'en diminuer les erreurs (Haapasalo et Shen 2013). Des progrès ont été fait au niveau du design de l'instrument mais aussi concernant les traitements de l'alliage utilisé. En effet, depuis leur arrivée, les instruments en alliage Ni-Ti ont vu leurs caractéristiques largement modifiées, afin d'améliorer, notamment, leur flexibilité, réduire leur effet de vissage ou encore améliorer leur résistance à la fatigue. De même, leur mode d'utilisation, de la rotation continue au mouvement alternatif asymétrique, évolue aussi dans un souci d'optimisation et de sécurisation des préparations canalaires.

De nouveaux systèmes (ou l'évolution des systèmes précédents) sont très régulièrement mis sur le marché. Ces évolutions instrumentales sont testées et comparées afin de valider, ou non, leur pertinence et leur intérêt, ce qui nécessite dans la très grande majorité des cas, l'intervention et l'utilisation de procédés d'imagerie, qu'ils soient en deux ou en trois dimensions. On peut toutefois regretter la non existence d'évaluation complète à grande échelle avant la mise sur le marché et leur utilisation *in vivo*.

## 2.2 – Gestion des complications et compréhension de l'échec thérapeutique

Le processus de réparation des tissus périapicaux est rendu possible notamment par l'élimination des agents agresseurs provenant de l'endodonte infecté et la mise en place de matériaux assurant une étanchéité tant au niveau radiculaire que coronaire. Ceci permet la réversion de l'inflammation, une reconstitution du ligament alvéolo dentaire, une ostéogénèse et la reformation de ciment (Estrela *et al.* 2017).

Le traitement de la parodontite apicale, en tant que maladie de l'infection du canal radiculaire, consiste à éradiquer les microorganismes ou à réduire considérablement la charge microbienne du canal radiculaire et à prévenir la réinfection par une obturation étanche du réseau canalaire (Nair 1997, 2004).

Même si les taux de succès des traitements sont élevés, les stratégies thérapeutiques et le pronostic du traitement doivent prendre en considération plusieurs éléments comme la nature de la flore microbienne,

les modalités de colonisation et le moment de la contamination ainsi que la nature de la parodontite apicale.

La plupart des échecs surviennent lorsque les procédures de traitement n'ont pas permis le contrôle et l'élimination de l'infection de façon satisfaisante, principalement d'un point de vue technique, mais aussi lorsque, d'un point de vue anatomique, certaines régions canalaire ne peuvent pas être nettoyées (Nair 2004).

Le traitement endodontique ou le retraitement par voie orthograde (préparation, désinfection et obturation) sont les options thérapeutiques à privilégier. En effet, le pronostic est favorable. Dans 74 à 86% des cas, une cicatrisation complète est retrouvée, et dans 91 à 97% des cas, la dent est fonctionnelle (Friedman et Mor 2004).

Dans certains cas, ceux-ci sont complétés par une approche chirurgicale en 2<sup>nd</sup>e intention (traitement endodontique par voie rétrograde associé à la résection de l'apex de la dent causale et à l'énucléation du kyste ou à l'élimination du tissu inflammatoire). La chirurgie endodontique peut parfois intervenir en 1<sup>ère</sup> intention lorsque le traitement orthograde ne peut pas être envisagé.

Selon les cas, l'avulsion, irréversible, de la dent causale peut être la seule option thérapeutique.

La compréhension et l'évaluation de différents paramètres tels que le volume et l'ancienneté de la lésion inflammatoire, les rapports anatomiques que celle-ci entretient avec son environnement et les étiologies possibles, notamment les variations anatomiques, vont avoir un impact important dans le processus de prise de décision. L'évaluation des spécificités individuelles des patients est importante car elle permet de développer une estimation du pronostic et du ratio bénéfice/risque inhérent à chaque possibilité thérapeutique.

La représentation 3D des structures pathologiques doit être très précise et fidèle à la réalité clinique, notamment lorsqu'une chirurgie est envisagée. Ceci pour mettre en lumière leurs relations avec les structures anatomiques environnantes, notamment dans les zones critiques comme le sinus maxillaire, le nerf alvéolodentaire inférieur et les fosses nasales (Cevidane *et al.* 2010). Cette représentation, en plus de son utilité clinique, a aussi un intérêt pédagogique afin de comprendre la pathologie, les difficultés qu'elle peut entraîner et donc la nécessité d'éviter son apparition.

### 2.3 - Conclusions du chapitre

Nous avons rappelé au cours de ce chapitre les conséquences potentiellement néfastes d'un traitement endodontique sur la structure dentaire elle-même et sur les structures environnantes osseuses et ligamentaires. Afin de prévenir l'apparition de complications délétères, d'optimiser les traitements,

d'assurer le succès de nos thérapeutiques ainsi que, le cas échéant, la cicatrisation des lésions inflammatoires, le recours à différentes techniques d'imagerie en endodontie est une nécessité. Ces outils sont donc incontournables, que ce soit dans le cadre de la recherche en amont, ou bien pour la visualisation et la compréhension de la pathologie endodontique ou encore lors de la prise en charge des patients atteints de lésions inflammatoires périradiculaires.

## CHAPITRE 2

### IMAGERIE ET ENDODONTIE

*Signal n.m. (lat. signalis, de signum, signe). (...) 4. TELECOMM. Variation d'une grandeur physique de nature quelconque porteuse d'information. (...) (Larousse 2007)*

*Imagerie médicale n.f. 1. Ensembles d'images représentant des faits (...) 3. Technique permettant d'obtenir des images à partir de différents types de rayonnements (...) MED. Imagerie médicale : ensemble des techniques d'examen médical aboutissant à la création d'images (Larousse 2007).*

Depuis son invention à la fin du XIX<sup>ème</sup> siècle, les techniques de radiographie sont indissociables de l'endodontie. Elles ont permis la visualisation de la structure interne de la dent présente sur l'arcade dentaire. Ainsi, l'évolution et les progrès de l'endodontie sont fortement liés au développement et à l'amélioration des techniques d'imagerie.

#### 1 - Imagerie en deux dimensions 2D

La radiographie intra buccale est la technique d'imagerie la plus utilisée au quotidien en odontologie (Fig. 2). Les clichés intra buccaux rétroalvéolaires sont des examens complémentaires au diagnostic clinique qui fournissent des informations sur l'anatomie de la dent, sur l'os alvéolaire environnant, l'espace desmodontal et leurs rapports. Ils sont utilisés pour les traitements des affections courantes et pour les suivis de cicatrisation. Ils sont indispensables à la bonne réalisation des thérapeutiques liées à l'endodonte (traitement, retraitement, chirurgie endodontique, traumatologie...). Ils sont faciles et rapides à réaliser et l'irradiation engendrée est faible.

L'imagerie rétro alvéolaire conventionnelle ou numérique fournit des clichés d'une très grande précision avec une résolution spatiale nettement supérieure à celle obtenue par les appareils de radiographies volumiques utilisés *in vivo* (Fig. 3).



Figure 2 : Réalisation d'un cliché rétroalvéolaire en endodontie (CHRU Brest, UF OCE)

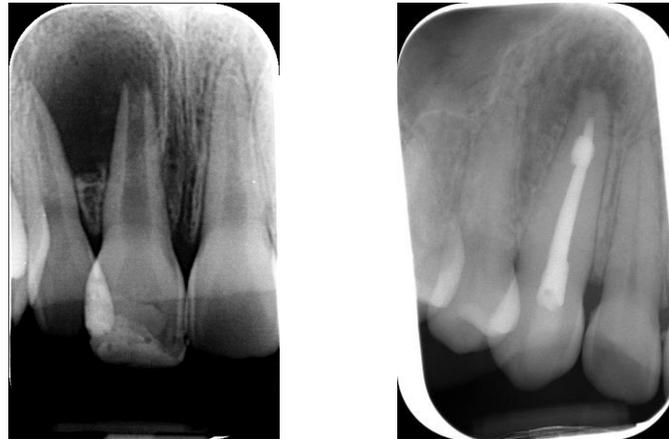


Figure 3 : Exemples de radiographie rétroalvéolaire (CHRU Brest, UF OCE)

Cependant, il ne faut pas oublier que c'est une seule image par projection en deux dimensions qui représente des structures qui sont, elles, en trois dimensions. Elle entraîne de fait une compression des structures tridimensionnelles en deux dimensions et occasionne donc une perte d'informations, même si l'épaisseur du volume exploré est relativement réduite. Les structures sont superposées, générant l'apparition de bruits anatomiques et une perte de contraste compliquant la lecture des clichés selon les cas. Les superpositions peuvent constituer de véritables sources d'erreurs, notamment dans la visualisation des canaux (Hodez et Bravetti 2010) et de leur courbure si elle est dans un autre plan que celui de l'incidence (Özer 2011). Les déformations géométriques liées à l'obliquité du rayon incident par rapport au film peuvent être compensées par l'utilisation d'angulateur (Martin-Duverneuil et Hodez 2016) afin d'obtenir un rayonnement perpendiculaire à la dent et au film. Le phénomène d'agrandissement de l'image est limité, voire supprimé en augmentant la distance foyer-film (technique

long-cône). Malgré tout, l'influence du bruit anatomique dans les régions maxillaires antérieures et postérieures ne doit pas être négligé lors de l'interprétation des radiographies périapicales (Uraba *et al.* 2016).

De plus, les conditions anatomiques locales (voute palatine plutôt plate par exemple) ou liées au patient (reflexe nauséeux) gênent parfois le positionnement correct du film en bouche ce qui rend impossible la visualisation de certains éléments anatomiques comme les apex des molaires maxillaires par exemple.

Cette technique est facile à utiliser, peu coûteuse et informative pour un usage courant, mais elle reste assez limitée pour une analyse plus fine et n'a pas la capacité de divulguer des informations volumétriques. De plus, elle est opérateur-dépendante. La technique elle-même est source de déformations et de distorsions géométriques surtout si la réalisation du cliché n'est pas optimale (non-respect des règles de positionnement, non utilisation d'angulateur spécifique...). Le repositionnement identique pour les suivis de cicatrisation peut aussi être problématique.

Concernant les lésions inflammatoires, la radiographie rétroalvéolaire est un élément important lors du diagnostic, du traitement et de l'évaluation du pronostic de celles-ci. Toutefois, nous savons dorénavant que la radiographie en deux dimensions ne permet pas la détection de la totalité des lésions inflammatoires surtout lors des premiers stades de déminéralisation. La radiographie conventionnelle est aussi considérablement limitée pour permettre un diagnostic précis des défauts résorptifs liés au développement des lésions inflammatoires au niveau apical (Laux *et al.* 2000).

Le cliché panoramique ou l'orthopantomogramme est un cliché « de débrouillage » qui permet de visualiser de façon globale l'ensemble des dents et leurs environnements avec une dose réduite. Il doit être interprété en ayant conscience de ses lacunes (coupe unique épaisse en postérieure, fine au niveau antérieur, des éléments peuvent être hors coupes ou masqués car le volume épais et existence de superposition) (Martin-Duverneuil et Hodez 2016). La sensibilité (capacité d'un test à déterminer la présence d'une maladie lorsqu'elle est existante) de la radiographie périapicale est bien supérieure à celle de la radiographie panoramique (sensibilité PR 0.55 / Pano 0.28). Seules les lésions apicales avancées pourront être correctement diagnostiquées (Estrela *et al.* 2008b).

La radiographie périapicale est un meilleur test diagnostique que la radiographie panoramique concernant la détection des images de lésions inflammatoires périradiculaires d'origine endodontique (LIPOE) (sensibilité et AUC supérieure).

L'arrivée de l'imagerie tridimensionnelle, notamment la tomographie volumique à faisceau conique ou CBCT, a permis de s'affranchir de certaines difficultés de visualisation de l'imagerie bidimensionnelle. L'imagerie CBCT est efficace dans la détection des lésions périapicales qui ne peuvent pas être détectées sur la radiographie conventionnelle, notamment les incisives/canines et les molaires supérieures (de

Paula-Silva *et al.* 2009 ; Davies *et al.* 2016 ; Kanagasingam *et al.* 2017). Nous détaillerons cet aspect dans le chapitre 4.

Il est donc intéressant, lorsque l'on veut exploiter et analyser des structures de façon plus précise à la fois pour la recherche *in vitro*, ou pour une exploitation clinique *in vivo*, d'accéder à tous les plans de celles-ci (explorer la structure dans tous ces plans avec toutes ses dimensions) afin de « les extraire », les différencier ou encore les détacher de l'environnement et analyser leurs rapports. Ceci est rendu possible par l'utilisation de l'imagerie tridimensionnelle. Différentes techniques existent, comme le scanner, l'IRM... Nous nous intéresserons à un seul type d'imagerie tridimensionnelle, la tomographie volumique à rayons X.

## **2 - Imagerie 3D : la Tomographie Volumique à Faisceau Conique**

Le principe de la tomographie est de reconstruire l'image de la structure interne et le volume d'un objet à partir d'une série de projections radiographiques acquises en une seule rotation. Cette technique d'imagerie se base sur la propriété des rayons X à traverser la matière et à être absorbés en fonction de la nature et de la densité des constituants qu'ils rencontrent.

Selon le type de tomographe et ses caractéristiques, son utilisation sera médicale à destination des patients ou alors uniquement dédiée à la recherche ou à l'industrie. Les principaux appareils utilisant ce principe sont la microtomographie à rayons X (microCT) et la tomographie volumique à faisceau conique (TVFC ou Cone Beam Computerized Tomography ou CBCT).

### **2.1 - Principe général**

#### **2.1.1 – Principe**

Les techniques d'imagerie 3D fournissent une image numérique qui représente un phénomène physique spécifique mesurable (signal). En scanographie en général, ce sont les profils d'atténuation des rayons X, après traversée du patient, qui vont être récupérés et convertis en courant électrique caractéristique du phénomène étudié, puis numérisé pour pouvoir être exploité. Le processus de numérisation d'un signal nécessite trois étapes fondamentales : échantillonnage, quantification et codage.

L'échantillonnage consiste à diviser un signal en plusieurs fragments d'intensité propre selon une certaine fréquence. Si la fréquence d'échantillonnage est trop faible, certains phénomènes ne pourront pas être étudiés. Le signal numérisé ne sera donc pas fidèle au signal d'origine.

Echantillonner une image consiste à lui appliquer une matrice comportant  $n(y)$  lignes et  $n(x)$  colonnes. Plus la matrice est élevée, plus les pixels, éléments unitaires de l'image, seront nombreux et de petites tailles, et plus l'image atteindra potentiellement une résolution spatiale élevée. Toutefois la fréquence d'échantillonnage (liée à la taille des pixels) doit être égale ou supérieure au double de la plus haute fréquence susceptible d'être présente dans le signal (règle de Nyquist-Shannon). Suite à la mesure d'amplitude faite pour chaque échantillon, une notion de profondeur va être déterminée. On parle de quantification. Elle détermine le nombre de valeurs entières différentes pouvant être attribués aux échantillons. Elle est exprimée en bits (binary digit) avec  $n$  bits =  $2^n$  valeurs possibles par échantillon, soit le pixel. Plus l'échelle de quantification est étendue, meilleur sera le résultat en termes de discrimination de contraste. De même, les performances en termes de résolution spatiale ne s'expriment que si la quantification est suffisamment élevée.

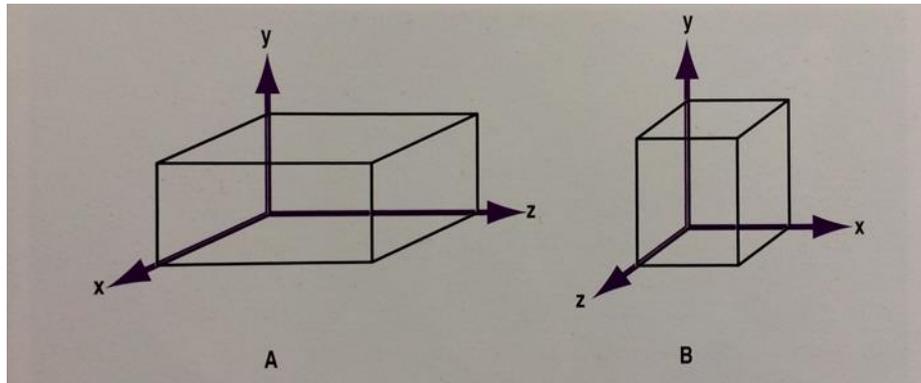
Les nombres issus de la quantification du signal sont ensuite convertis ou codés en nombres binaires (suite de 0 et de 1). Ce code représente le signal électrique transformé en données informatiques. En imagerie médicale, les données informatiques sont représentées, transportées et stockées sous un format spécifique appelé DICOM – Digital Imaging Communication In Medicine. Ce format permet d'associer aux images des données textuelles relatives au patient et à l'examen (type, paramètres d'acquisition, région explorée...). Les images médicales sont en général quantifiées sur 16 bits dont 12-14 bits pour la profondeur de l'image et 2-4 bits pour les données « objets d'information ou IOD » (Dillenseger et Moerschel 2016).

Plus spécifiquement, la tomographie volumique repose sur un générateur de rayons X qui émet un faisceau de forme conique (Cone Beam) traversant l'objet à explorer avant d'être analysé, après atténuation, par un système de détection bidimensionnel (Association Dentaire Française 2015). Le tube à rayons X et la surface du détecteur sont alignés, ils sont soit fixes, soit mobiles. L'objet se trouve entre les deux, statiques ou bien sur un plateau motorisé. La rotation de  $180^\circ$  ou  $360^\circ$  peut être effectuée par le couple « tube/détecteur » ou bien par l'objet en lui-même.

Contrairement au scanner classique (ou tomodynamomètre) qui, après collimation du faisceau de rayons X, réalise plusieurs coupes axiales avant reconstitution du volume 3D par superposition des coupes dites « natives », le CBCT utilise un faisceau ouvert et conique associé à un capteur plan qui permet une reconstitution d'emblée du volume 3D final.

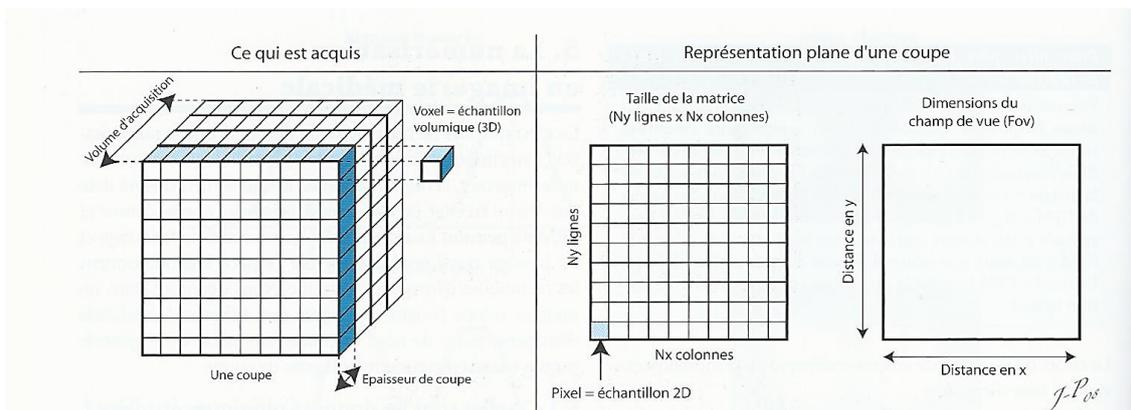
L'unité de volume numérique est dénommée « voxel », échantillon volumique lié à la taille du pixel et à l'épaisseur de coupe. Il peut être représenté par un cube dans le cas de la tomographie volumique, contrairement au scanner pour lequel c'est un parallélépipède rectangle (Fig. 4). Le mot voxel est la

contraction de *VOlumatic piXEL* ou *Volume piXEL*, soit l'équivalent tridimensionnel d'un pixel. Le mot « pixel » provient de la locution anglaise *Picture Element* ou *élément d'une image en 2D*. La taille du pixel en x et en y est déterminé par le rapport entre le champ de vue (FOV) et la matrice selon les deux axes (Fig. 5).



**Figure 4 : Représentations des voxels (A) parallélépipédique en tomodensitométrie et (B) cubique en CBCT (Cavézian et Pasquet 2011)**

Une série d'images fixes en 2D, dites de « projection », est ainsi constituée au cours de la rotation du bras. Les projections enregistrées sous les différents angles par le système de détection vont ensuite permettre, grâce à une opération de reconstruction, le passage de ces images 2D en un volume 3D, véritable cartographie de la variation d'atténuation des rayons X à travers l'objet.



**Figure 5 : Caractéristiques géométriques d'une coupe numérique : champ de vue (Fov), matrice, épaisseur de coupe, pixels et voxels (Dillenseger et Moerschel 2016)**

## 2.1.2 - Reconstructions des volumes

### ➤ Reconstructions primaires

L'image acquise est donc constituée de valeurs de pixels qui représentent la somme d'un paramètre physique, le coefficient d'atténuation, le long de directions de l'espace. L'intérêt est de reconstruire, c'est-à-dire de calculer une image de synthèse constituée de coupes dont les valeurs de pixels constituent une mesure de la densité/ niveau de gris de chaque voxel étudié chez un patient (Mariano-Goulart 2016).

Cette étape permet de traiter les données acquises pour créer un ensemble de données volumétriques, les voxels. La quantité de données enregistrées est très importante. Par exemple pour un CBCT, de 100 à plus de 600 projections de base (Raw data) sont réalisées. Chacune de ces projections comporte plus d'1 million de pixels quantifiés en 12 à 16 bits en fonction du type de détecteur, ce qui va déterminer la quantité de niveaux de gris fournis (12 bits =  $2^{12} = 4096$  niveaux de gris, 16 bits =  $2^{16} = 65536$ ). La première étape est une étape de prétraitement des projections de bases. Elles sont d'abord corrigées pour tenir compte des imperfections des pixels, des variations de sensibilité et de l'exposition inégale du détecteur (Association Dentaire Française 2015). Elles sont ensuite converties en une image composite appelé sinogramme correspondant à l'empilement de toutes les projections obtenues corrigées.

L'image finale est reconstruite à partir du sinogramme avec un algorithme de rétroprojection filtré (recalcul de l'atténuation de chaque voxel de l'objet à partir des informations sur l'atténuation de cet objet selon différentes incidences). Lorsque toutes les coupes ont été reconstruites, elles sont combinées en un seul volume pour la visualisation.

### ➤ Reconstructions secondaires

Le volume obtenu par reconstruction primaire ne permet que l'examen des coupes axiales. Des reconstructions secondaires dites multiplanaires (MPR Multi Planar Reformation) consistent en une reconstruction de coupes dans n'importe quel plan de l'espace (Fig. 6) et d'une épaisseur au moins égale à un voxel, en s'appuyant sur les coordonnées spatiales de chaque voxel (Association Dentaire Française 2015; Dillenseger et Moerschel 2016).

Il est aussi possible d'avoir des reconstructions tridimensionnelles (Fig. 6). Deux types sont utilisés, le rendu surfacique (fonction de la technique de segmentation choisie et du seuillage) et le rendu volumique.

Le rendu de surface permet de représenter, en volume, la surface des structures anatomiques regroupant des voxels d'intensité proche. Le rendu de volume permet de représenter l'ensemble des voxels pondérés en opacité, définie par une fonction dite de transfert (utilisé en TDM).

Le volume reconstitué est sphérique, si le détecteur est rond (amplificateurs de brillance). Il est cylindrique, si le détecteur est de forme rectangulaire (capteur plan). Les appareils de dernière génération utilisent ce dernier type de détecteur, qui présente de meilleures caractéristiques techniques. Leur efficacité de détection élevée permet une réduction de la dose et leur architecture matricielle élevée ouvre une amélioration potentielle des performances en résolution spatiale (Dillenseger et Moerschel 2016).

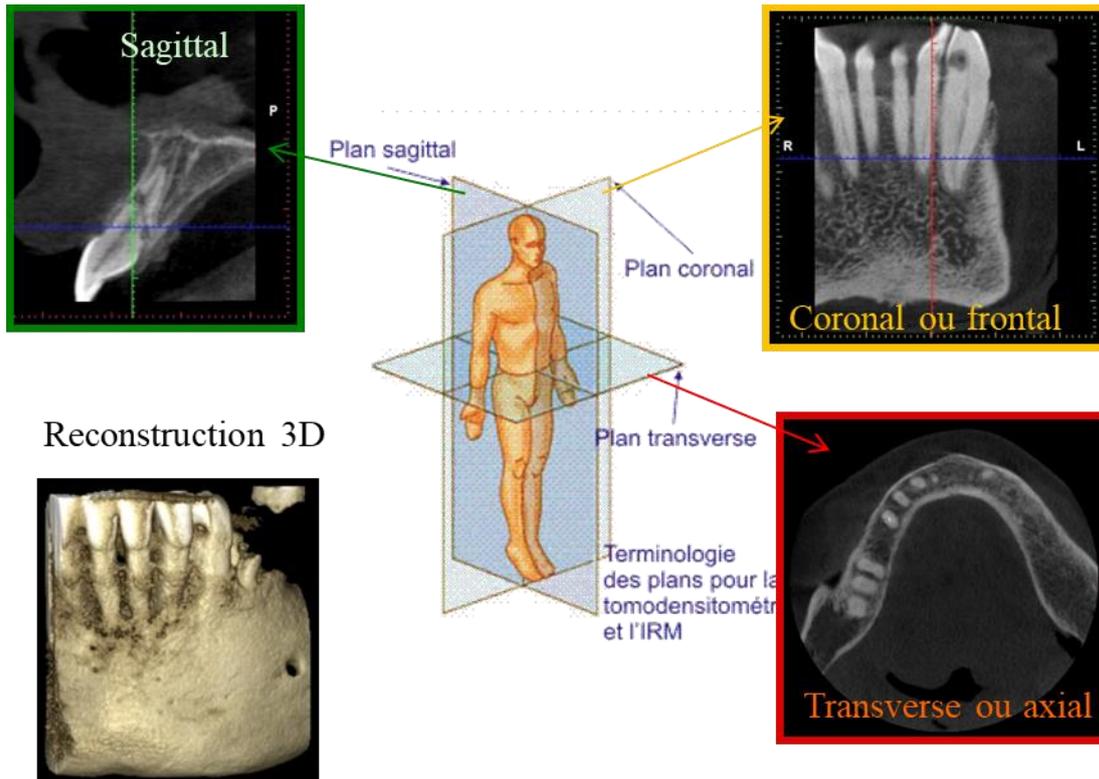


Figure 6 : Illustration des différents plans en imagerie sectionnelle

Développé au départ pour le domaine médical, la tomographie à faisceau conique a désormais investi le domaine industriel et de la recherche. Si les installations tomographiques sont voisines dans leur principe, il existe des différences dues aux contraintes d'utilisation en fonction des domaines d'application, notamment en termes de dosimétrie et de mobilité.

Comme évoqué précédemment, le principe de la tomographie volumique à faisceau conique est utilisé par deux grandes catégories d'appareils ayant des utilisations différentes et qui seront détaillés successivement :

- la microtomographie à rayons X (microCT),
- la tomographie volumique à faisceau conique (TVFC ou CBCT).

## 2.2 - Microtomographie à rayons X ou microCT

Outil très performant pour la numérisation et la modélisation d'objets en 3D, cette technique est utilisée dans le domaine de la recherche et dans le domaine industriel. Il n'y a ni contraintes de limitation des doses d'irradiation, ni contraintes liées aux risques de mouvements de la structure à analyser. La durée d'exposition pourra donc être relativement longue et l'énergie (tension) du rayonnement plus élevé (faisceau plus pénétrant). Il est possible d'obtenir des images 2D et 3D des échantillons à des résolutions proches du micromètre mais les résolutions obtenues varient généralement en moyenne de 10 à 50 micromètres, selon l'objectif. La microtomographie à rayons X permet donc de produire des images à très haute résolution avec un bon contraste et donc, la visualisation de la structure interne des objets avec une très grande précision.

Le tube à rayons X (Fig. 7) et le détecteur (Fig. 8) sont solidaires, alignés et statiques, c'est l'objet à analyser qui va effectuer, à l'aide d'un plateau rotatif, une rotation de 360° (incrément inférieur à 1° par pas) pendant l'émission du faisceau (Fig. 9). Les puissances de rayons X sont très élevées (donc très irradiantes), le temps d'acquisition est long (voire très long) en fonction des paramètres d'analyse choisis et la taille des échantillons est généralement limitée.



**Figure 7 : Source du rayonnement / tube du MicroCT V-tome-X 240D® (CRT Morlaix)**

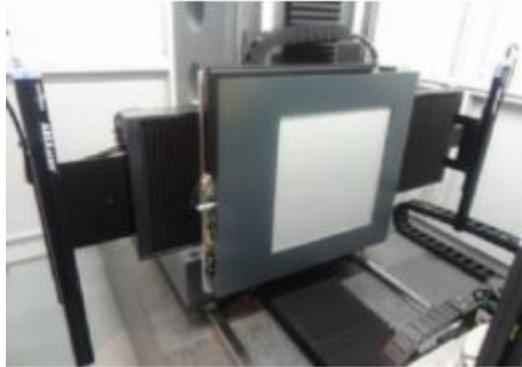


Figure 8 : Détecteur du MicroCT V-tome-X 240D® (CRT Morlaix)

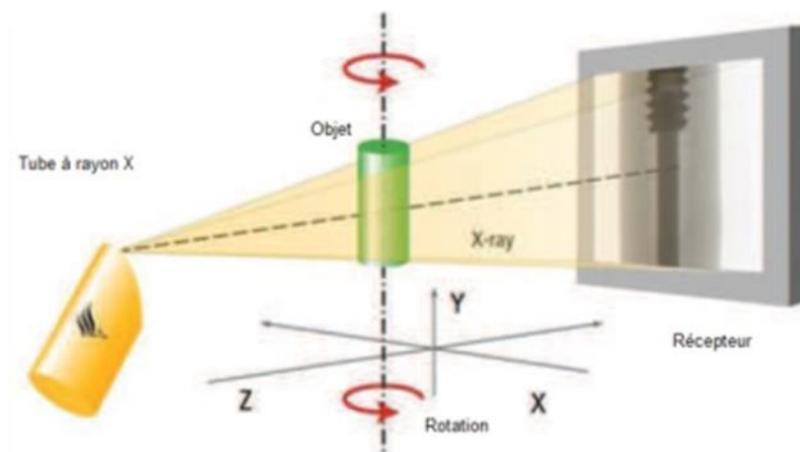


Figure 9: Schéma de fonctionnement d'un microtomographe (document CRT Morlaix)

Le traitement des images natives permet de convertir les images en volume 3D sous la forme d'une numérisation de nuages de points grâce à un algorithme mathématique. L'image en trois dimensions est donc formée grâce à des milliers de points dont la nuance de niveau de gris reflète les reliefs et les vides.

Les acquisitions microtomographiques sont ensuite exploitées à l'aide de logiciels spécifiques dédiés à la visualisation et l'exploration des coupes (viewers) (Fig. 10).

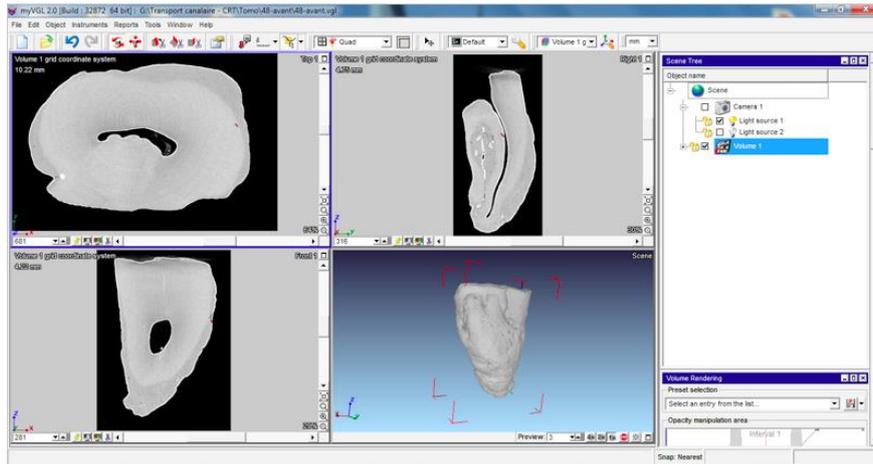


Figure 10 : Aperçu du logiciel My VGL 2.0®

Le microCT est utilisé dans le domaine industriel (plasturgie, métallurgie, micro-électronique...) pour l'analyse de pièces et de leurs défauts, pour le contrôle dimensionnel de pièces complexes ou encore pour appréhender le fonctionnement d'un assemblage...

Les champs d'application de cette technique d'imagerie, permettant un contrôle très précis non destructif, sont très vastes, étude des polymères, contrôle de procédés industriels, recherche scientifique *ex vivo*, cosmétiques....

Il est aussi utilisé en recherche scientifique (zoologie (imagerie du petit animal), anthropologie...) et en recherche médicale pour l'exploration avec une très haute définition de l'intérieur d'échantillons sans risque de les détruire. Cette technique permet aussi d'appréhender les effets et les modifications engendrées par un traitement à l'échelle micrométrique.

Cette technique d'imagerie est exclusivement destinée à une utilisation *in vitro* (ou *ex vivo*).

### 2.3 - Tomographie Volumique à Faisceau Conique

Depuis plus de 10 ans, le clinicien a accès à une technique originale d'imagerie volumique numérique *in vivo*, différente du scanner, pour l'étude des dents et des maxillaires. Elle est d'ailleurs à présent considérée comme un examen de référence en imagerie dento-maxillaire. En effet, cette technique capable d'analyser en trois dimensions les tissus durs, structures osseuses et dento-maxillaires est modérément irradiante comparé au scanner et permet des images avec des résolutions très intéressantes dans le domaine de l'odontologie. Cet examen trouve aujourd'hui de plus en plus d'indications dans nombre d'explorations de la sphère ORL et maxillo-faciale mais aussi dans d'autres domaines extra céphaliques.

Dénommée communément en français « Imagerie par Faisceau Conique » ou « Tomographie Volumique à Faisceau Conique », la terminologie anglo-saxonne « cone beam » est plus couramment employée de même que l'acronyme CBCT (Cone Beam Computed Tomography) par opposition au scanner également dénommé MSCT (Multi Slice Computed Tomography).

Nous utiliserons, par commodité, l'acronyme CBCT tout au long de ce travail.

Son utilisation impose une minimisation de la dose reçue par le patient lors de l'examen. Les réglages doivent donc être optimisés pour limiter l'irradiation tout en optimisant la qualité de l'image (principe de radioprotection) (CSP; Journal officiel 2001; HAS 2009).

Afin de minimiser les artéfacts cinétiques, c'est le couple « bras supportant le tube à rayons X d'un côté et capteur de l'autre » qui va être mis en rotation de 180° ou 360° autour du patient immobile (Fig. 11). L'axe du patient pourra être horizontal ou vertical, selon le type d'appareil.

Les appareils permettent, selon les modèles, d'obtenir différents volumes d'acquisition appelés aussi champ de vue (Field of View ou FOV) (Fig. 12,13). C'est un volume cylindrique (ou sphérique, selon le type de détecteur) qui détermine la forme et la taille de l'image reconstruite. Il peut varier de quelques centimètres de hauteur et de diamètre (ex. 5cm x 4cm qualifié de petit champ) pour un groupe de 3 à 4 dents à des dimensions permettant l'acquisition du volume de la tête entière (on parle de grand champ).

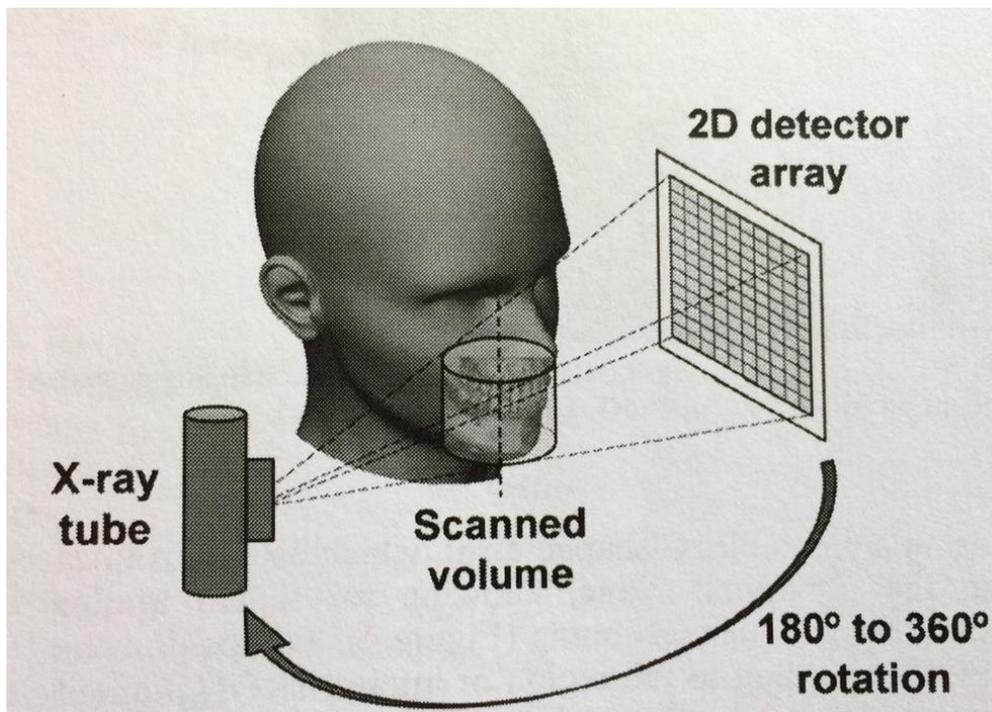


Figure 11 : Schéma de fonctionnement du CBCT (Pauwels *et al.* 2015)

Le champ d'acquisition doit inclure toutes les structures importantes à visualiser selon l'objectif. Sa taille va déterminer la taille du pixel dont dépend la résolution spatiale. Il est donc nécessaire d'adapter et d'ajuster son champ de mesure au plus petit volume compatible avec la situation clinique de façon à ce que les pixels/voxels soient les plus petits possibles. Ceci permet d'améliorer la qualité de l'image et de réduire la dose délivrée. La zone d'intérêt doit être centrée au sein du champ d'exploration.



Figure 12 : Différents champs d'exploration en CBCT (PlanMeca)

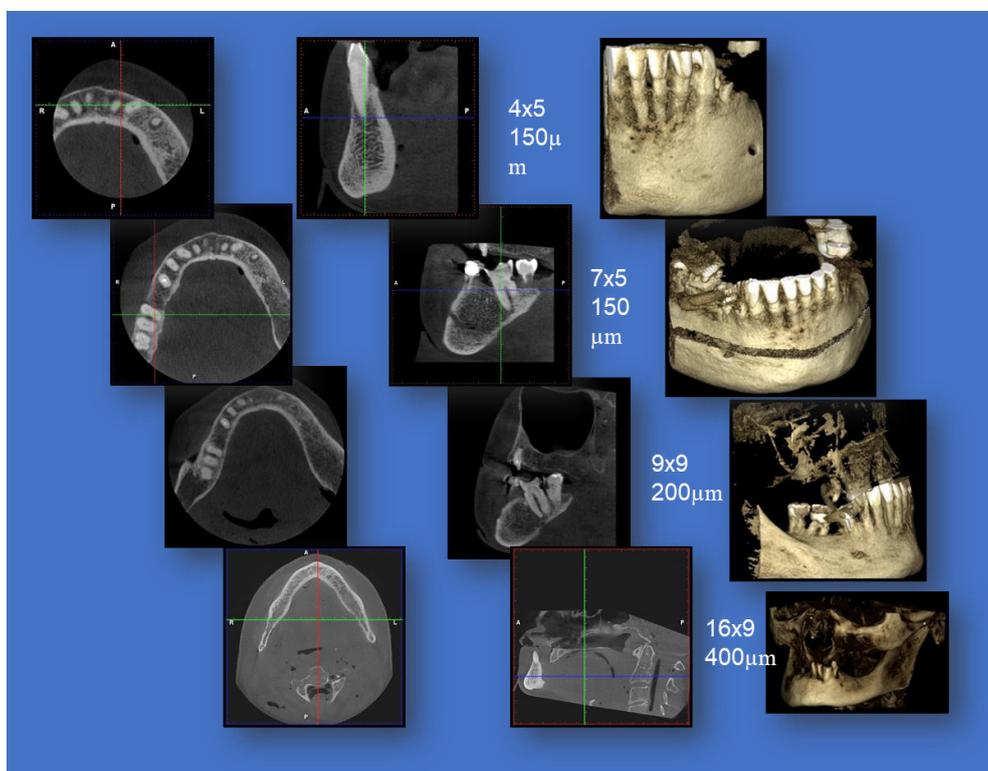


Figure 13 : Illustrations des différents champs d'exploration en vues axiales, sagittales et rendus surfaciques (CHRU Brest, UF OCE)

L'évaluation endodontique *in vivo* fait partie du champ d'application du CBCT (HAS 2009), mais elle nécessite une image de très haute résolution. Le champ d'acquisition est restreint avec le voxel le plus faible possible. Dans la classification commune des actes médicaux, une des premières indications du CBCT est la recherche de particularités anatomiques et notamment endodontiques. Ses indications notamment en endodontie sont nombreuses, il est de ce fait de plus en plus utilisé en routine, même s'il reste une modalité d'imagerie de 2<sup>nd</sup>e intention.

## 2.4 - Caractéristiques de l'image tomographique

### 2.4.1 Résolution spatiale

Il s'agit d'un des paramètres les plus importants définissant la qualité de l'image. La résolution spatiale est la capacité d'un système à discerner deux petites structures proches, elle indique le plus petit détail visible à fort contraste. Elle influence la précision de l'image (Maret *et al.* 2012). Pour un volume donné, elle varie proportionnellement avec le nombre de voxels mais elle est aussi influencée par le système de détection, le processus de reconstruction 3D, le logiciel d'exploitation et le système d'affichage.

Le volume issu d'une acquisition par faisceau conique a pour particularité d'être isotrope car les voxels sont cubiques. Il en résulte que la résolution spatiale est identique quelle que soit l'orientation des coupes dans le volume. Elle est donc indépendante de l'orientation des coupes et ne dépend que de la taille des voxels. Pour un examen de type scanner ou tomodensitomètre, constitué d'un empilement de coupes, la longueur d'une des arêtes du voxel, correspondant à l'épaisseur de coupe, est supérieure à celle des deux autres. Le volume est dit anisotrope et les reconstructions sagittales ou coronales sont affectées d'une moindre résolution spatiale que les coupes axiales natives (HAS 2009). L'épaisseur des coupes va conditionner la résolution spatiale du scanner dans l'axe perpendiculaire aux coupes.

L'architecture matricielle du capteur plan permet une amélioration des performances concernant la résolution, toutefois elle est bridée à cause de la sensibilité du capteur au rayonnement diffusé. De plus, à cause de l'effet de cône sur l'axe z, la résolution spatiale peut être altérée en bordure de champ et entraîner une déformation des structures situées en bordure de champ (Dillenseger et Moerschel 2016).

Ces techniques d'imagerie volumique sectionnelle sont non destructrices. La résolution est variable en fonction de la technique utilisée, en moyenne de 1 à 50 microns en microCT et de 75 – 600 microns en technique CBCT (Fig. 14). Sur un « Dentascanner » type, on obtient normalement des coupes constituées de voxels mesurant 270x270x600 $\mu$ . L'imagerie CBCT peut donc fournir des images dont la résolution spatiale est supérieure à celle du scanner.

Pour une étude de morphologie des tissus durs, la taille des voxels devra être inférieure à 300  $\mu\text{m}$  (Maret *et al.* 2014). Au-delà de 250  $\mu\text{m}$ , la résolution spatiale peut être considérée comme moins bonne. Un volume peut être qualifié comme étant en « haute résolution » si la taille des voxels est  $<$  ou  $=$  à 150 $\mu$  environ. Cette taille de voxel est d'ailleurs le maximum requis pour une exploration en endodontie.

Pour améliorer la résolution spatiale, il existe plusieurs possibilités (Tab. 3). On peut diminuer le champ de vue ou augmenter la taille de la matrice, augmenter la tension, diminuer l'épaisseur des reconstructions. Mais cela reste un compromis car la réduction du voxel entraîne une diminution du SNR (Signal to Noise Ratio ou rapport signal/bruit) et donc une augmentation du bruit. L'augmentation de la tension durcit le faisceau incident de rayons X ce qui provoque une diminution de la résolution en densité/contraste. La contrepartie des modes qualifiés de Haute Résolution est une augmentation du bruit et de la dose d'irradiation.

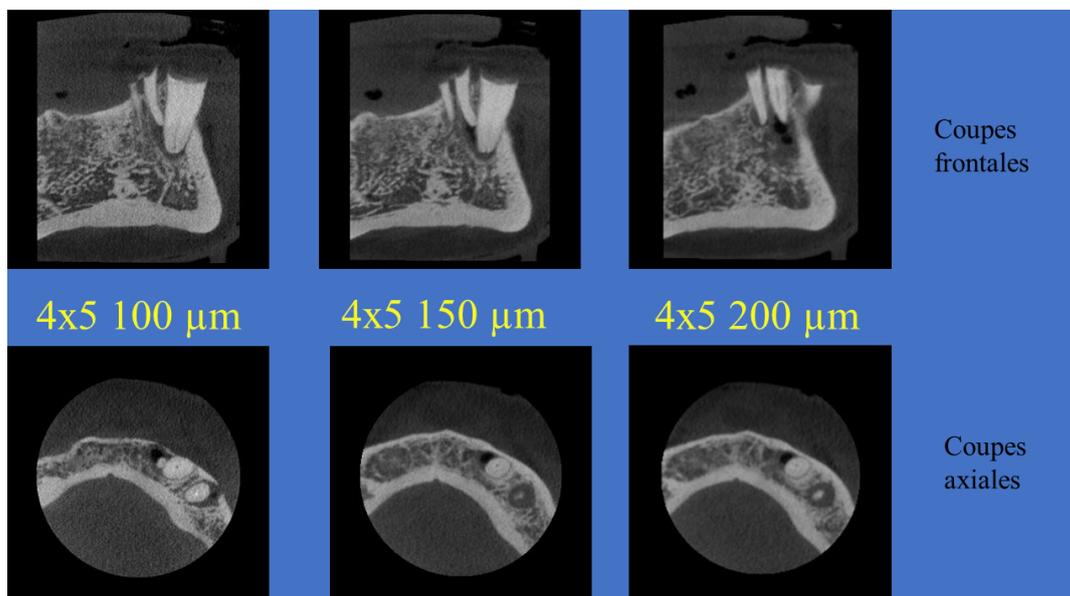


Figure 14 : Exemples de différentes résolutions spatiales (CHRU Brest, UF OCE)

Tableau 3 : Paramètres influençant la résolution spatiale

Pour améliorer la résolution spatiale	
Champ de vue, F.O.V	↘
Temps de pose	↗
Épaisseur des coupes	↘
Tension	↗

### 2.4.2 Bruit

Le bruit, inhérent à toute reconstruction numérique, crée une sorte de granité ou de flou qui va gêner de façon plus ou moins importante l'examen des coupes. Il s'agit de voxels parasites dus à des erreurs de calcul. L'importance du bruit et donc la perturbation qu'il engendre est variable mais peut être parfois être extrêmement gênant. Le bruit s'oppose au « signal » qui correspond aux voxels fournissant l'information d'où la notion de rapport signal/bruit ou SNR (signal to noise ratio) qui doit être le plus élevé possible. C'est un facteur essentiel de la qualité de l'image.

Le bruit est influencé par plusieurs paramètres. Il varie de façon inversement proportionnelle aux constantes radiologiques (kV, mA), à l'amplitude de rotation du bras supportant le couple tube/capteur, à l'épaisseur de coupe et à la taille des voxels. Cela signifie que le bruit tendra à dégrader l'image si on veut diminuer l'irradiation, obtenir des coupes plus fines et/ou une meilleure résolution spatiale (Fig. 15). Un « gros » voxel améliore le rapport signal sur bruit mais dégrade la résolution spatiale, le contraste restant correct. Un « petit » voxel dégrade le SNR mais améliore la résolution spatiale. En cas d'images à haute résolution, il est intéressant d'épaissir les coupes axiales à taille de voxel constante lors de l'exploration et de la lecture des images (Tab. 4).

Le rayonnement diffusé est également source de dégradation d'image qui s'apparente au bruit. Cela signifie que l'exploration d'un grand volume (acquisition avec un champ large ou grand champ) qui augmente le rayonnement diffusé sera plus bruitée qu'avec un volume réduit. En CBCT, le ratio rayonnement diffusé/rayonnement primaire varie de 0.4 à 2 alors qu'il est compris entre 0.05 et 0.15 pour le scanner médical (Association Dentaire Française 2015).

Il existe deux types de bruits qui s'ajoutent : le bruit lié au phénomène de fluctuation quantique des RX et celui du système qui correspond à l'ensemble des bruits prenant naissance dans la chaîne de détection, de transmission et de numérisation. Il est donc possible de réduire le bruit du système par l'amélioration de la qualité des capteurs et la qualité de la chaîne de transmission du signal.

En matière de bruit, l'avantage va au scanner qui permet d'obtenir un rapport S/B largement supérieur à celui du CBCT.

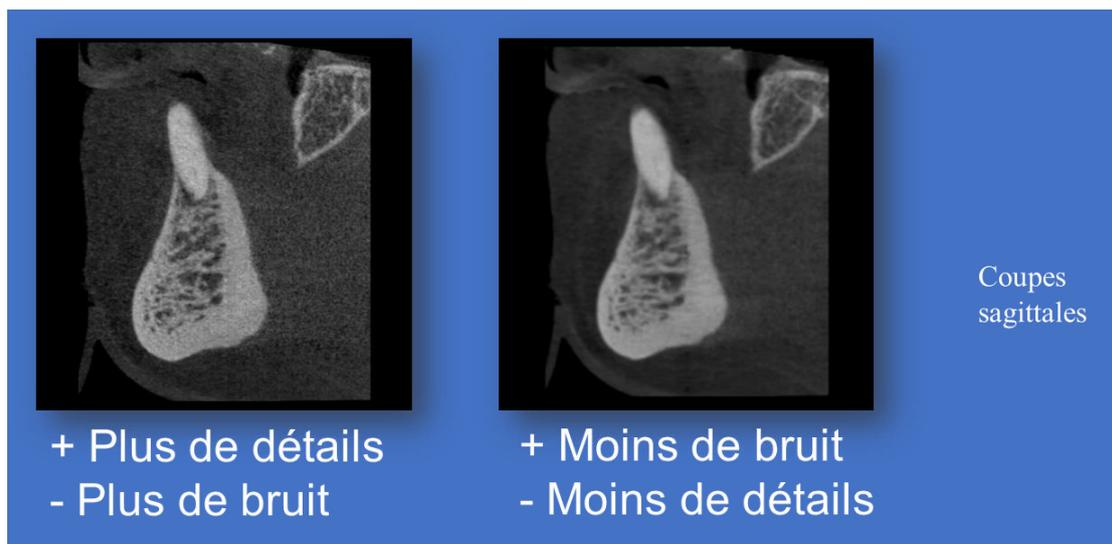


Figure 15 : Bruit et résolution spatiale (CHRU Brest, UF OCE)

Tableau 4 : Paramètres influençant le rapport Signal/Bruit

Facteurs	Évolution	Rapport Signal/Bruit
Constantes radiologiques (kV, mA+)	↗	↗
Épaisseurs des coupes	↗	↗
Taille voxels	↘	↘

### 2.4.3 Résolution en densité

Il s'agit du pouvoir de discriminer les variations de densité au sein des structures étudiées et donc la capacité d'un système à distinguer deux structures de densités proches.

Dans ce domaine, les possibilités du scanner sont largement supérieures à celles de l'imagerie CBCT. Le scanner ou « tomdensitomètre » permet d'étudier et de mesurer quantitativement la densité de chaque voxel au sein des coupes lors de chaque rotation. L'échelle de mesures des densités connue sous le nom « d'échelle Hounsfield » n'est pas applicable en imagerie CBCT, même si les constructeurs améliorent les capacités du CBCT dans ce domaine. Le CBCT doit se contenter d'une simple modulation du noircissement et du contraste. La sensibilité importante au rayonnement diffusé des capteurs plans impacte et limite la capacité des études en contraste du CBCT (Dillenseger et Moerschel 2016).

Pour la plupart des explorations dento-maxillaires, cet inconvénient par rapport au scanner est relativement limité dans la mesure où l'examen ne porte que sur des structures à haut contraste (os, dent) ou sur leurs rapports avec des structures aériennes (rapports sinus/dents). Toutefois, l'examen CBCT n'est pas adapté à l'étude et la mise en évidence des tissus mous et des pathologies qui pourraient les affecter. De même, l'injection de produit de contraste largement utilisée au scanner dans ces mêmes affections s'avère non productive en imagerie CBCT ; en effet le faible rehaussement de densité qui suit l'injection, parfaitement identifiable en imagerie scanographique n'est pas discernable en CBCT.

Augmenter l'intensité du signal, la taille du voxel ou l'épaisseur des reconstructions permet d'améliorer potentiellement cette résolution (en augmentant le SNR).

#### 2.4.4 Artéfacts

La qualité de l'image 3D obtenue par la tomographie à faisceau conique est dégradée par différents artefacts dus aux :

- paramètres des éléments de la chaîne d'acquisition,
- conditions d'acquisition,
- objets analysés et expertisés.

Nous évoquerons principalement les artefacts dus aux objets analysés (le patient dans le cas du CBCT). Il s'agit d'artefacts liés à la présence de matériaux à haut contraste (phénomène de durcissement du faisceau, effet de bord) et ceux liés à des mouvements inopportuns au cours de l'examen.

- Artéfacts de projection métallique (Fig.16)

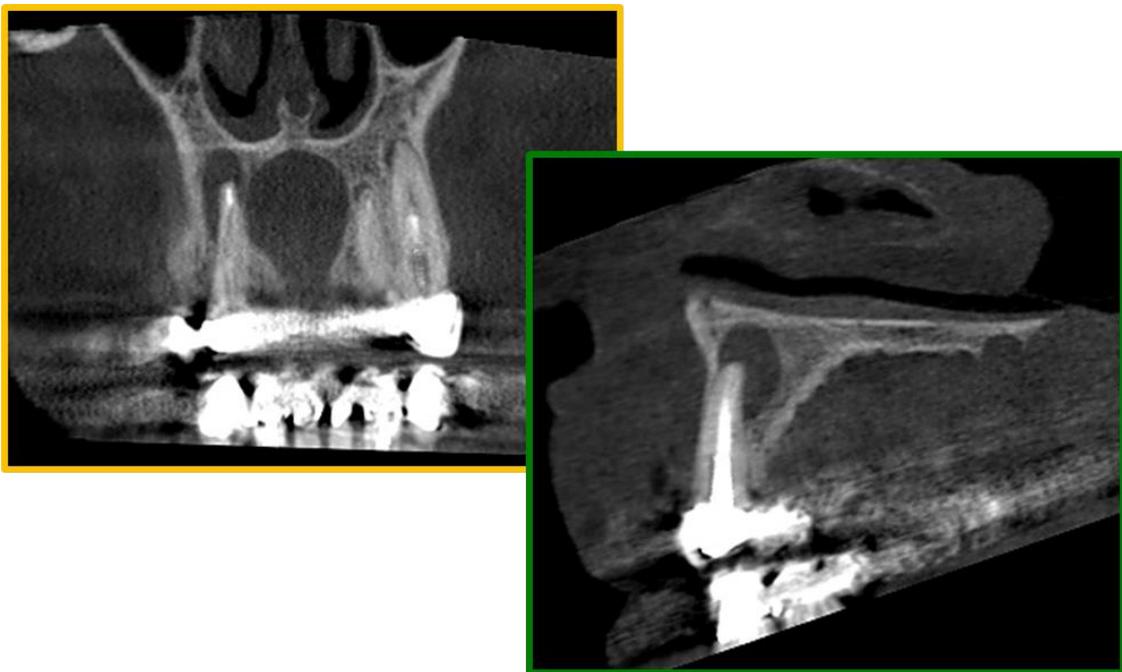
Un objet métallique très dense situé dans le volume exploré entraîne une atténuation importante du faisceau de rayons X en rotation. Lorsque le faisceau rencontre des transitions trop abruptes de densité, les rayons de plus basse énergie sont atténués en priorité lors de la traversée de l'objet de forte densité (phénomène de durcissement du faisceau). Des distorsions ou erreurs dans les données de reconstruction, non présentes dans l'objet étudié apparaissent alors dans la zone de surdensité et dans son voisinage (Schulze *et al.* 2011). Ces artefacts de reconstruction sont de deux types : d'une part des zones ininterprétables dans le voisinage immédiat du métal et dans l'intervalle entre deux structures métalliques comme des couronnes, inlay core ... (effets de bords...), d'autre part des artefacts rayonnants à partir du métal. Leurs expressions sont de type radiaires, linéaires, traînées, de traces, d'ombre, orientés le long des lignes de projection et centrées sur les structures métalliques.

L'imagerie CBCT génère des artefacts « métalliques », mais de façon moins importante que le scanner. Il est en effet possible d'objectiver des structures relativement proches du métal alors qu'elles seraient indiscernables au scanner. Ces matériaux denses à très haut contraste (obturations coronaires surtout

amalgame, obturations endodontiques, tenons métalliques, restaurations prothétiques) compliquent énormément la lecture de l'examen, notamment lors d'une exploration dans les zones proches de ces éléments (par exemple : recherche d'une fissure de racine au contact d'un inlay core).

La présence d'artéfacts est très dépendante de la tension de l'appareil, des algorithmes de reconstruction et du filtrage. Certains algorithmes itératifs permettent de mieux gérer ces artéfacts (Association Dentaire Française 2015).

Un capteur mal calibré pourra aussi entraîner et majorer ces phénomènes, par exemple générer l'apparition d'anneaux concentriques de diamètres croissants autour de l'axe de rotation.



**Figure 16 : Exemples d'artéfacts métalliques sur une coupe de CBCT (CHRU Brest, UF OCE)**

- Artéfacts cinétiques (Fig.17)

Ils sont liés au mouvement du patient (tête, langue, déglutition, respiration...). Ils sont d'autant plus importants que la durée d'exposition est longue et le système de contention non optimal. Ils vont entraîner un dédoublement des contours des différentes structures. Ils sont plus fréquents en imagerie CBCT qu'en imagerie scanner, car le temps de pose est plus long pour une acquisition CBCT. En effet, le nombre de projections acquises par unité de temps est limitée (30 images/sec vs 1000 images/sec pour un scanner multibarrettes ou MSCT) à cause d'un temps de lecture élevée du capteur. Le temps de rotation est donc supérieur à 10 secondes (vs 0.5s pour le MSCT), ce qui augmente le risque de flou cinétique (Dillenseger et Moerschel 2016). La position du patient, le plus souvent debout, augmente

également ce risque, comparée à la position assise et encore plus, allongée. L'acquisition du volume d'emblée, inhérent à la technique CBCT, constitue un inconvénient dans ce cas, car si le patient bouge, c'est l'ensemble du volume qui sera impacté, contrairement au scanner où seules quelques coupes seront affectées par les artéfacts.

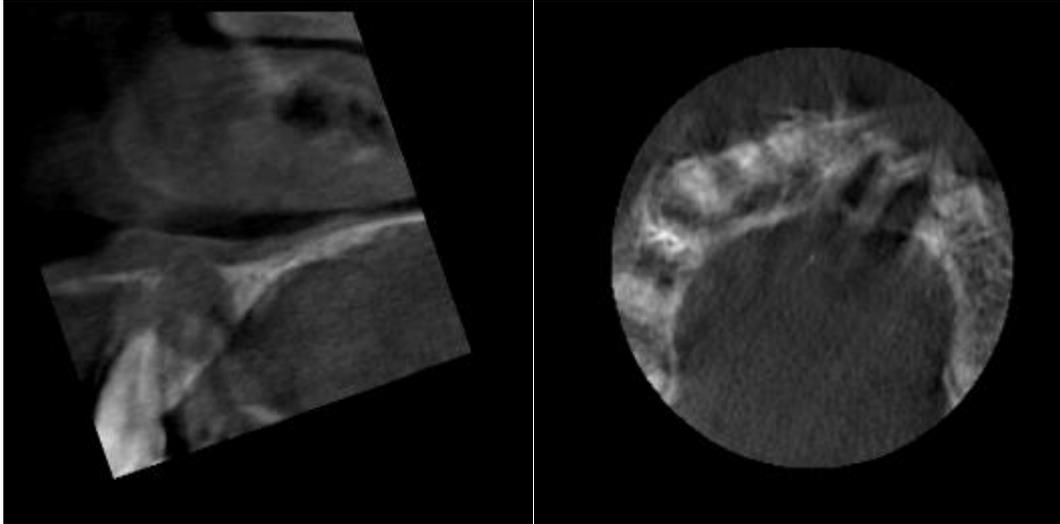


Figure 17 : Exemple d'artéfacts cinétiques sur CBCT (CHRU Brest, UF OCE)

#### 2.4.5 Dosimétrie

La dose délivrée lors d'une acquisition en imagerie tridimensionnelle n'a de façon évidente pas la même conséquence sur des objets et sur des êtres vivants. La dosimétrie est donc une notion liée à l'imagerie médicale utilisée *in vivo* et sera donc abordée essentiellement vis-à-vis de ce type d'acquisition.

L'utilisation d'un faisceau conique permet une économie d'exposition du patient aux rayons X. Si les doses délivrées sont bien supérieures à celles occasionnées lors d'examens radiographiques intra-buccaux et orthopantomographiques, le CBCT permet néanmoins une réduction significative des doses reçues par rapport au scanner médical. C'est un des grands intérêts de cette modalité. La méthode CBCT est définie par les études dosimétriques mondiales comme la technique sectionnelle la moins irradiante (HAS 2009). L'utilisation de cette technique s'inscrit dans un souci de radioprotection. Cela implique que chaque examen respecte :

- un principe de justification : le bénéfice escompté doit être supérieur au risque potentiel à savoir apport d'un *bénéfice net de l'examen par rapport au préjudice potentiel lié à l'exposition aux rayonnements ionisants*,

- un principe d'optimisation : selon le principe ALARA « as low as reasonably achievable radiation exposure » (exposition aux rayons aussi basse que raisonnablement possible » (Journal officiel 2001). L'obtention de l'information diagnostique recherchée doit se faire au moyen de la dose d'exposition la plus faible possible (temps d'exposition le plus court possible et constantes -tension et intensité- les plus basses possibles)

La dose efficace E rend compte du risque biologique des radiations ionisantes. C'est la somme des doses équivalentes H (dose absorbée pondérée d'un facteur tenant compte de la nature du rayonnement et d'un facteur tissulaire Wt dépendant de la sensibilité de chaque organe) reçue par tous les tissus et organes exposés (Pauwels *et al.* 2012).

L'irradiation engendrée varie en fonction des appareils, du type de champ choisi (FOV ou Field Of View) et des différents paramétrages (SedentexCT project 2011 ; Pauwels *et al.* 2012 ; Theodorakou *et al.* 2012). Il convient donc lors de chaque examen d'optimiser les paramètres d'acquisition afin de maintenir les doses délivrées au niveau le plus bas possible pour obtenir une qualité d'image permettant de répondre à la problématique clinique.

#### **2.4.6 Paramètres d'amélioration de la qualité de l'image**

La zone irradiée doit être limitée à la région d'intérêt et la zone à analyser doit se trouver au centre du volume (SedentexCT project 2011 ; Brown *et al.* 2014).

Les paramètres d'exposition doivent être ajustés selon l'objectif diagnostique (Lofthag-Hansen *et al.* 2011) afin d'optimiser la qualité de l'image (Tab.3, 4) et le niveau de radiation (Qu *et al.* 2010 ; Vandenberghe *et al.* 2012). Les temps d'exposition et l'intensité (mA) peuvent être réduits dans la mesure du possible (Qu *et al.* 2010 ; SedentexCT project 2011). Les causes d'artefacts (patient et appareil) doivent être minimisées. L'appareil doit être bien calibré (capteur), entretenu et vérifié. Par ailleurs, il est important de bien connaître son équipement.

## **2.5 - Intérêts de la tomographie volumique en endodontie**

### **2.5.1 Pour la recherche *in vitro***

Elle permet l'étude précise des paramètres de la préparation apicale *in vitro*. Cette technique permet d'étudier et de comprendre les effets de la préparation canalair et notamment l'impact des instruments de préparation canalair en Nickel-Titane sur l'architecture endodontique interne en termes de transport canalair, de centrage de l'instrument et de modifications de volumes et de surfaces dentinaires. Nous développerons cet aspect de la tomographie volumique dans le chapitre suivant.

### 2.5.2 Pour la prise en charge des patients

Un examen CBCT est utile et recommandé lorsque les informations qu'il va potentiellement fournir permettront d'aider à formuler un diagnostic et/ou améliorer la prise en charge d'une dent présentant un problème endodontique (European Society of Endodontology *et al.* 2014). Il intervient dans la très grande majorité des cas en seconde intention et toujours après un examen clinique complet. Il est intéressant pour :

- aide au diagnostic de pathologies périradiculaires lorsque les signes sont contradictoires entre les signes cliniques et les signes radiographiques,
- aide au diagnostic différentiel (cause non odontogénique),
- gestion de traumatismes dentoalvéolaires complexes,
- évaluation en cas d'anatomie radiculaire complexe avant traitement initial ou retraitement endodontique,
- évaluation en cas de complications ou erreurs de procédure,
- évaluation en cas de résorptions radiculaires,
- évaluation pré opératoire lors de chirurgie endodontique complexe.

En effet, l'analyse des structures dentomaxillaires dans les trois plans de l'espace permet d'éliminer les phénomènes de superposition d'images et de distorsion géométrique, problèmes récurrents lors de l'utilisation de la radiographie conventionnelle en deux dimensions. Le CBCT permet donc l'accès à des coupes des structures dentaires et de leur environnement plus informatives que l'imagerie conventionnelle.

L'imagerie CBCT a modifié les pratiques et l'approche des LIPOE, notamment au travers des classifications des lésions existant actuellement en deux dimensions mais qui évoluent progressivement en intégrant des données dans les trois plans de l'espace.

### 2.5.3 Pour l'enseignement et la pédagogie

L'imagerie tridimensionnelle fait partie intégrante de notre activité professionnelle, tout comme l'environnement informatique qui fait partie intégrante de notre environnement global. La première a modifié la façon d'appréhender la prise en charge des patients, le second notre façon de travailler, d'apprendre, de communiquer... Il est donc intéressant d'aborder cette approche pour l'enseignement de l'endodontie et des pathologies endodontiques qui sont dans la grande majorité des cas inaccessibles à la vision directe. L'enseignement doit être adapté de manière à donner aux étudiants un modèle mental

spatial qu'ils peuvent utiliser dans leur pratique quotidienne (Vuchkova *et al.* 2011). Le but est de comprendre, ce qui est différent de mémoriser.

### 3 - Conclusions du chapitre

En résumé, les principales caractéristiques de la tomographie volumique sont :

- un faisceau conique,
- voxel isotrope,
- acquisition du volume en une seule rotation,
- reconstitution tridimensionnelle (imagerie volumique) et de coupe (imagerie sectionnelle).

La résolution (définition et contraste) obtenue par microCT est nettement supérieure à celle obtenue par CBCT :

- volume d'acquisition plus faible,
- tube délivrant un faisceau de rayon x plus irradiant,
- détecteur plus précis,
- temps d'acquisition plus important.

Mais son utilisation est limitée à une utilisation *in vitro*.

L'imagerie tomographique à faisceau conique CBCT à utilisation *in vivo* est quant à elle une bonne alternative au scanner dans le domaine de l'imagerie dentomaxillaire. Cette technique est en effet aussi performante et moins irradiante. Cependant, il n'existe pas un, mais des appareils CBCT. Le champ de vue (FOV) et la résolution doivent être adaptés à l'indication. Il faut garder à l'esprit que si le CBCT est un outil utile et informatif, il n'en reste pas moins un examen complémentaire non systématique à n'utiliser que lorsque les méthodes diagnostiques cliniques et radiologiques conventionnelles n'apportent pas les informations suffisantes permettant le diagnostic ou le traitement. Le CBCT connaît un développement grandissant, et à juste titre, notamment chez les chirurgiens-dentistes. Il est important de rappeler, que si l'intérêt du CBCT n'est plus à démontrer, c'est un outil qui engage la responsabilité du praticien et du radiologue. Son utilisation et l'interprétation des examens nécessitent donc des connaissances et une formation adaptée.

Le CBCT apporte des informations supplémentaires pertinentes par rapport à la radiographie en 2D mais doit être utilisé dans les situations cliniques appropriées : « *Complications ou échecs d'un TE ou RTE lorsque l'examen clinique et la radio conventionnelle ne fournissent pas d'informations suffisantes pour*

*le diagnostic et la prise de décision thérapeutique* ». Cela reste un examen complémentaire de 2<sup>nd</sup> intention le plus souvent qui doit respecter les principes de justification et d'optimisation.

L'objectif diagnostique est important. Il conditionne le protocole en fonction de la qualité d'image requise et du respect des règles d'optimisation. La responsabilité de l'opérateur et du prescripteur est engagée en cas d'illisibilité, d'ignorance de lésions évidentes ou erreur de diagnostic (notion de perte de chance). L'exploration par CBCT, lors d'indications d'ordre endodontique, entraîne dans la moitié des cas traités des modifications du plan de traitement. Le CBCT est une aide à la décision dont la réalisation doit bénéficier d'une analyse au cas par cas.

## CHAPITRE 3

# EXPLOITATION DES DONNEES ENDODONTIQUES ISSUES DE LA MICROTOMOGRAPHIE : ETUDE DES CONSEQUENCES DES TRAITEMENTS ENDODONTIQUES A L'AIDE DE LA MICROTOMOGRAPHIE

*Exploitation n.f (...) 4. Mise à profit, utilisation méthodique de qqch. – (...) (Larousse 2007)*

*Etude n.f. (lat. studium, zèle). 1. Travail de l'esprit qui s'applique à apprendre qqch ou à en approfondir la connaissance. (...) 3. Ouvrage exposant les résultats d'une recherche. (...) (Larousse 2007)*

### 1 - Préambule

#### 1.1- Rappel 1<sup>er</sup> chapitre

Le succès d'un traitement endodontique dépend de la qualité du nettoyage et de la mise en forme du réseau canalaire. Les instruments en Nickel-Titane (Ni-Ti), qui sont plus flexibles que les instruments aciers traditionnels, sont utilisés depuis les années 1990 pour augmenter l'efficacité et la rapidité des préparations endodontiques, même dans les canaux courbes. L'extrême flexibilité de ces instruments associée avec les conicités augmentées a permis des préparations canalaires plus sûres et plus faciles (Walia *et al.* 1988 ; Haapasalo et Shen 2013). Même si les préparations endodontiques restent un défi en cas de canaux courbes, de nombreuses études montrent que l'utilisation d'instruments mécanisés en Ni-Ti ont permis aux cliniciens de faire des préparations canalaires de façon plus prédictible et plus efficiente tout en minimisant les erreurs de procédures comme la perte de longueur de travail, le transport canalaire, la création d'une ovalisation foraminale ou zipping (Pruett *et al.* 1997 ; Peters 2004a; Haapasalo et Shen 2013; Plotino *et al.* 2014).

Durant la préparation canalaire de canaux courbes, le transport canalaire est une complication fréquente. Elle est définie par l'association américaine des endodontistes (AAE) comme le retrait de la structure dentinaire canalaire sur la paroi externe de la courbure dans le tiers apical du canal à cause de la tendance des instruments à se redresser, pour reprendre leur forme originelle, pendant le traitement canalaire (AAE 2016). Même si peu d'études suggèrent que le maintien de la courbure et de la forme originelle du canal améliore les taux de succès et que la création d'une butée entraîne une diminution des taux de succès (Schäfer et Bürklein 2012), cette erreur de préparation est indésirable. La capacité d'un instrument à rester centré dans le canal est donc une caractéristique intéressante. Les industriels modifient et font évoluer les designs des instruments pour, notamment, limiter le transport canalaire (McSpadden 2007; Haapasalo et Shen 2013). Le design des instruments est un des facteurs potentiels jouant sur le pronostic de l'instrumentation (Peters *et al.* 2001c).

## 1.2 - Objectifs

Les capacités des instruments endodontiques en Ni-Ti et le transport apical sont depuis longtemps étudiés. De nombreuses études existent dans la littérature avec des critères d'évaluation et des moyens d'évaluation qui diffèrent selon les auteurs et les avancées technologiques, principalement liées à l'imagerie.

Cette partie de notre travail s'inscrit dans cette dynamique de recherche. Elle porte donc sur l'analyse de l'impact des instruments de préparation canalaire mécanisée sur l'anatomie endodontique grâce à l'imagerie 3D à haute résolution, la microtomographie volumique à faisceau conique.

Nous avons centré notre travail sur des instruments ayant un profil dissymétrique. Ils ont été comparés à des instruments équivalents plus largement testés dans la littérature. Nous avons choisi de travailler dans un premier temps avec des instruments « multi-utilisations », la séquence Revo-S™ (Micro-Méga, Besançon, France) afin de la comparer aux séquences MTwo® (VDW GmbH, Munich, Allemagne) et ProTaper® (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suisse).

Dans un second temps, nous avons évalué deux nouveaux instruments commercialisés stériles et à usage unique, un système monoinstrumental WaveOne® (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suisse) et un système séquentiel ProTaper Next™ (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suisse) avec un système monoinstrumental prototype UFile (MicroMéga, Besançon, France).

Une nouvelle méthode d'exploration des effets de la préparation canalaire a été développée et testée dans cette seconde étude dans le but de faire évoluer nos méthodes d'analyse et les rendre plus précises. En effet, malgré l'utilisation de la microtomographie, les mesures des effets de la préparation canalaire s'effectuent en partie manuellement et sur des coupes transversales en deux dimensions. Les calculs du

transport canalaire et du centrage d'un instrument sont par conséquent opérateur-dépendants. Les potentialités offertes par l'imagerie 3D à haute résolution ne sont donc pas exploitées. La méthode développée est basée sur une cartographie d'écarts et une représentation graphique 3D permettant d'évaluer et de visualiser les effets de la préparation canalaire de façon tridimensionnelle et sur l'ensemble des surfaces radiculaires. Une échelle visuelle a été adaptée et étalonnée par rapport aux impératifs de la préparation canalaire et aux conséquences potentielles d'un transport canalaire trop important.

## 2 - Calcul des effets de la préparation canalaire

### 2.1 - Moyens d'évaluation

La **radiographie rétro alvéolaire** a été longtemps la méthode d'imagerie utilisée mais ses inconvénients (distorsion, bidimensionnelle, superposition) et l'avènement de l'imagerie tridimensionnelle ont rendu cette méthode moins intéressante et obsolète. Elle est toutefois encore utilisée, de par son moindre coût, sa facilité de réalisation et d'accès et aussi dans certains cas, par souci de comparaison avec d'autres travaux réalisés à l'aide de cette méthode.

La **microtomographie (microCT)** est utilisée pour évaluer l'anatomie et la morphologie canalaire avant et après l'instrumentation. Cette méthode est couramment utilisée car elle préserve les échantillons et fournit des images en trois dimensions et à haute résolution (Freire *et al.* 2012 ; Shen et Cheung 2013). Il est aussi possible d'obtenir des images tridimensionnelles grâce au CBCT mais sa résolution spatiale est inférieure. Le CBCT, qui est une technique d'imagerie tridimensionnelle utilisée *in vivo*, a une précision moins importante lors de l'examen des effets de la préparation canalaire *in vitro* comparé au microCT, ceci à cause de l'infériorité de sa résolution. Il est d'ailleurs très difficile d'envisager une superposition précise d'acquisitions CBCT pré et postopératoire et donc d'obtenir des données correctes.

Le microCT est donc actuellement la méthode de choix pour l'analyse des changements morphologiques au niveau des canaux radiculaires. En effet, c'est une méthode non invasive, reproductible et tridimensionnelle validée par les études *in vitro* pour l'analyse de la géométrie canalaire et l'efficacité des techniques de préparation (Peters *et al.* 2001b ; Gergi *et al.* 2010 ; Shen et Cheung 2013). Les conséquences des procédures endodontiques peuvent être examinées à haute résolution. Le microCT permet d'obtenir des vues en coupe axiale des caractéristiques morphologiques associées aux procédures de préparation canalaire fiables et précises si le logiciel et les paramètres appropriés sont utilisés (Shen et Cheung 2013).

## 2.2 - Supports d'évaluation

Les **simulateurs endocanalaire**s ne permettent pas encore de reproduire la microdureté de la dentine et les variations de l'anatomie endocanalaire (Paqué *et al.* 2011a ; Shen et Cheung 2013). Toutefois, il convient de préciser que dernièrement de nouveaux simulateurs endodontiques ont été développés, en céramique (Robberecht *et al.* 2017) ou en résine comme la Dentalike (Dentsply-maillefer, Ballaigues, Suisse), la MMTooth (Micro-Méga, Besançon, France). Ceux-ci seraient adaptés pour une utilisation au cours des enseignements pratiques (Tchorz *et al.* 2015 ; Robberecht *et al.* 2017). Ils pourraient potentiellement être utilisés pour la recherche en endodontie ce qui permettrait ainsi de s'affranchir de la variabilité anatomique des dents naturelles.

Dans nos travaux, des **dents naturelles humaines** ont été utilisées pour évaluer le transport canalaire car elles permettent d'obtenir des résultats plus proches des conditions cliniques même si la variabilité anatomique peut entraver la comparaison et impacter sa fiabilité. En effet, pour certains auteurs, l'anatomie canalaire initiale a un impact important sur le résultat de la préparation canalaire (Peters *et al.* 2001b).

La majorité des études des effets de la préparation canalaire est réalisée sur des racines mésiales de molaires mandibulaires car elles présentent souvent des courbures intéressantes pour l'étude des effets de la préparation canalaire. Elles peuvent de plus être aisément séparées de la racine distale et présentent souvent deux canaux distincts (classe III de Weine ou classe IV de Vertucci) (Schäfer *et al.* 2002). Dans certains travaux, nous retrouvons l'utilisation de molaires maxillaires (Özer 2011 ; You *et al.* 2011 ; Kim *et al.* 2013), de prémolaires (Tambe *et al.* 2014) ou d'incisives maxillaires (Peters *et al.* 2010). Toutefois, comme dans la grande majorité des études, nous avons choisi dans les deux investigations, d'utiliser des racines de molaires mandibulaires. Les racines sélectionnées avaient un angle de courbure de 25°-35° selon les critères de Schneider et un rayon de courbure entre 4 et 9 mm calculé selon la méthode de Schäfer (Schäfer *et al.* 2002). Ces paramètres anatomiques les rendent plus appropriées pour l'étude du transport canalaire et du centrage des instruments. Les racines sont le plus souvent sectionnées à l'aide d'un disque diamanté et ainsi séparées de la couronne dentaire. Selon le niveau de section, la contrainte habituellement entraînée par la voie d'accès dans la couronne sera totalement supprimée.

## 2.3 - Critères d'évaluation

### 2.3.1 - Critères d'évaluation de la courbure canalaire

La sélection des échantillons prend en compte les angles de courbure (entre 25-35° ou 20-40°) et le rayon de courbure (4-9mm) afin de caractériser la courbure canalaire des racines étudiées.

L'angle de courbure (Fig. 18) et son calcul ont été définis par Schneider en 1971 (Schneider 1971). Sur une radiographie rétroalvéolaire (plans parallèles en incidence vestibulolinguale), une droite est tracée

selon le grand axe du canal. Le point d'intersection de cette droite avec la courbure canalaire est le point de départ d'une seconde droite le reliant au foramen apical. L'angle de courbure, noté  $\alpha$ , est l'angle aigu formé par les deux droites.

Trois types de courbures sont ainsi définis :

- $\alpha < 5$  : courbure faible ou absente
- $10^\circ < \alpha < 25^\circ$  : courbure modérée
- $\alpha > 25^\circ$  : courbure sévère



Figure 18 : Schéma angle de courbure (Schneider 1971)

L'angle de courbure défini par Schneider ne reflète pas à lui seul la réalité de la courbure canalaire. Pruett a proposé une méthode différente pour qualifier la géométrie canalaire car la position de la courbure le long du canal a une influence sur la mesure. Il y adjoint un autre paramètre, le rayon de courbure permettant de caractériser le type de courbure. Il reflète la manière plus ou moins abrupte dont la courbure se produit. Deux canaux peuvent avoir le même angle de courbure sans avoir le même rayon et inversement. Plus le rayon de courbure est faible, plus la courbure est sévère ; et, plus le début de la courbure est apical, plus celle-ci sera marquée (Pruett *et al.* 1997).

Le rayon de courbure peut être calculé selon deux méthodes différentes (Pruett *et al.* 1997 ; Schäfer *et al.* 2002). Pour Pruett, l'angle de courbure est déterminé par l'angle formé par les deux lignes perpendiculaires aux grands axes du canal dans sa portion coronaire et sa portion apicale. Les points de départ des lignes (a et b sur la figure 18) sont les points d'inflexion de l'axe canalaire de part et d'autre de la courbure. L'intersection des 2 lignes doit être le centre d'un cercle qui passe au niveau des points a et b. Le rayon du cercle représente le rayon de courbure (Fig. 19).

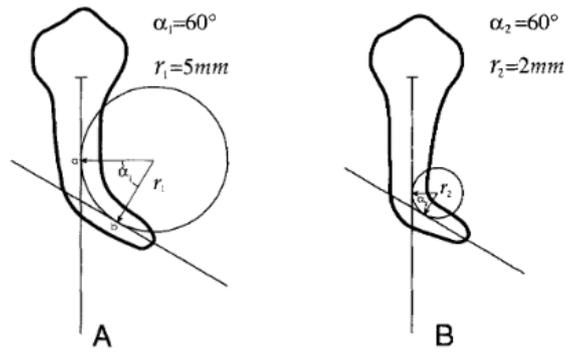


Figure 19 : Schéma du calcul du rayon de courbure (Pruett 1997)

Schäfer en 2002 (Schäfer *et al.* 2002) a développé une autre méthode de calcul du rayon de courbure. Le calcul de l'angle de courbure est fait selon la méthode de Schneider (Fig. 20). Le rayon de courbure est calculé à l'aide d'une formule mathématique :  $R = S / (2 \sin(\alpha))$

Avec (Fig. 21)

- R : le rayon de courbure (mm)
- S : la corde (mm)
- $\alpha$  : angle de courbure (radian) [  $\alpha(\text{rad}) = \alpha(^{\circ}) \times \pi/180$  ]

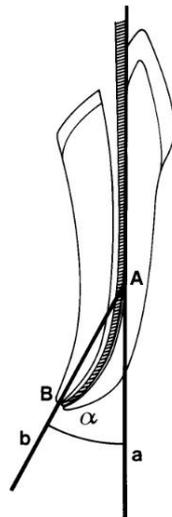


Figure 20 : Calcul de l'angle de courbure  $\alpha$  déterminé par les lignes a et b (Schäfer *et al.* 2002)

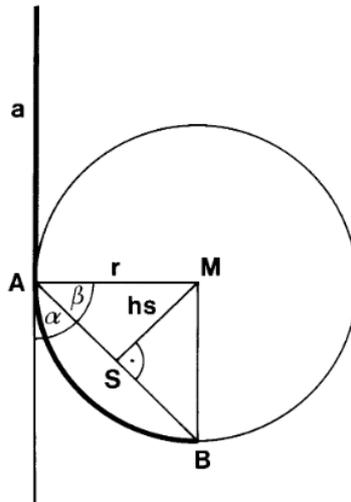


Figure 21 : Calcul du rayon d'un canal courbe. Le canal est représenté par une ligne en gras (Schäfer *et al.* 2002).

Une méthode de détermination du rayon de courbure a été développée sur CBCT avec l'utilisation d'un outil spécifique (Estrela *et al.* 2008c).

Le rayon de courbure permet de classer la courbure canalaire :

- faible rayon  $R \leq 4$  mm : courbure sévère
- rayon modéré  $4 \leq R \leq 8$  mm : courbure moyenne
- rayon large  $R > 8$  mm : courbure faible

### 2.3.2 - Critères d'évaluation de la préparation canalaire

Les principaux critères d'évaluation utilisés sont le transport canalaire et le centrage de l'instrument, l'augmentation du volume canalaire ou le volume de dentine retirée, le pourcentage des surfaces non instrumentées et le Structure Model Index (SMI).

#### 2.3.2.1 - Déplacement canalaire

La présence d'une courbure canalaire peut complexifier l'obtention d'une conicité continue et régulière tout en conservant le trajet initial et la position du foramen apical. La capacité d'un instrument à rester centré dans le canal est par conséquent un élément important afin de limiter le déplacement du trajet originel du canal tout en assurant un élargissement suffisant. Il est évalué selon trois critères : le transport canalaire, la capacité de centrage et le redressement canalaire.

- *Transport canalulaire (Canal transportation CT)*

La méthode la plus utilisée est une méthode proposée par Gambill en 1996 (Gambill *et al.* 1996). Le calcul utilise les mesures de la plus courte distance entre la surface canalulaire et la surface externe, en mésial et en distal, avant et après instrumentation :

$$CT = (M1-M2) - (D1-D2)$$

avec M : mesures mésiales, D : mesures distales, 1 : mesures préopératoires et 2 : mesures postopératoires (Fig. 22).

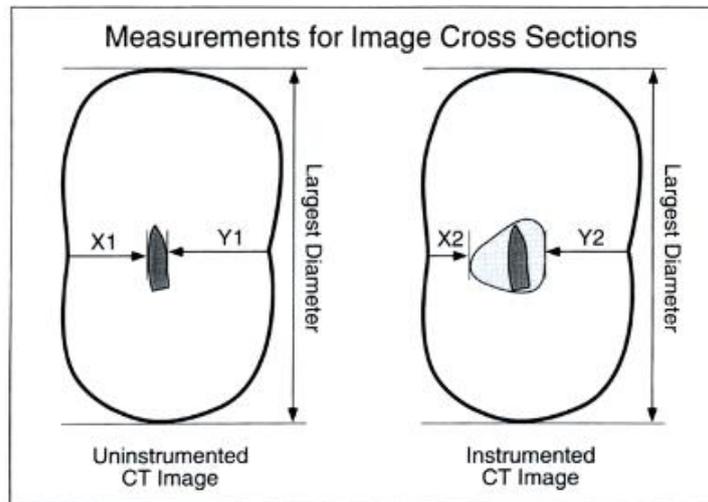


Figure 22 : Description des éléments nécessaires au calcul du transport canalulaire (Gambill *et al.* 1996)

Concernant le transport canalulaire (CT), un résultat égal à zéro indique une absence de transport canalulaire, un résultat positif indique un transport en direction du rebord mésial et un résultat négatif indique un transport en direction du bord distal, donc en direction de la furcation (Tab. 5).

Tableau 5 : Interprétation des résultats du transport canalulaire

Résultat CT	<0	0	>0
Transport	En direction distale	Absence	En direction mésiale

En général, au niveau du tiers apical, le transport se fait en direction mésiale à l'extérieur de la courbure, au niveau du tiers médian et du tiers coronaire canalaire, le transport a lieu vers la furcation et le plancher en distal, à l'intérieur de la courbure (You *et al.* 2011 ; Stern *et al.* 2012 ; Kim *et al.* 2013).

Peters a développé une méthode dite des centres de gravité pour quantifier le transport canalaire (Peters *et al.* 2001b). Le centre de gravité du canal avant et après instrumentation est déterminé sur chaque coupe. Le transport canalaire est calculé en mesurant la distance entre les deux centres de gravité. Une moyenne est calculée par zone (tiers apical, tiers médian et tiers coronaire) (Paqué *et al.* 2011a ; Zhao *et al.* 2014 ; Marceliano-Alves *et al.* 2015).

- *Capacité de centrage (Centring ratio ou centring ability CA)*

Il s'agit de la capacité d'un instrument à rester centré dans le canal durant la préparation de manière à éviter de créer un déplacement du canal. Il est calculé par modification de la formule de calcul du transport (Gambill *et al.* 1996) :

$$CA = (M1-M2)/(D1-D2) \text{ ou } (D1-D2)/(M1-M2)$$

où le numérateur est la différence la plus faible, le dénominateur la plus forte.

Si le résultat est égal à 1, cela indiquerait une bonne capacité de centrage. Plus le résultat tend vers 0, moins bonne serait cette capacité (Tab. 6) (Stern *et al.* 2012 ; Aguiar *et al.* 2013).

**Tableau 6 : Interprétation des résultats du ratio de centrage**

Score CA	<1	1
Centrage	défaut	bon

- *Redressement canalaire (Curve straightening CS)*

La préparation canalaire entraîne une diminution de l'angle de courbure et une augmentation du rayon de courbure. Le redressement canalaire est mesuré en comparant l'angle de courbure ( $\alpha$  en °) et le rayon de courbure (R en mm) en pré et en post opératoire (Estrela *et al.* 2008c ; Özer 2011 ; Capar *et al.* 2014).

Le redressement peut être mesuré par superposition des clichés radiographiques pré et post opératoires suite à l'utilisation d'un système de repositionnement précis de la racine dans le système d'acquisition radiographique (Bürklein *et al.* 2014 ; Saber *et al.* 2015).

### 2.3.2.2 - Surfaces dentinaires (S)

La comparaison de l'aire des parois canalaires avant et après instrumentation permet d'évaluer l'élargissement canalair pendant la préparation. Elle est calculée à l'aide de logiciel de traitement des reconstitutions 3D des volumes dentaires (Gergi *et al.* 2014).

Le pourcentage de surfaces non instrumentées permet de comparer la capacité d'un instrument à nettoyer les surfaces canalaires. Il est calculé par détermination du nombre de voxel de surface inchangé après instrumentation par rapport au nombre total de voxel de surface (Gergi *et al.* 2014). Il est établi qu'aucun système de préparation canalair ne peut préparer la totalité des surfaces canalaires. Entre 20 et 40% des surfaces ne sont pas instrumentées (Hülsmann *et al.* 2005). Le résultat peut varier selon le référentiel pris. Le pourcentage sera bien plus élevé si le calcul prend en compte la totalité du réseau canalair, comprenant donc les zones non accessibles à l'instrumentation.

### 2.3.2.3 - Volumes dentinaires (V)

Il est obtenu en soustrayant le volume canalair préopératoire au volume postopératoire. Ces volumes sont préalablement calculés à l'aide de logiciel de traitement d'image après reconstruction 3D des volumes acquis (Capar *et al.* 2014).

### 2.3.2.4 - Géométrie canalair : Structure Model Index (SMI)

Le Structure Model Index ou SMI est un paramètre utilisé pour déterminer le type de géométrie d'une structure, plate ou bien en bâton, principalement la microarchitecture osseuse (Hildebrand et Rüegsegger 1997). Il exploite le changement de courbure de la surface qui se produit car une structure varie de sphérique (SMI = 4), à cylindrique (SMI = 3) à planaire (SMI = 0). Il est calculé au moyen d'une analyse d'image tridimensionnelle basée sur une analyse différentielle de la surface osseuse triangulée (Hildebrand et Rüegsegger 1997). L'indice de modèle de structure (SMI) est largement utilisé pour mesurer des tiges et des plaques dans l'os trabéculaire. L'hypothèse la plus importante sous-jacente au SMI est que la surface osseuse entière est convexe et que le différentiel de courbure est positif à tous les points de la surface (Salmon 2014). Cet indice ne fonctionne pas sur les surfaces concaves.

Ce paramètre a été repris dans des études des effets de la préparation canalair en comparant les scores SMI pré et postopératoires. Il permet d'évaluer la convexité des parois canalaires et donc de la création d'une conicité régulière (Marceliano-Alves *et al.* 2015), de caractériser l'évolution de la section

canalaire, passant d'une forme ruban à une forme plus arrondie (Paqué *et al.* 2009), ce qui entraîne une augmentation du SMI (You *et al.* 2011 ; Kim *et al.* 2013).

### 2.3.3 - Conclusion

Les études des effets de la préparation canalaire sur l'architecture endodontique interne doivent, actuellement, préférentiellement être réalisées :

- à l'aide de la microtomographie avec une résolution importante (10 - 30 $\mu$ m),
- sur dents naturelles mais de nouvelles générations de simulateurs peuvent venir bousculer cette donnée,
- dans des racines présentant une courbure importante (>20°),
- en étudiant plusieurs paramètres dont le transport canalaire et son pendant, la capacité de centrage ainsi que l'étude des surfaces dentinaires comme principaux outils de comparaison des capacités de centrage des instruments. Il existe différentes méthodes de calcul de ces différents paramètres.

Une revue de la littérature, reprenant la très grande majorité des travaux depuis 2011 sur les effets de la préparation canalaire à l'aide d'instrumentation mécanisée et étudiés à l'aide du micro CT a été synthétisée dans le tableau ci-après (Tab. 7). On peut constater qu'il y a peu, voire une absence, de différence entre les instruments testés lorsqu'ils sont en alliage Ni-Ti (et dérivés). Pour rappel, les différences sont, par contre, significatives lorsque sont comparés des instruments en alliage Ni-Ti avec des instruments en acier. Plusieurs études ont montré que les instruments Ni-Ti, utilisés avec un mouvement de réciprocité ou de rotation continue, restent beaucoup plus centrés et occasionnent moins de transport du canal que les instruments en acier inoxydable (Garip et Günday 2001 ; Kandaswamy *et al.* 2009 ; Gergi *et al.* 2010 ; Ceyhanli *et al.* 2014). La capacité de centrage serait supérieure pour des instruments ayant une conicité et une section plus faible (Kandaswamy *et al.* 2009).

Tableau 7 : Récapitulatif de la littérature concernant l'évaluation du transport canalaire à l'aide de la microtomographie

Auteur - Année	Résolution $\mu\text{m}$	Type de racine (nombre de canaux)	Critères d'évaluation	Niveaux de coupe	Courbure	Instruments testés	Résultats
Zanesco <i>et al.</i> 2017	16	45 Cx V M Mx	CT, CA, V	1.4.7 mm V par 1/3 V canal entier		PTN, Reciproq, Hand files	CA/CT : pas de différence entre les groupes CA < en intragroupe à 1mm Transport à l'extérieur de la courbure
Elnaghy <i>et al.</i> 2017	-	20 M Md	CT, CA, V		25-35°	PTN TruShape	PTN moins de CT et meilleur CA au niveau 1/3 apical et moyen
Venino <i>et al.</i> 2017	8,92	40	CT(centre), CA			PTN Hyflex	HF est supérieur au niveau du canal buccolingual à la jonction 1/3M et 1/3C
Saberi <i>et al.</i> 2017	28	30 M Md (60 cx m)	CT, CA	Milieu 1/3 AMC Jonctions des 1/3	20-45°	PTN PTU Race RevoS	PTN prépa plus centrée : 1/3 moyen et coronaire comparé à PTU et RevoS 1/3 apical comparé à tous
Silva <i>et al.</i> 2017	14,25	20 M Md	CT, CA	3.5.7 mm		PTN TF	Pas de différence CA/CT
Jardine <i>et al.</i> 2016		36 M Mx (36 MV)	CT CA	1.2.3.4.5mm		Wizard / WO / PTU	CT : 1 à 4 mm, pas de différence, à 5mm WO CT sup CA : abs de différence
da Silva Limoeiro <i>et al.</i> 2016	17.42	20 M Md (40)	SMI CT(Gamb) CA Vol cana, canal wall dentin remov	3.6.9 mm	10-20°	BioRace PTN	Abs de différence pour l'ensemble des paramètres testés

<b>Gagliardi et al. 2015</b>	19.6	24 M Md (48)	CT(centre) CA surf préparées épaisseur dentin	-	25-35°	PTG/PTN/PTU	PTG et PTN, CT < PTU PTN moins de contact avec les parois
<b>Liu et Wu 2016</b>	20	Bloc résine sybron Endo	CT(centre)	1 à 12mm	28° R=12,6mm	TFA PTN WO	TFA moins CT et déformation superficielle de la racine (CT) que WO et PTN
<b>de Almeida et al. 2015</b>	21.39	28 M Md (56)	CT Vol surf SMI	1 à 4mm	>25°	K3 K3XF	Pas de différence
<b>Pasqualini et al. 2015</b>	9.1	30 M Mx (30MV)	CA Surf Ep dent	1mm et point de courbure max	25-40° 4≤R≤8	Progl/PTN Scout/BioRace	PG/PTN meilleur préservation canalaire
<b>Kirchhoff et al. 2015</b>	18	40 M Md	CT Vol can	1 3 5mm	34°	PG Pathfile	Pas de différence
<b>Marceliano-Alves et al. 2015</b>	19,6	64 M Md	3D Vol Surf SMI CT(centre)	Chaque coupe	10-20°	Reciproq WO TF HyFlex	Pas de différence pour V, SMI, Surf TF et HyFlex moins de CT
<b>Ceyhanli et al. 2014</b>	18	30 M Md	CA CT	1-4 mm	20-40°	PT, RaCe , Safesider system	CT> pour Safesider CT > pour PT à 3mm que RaCe
<b>Hwang et al. 2014</b>	16	45 canaux V M Mx	V, CT	1/3 AMC	20-45°	MTwo (en RC et en réciprocity) – Reciproq	CT > pour MTwo en RC Absence de différence entre MTwo et Reciproq en réciprocity

<b>Gergi et al. 2014</b>	20µm	24 M Md (48)	CT, CA	1/3 AMC	25-35°	Reciproq, WO, TF	TF : moins de CT dans le 1/3 apical CR : TF > WO > Reciproq
<b>Gergi et al. 2015</b>	20µm	24 M Md (48)	CT, CA, S%, V	1/3 A et C	25-35°	Reciproq, WO, TF	Reciproq : V sup dans 1/3 apical CT : TF < WO < Reciproq
<b>Junaid et al. 2014</b>	35µm	20 M Md (40)	CT	1,2,3,4,5mm	20°	WO, TF	Pas de différence
<b>McRay et al. 2014</b>	35µm	27 M Md (54)	CT, CA	1,3,5,7mm	20-40	PT, WO	Pas de différence
<b>Vallaey et al. 2016</b>	20µm	36 M Md (72)	CT, CA	1,3,5,7mm	25-35° 5-7,5mm	PT, MTwo, RevoS	Pas de différence
<b>Zhao et al. 2014</b>	30µm	36 M Md (108)	CT, S%, V	1/3 AMC	5-35°	PTN WO PTU	Pas de diff CT canal D PTN moins CT que WO et PTU 1/3 apical canal mésial
<b>Zhao et al. 2013</b>		36 M Md	V, S, CT			HyFlex, TF, K3	TF enlève plus de dentine CT : TF < K3 au niveau du 13 apical
<b>Kim et al. 2013</b>	16µm	20 M Mx (40)	CT, SMI	1,2,3,5mm	20-45°	PT F2 (réciprocité), WO	Pas de différence

<b>Stern et al. 2012</b>	28µm	30 M Md (60)	CT, V	1/3 AMC	20-45°	PT, TF	Pas de différence CT et CA, augmentation volume canalaire similaire
<b>Freire et al. 2011</b>	11,84µm	15 M Md (30)	CT, CA	1,2,3,4,5,6,7 mm	25-35° <10 mm	NiTi by twisting or by grinding	Comportement similaire
<b>You et al. 2011</b>	16µm	20 M Mx (40)	CT, S, V, SMI	1,2,3,5mm	20-45°	PT (réciprocité), PT (RC)	Comportement similaire
<b>Yang et al. 2011</b>	36	20 Cx	S, V, SMI, redressement can, CT (centre) épaisseur dentine	1/3 AMC	ND	PTU, MTwo	Pas de différence entre les instruments CT : PTU > MTwo au niveau du 1/3 apical
<b>Paqué et al. 2011b</b>	20µm	25 M Md (50)	CT, S%, V	1/3 AMC	20-40° (+/- 9mm)	PT F2 (réciprocité), PT(RC)	Pas de différence sauf CT> en réciprocité dans le 1/3 coronaire

### **3 - Impact des instruments et effets de la préparation canalaire à l'aide du microCT : Etude n°1 : effets de trois instruments de préparation canalaire Ni-Ti rotation continue**

Ce travail a été publié dans la revue *Odontology* (Vallaeys *et al.* 2016).

#### **3.1 - Introduction – Objectif**

L'objectif de l'étude a été d'évaluer, à l'aide de la microtomographie, les effets de trois systèmes d'instruments de préparation canalaire en Ni-Ti, MTwo® (VDW, Munich, Allemagne), ProTaper® (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suisse) et Revo-S™ (MicroMéga, Besançon, France) sur le transport canalaire et le ratio de centrage.

#### **3.2 - Matériels et Méthodes**

Cinquante-quatre racines mésiales de molaires mandibulaires extraites, ayant un angle de courbure de 25°-35° et un rayon de courbure compris en 4 et 9 mm ont été sélectionnées. Elles ont été sectionnées dans le sens vertical au niveau de la furcation et dans le sens axial au niveau de la jonction amélo-cémentaire à l'aide d'un disque carborundum. Les dents ont été randomisées en trois groupes de 18. Chaque groupe a été instrumenté par un des systèmes mécanisés de préparation canalaire en Ni-Ti. Les séquences de préparation ont permis d'obtenir une préparation apicale de 30/100<sup>ème</sup> de diamètre avec une conicité apicale de 5% pour le Mtwo®, 9% pour le ProTaper® et 6% pour le Revo-S™. Les canaux ont été scannés avant et après instrumentation par microtomographie avec une résolution spatiale de 20 µm pour mesurer les volumes et les changements dus à la préparation. Afin de déterminer exactement le périmètre des racines et des canaux, les images ont été segmentées dans chaque coupe avec un outil de détection des bords. Le transport canalaire et le ratio de centrage ont été évalués à 1, 3, 5, and 7 mm en partant de l'apex, selon la méthode de Gambill *et al* (Gambill *et al.* 1996).

Une ANOVA a été réalisée avec un seuil de significativité à  $p < 0.05$ . Les données présentées pour chaque technique instrumentale, sont des moyennes avec leur déviation standard.

#### **3.3 - Résultats**

Les 54 canaux ont été inclus dans l'analyse statistique. Les moyennes et déviation standard pour le transport canalaire et le ratio de centrage sont présentées dans les tableaux 8 et 9 ci-après.

Aucune différence statistiquement significative a été retrouvée parmi les trois groupes en termes de transport canalaire et de ratio de centrage ( $p < 0.05$ ) quel que soit le niveau.

**Tableau 8 : Moyenne ( $\pm$ déviatiion standard) des valeurs de transport canalaire pour les 3 groupes (Vallaey *et al* 2016)**

Niveau	Mtwo®	ProTaper®	Revo-S™	P value
1 mm	0.060 $\pm$ .001	0.061 $\pm$ .005	0.051 $\pm$ .014	> .05
3 mm	0.136 $\pm$ .029	0.121 $\pm$ .039	0.123 $\pm$ .031	> .05
5 mm	0.140 $\pm$ .052	0.145 $\pm$ .032	0.143 $\pm$ .033	> .05
7 mm	0.158 $\pm$ .018	0.157 $\pm$ .015	0.159 $\pm$ .022	> .05

**Tableau 9 : Moyennes ( $\pm$ déviatiion standard) des valeurs du ratio de centrage pour les 3 groupes (Vallaey *et al* 2016)**

Niveau	Mtwo®	ProTaper®	Revo-S™	P value
1 mm	0.57 $\pm$ .019	0.55 $\pm$ .010	0.61 $\pm$ .009	> .05
3 mm	0.80 $\pm$ .025	0.72 $\pm$ .020	0.83 $\pm$ .013	> .05
5 mm	0.70 $\pm$ .010	0.69 $\pm$ .011	0.71 $\pm$ .008	> .05
7 mm	0.77 $\pm$ .021	0.70 $\pm$ .031	0.69 $\pm$ .020	> .05

### 3.4 - Discussion

L'objectif de cette étude était d'évaluer et de comparer les effets de trois systèmes de préparation canalaire mécanisée en Ni-Ti sur le ratio de centrage et le transport canalaire, considéré comme une erreur de procédure. En effet, une fois que le transport eu lieu, il est impossible de revenir à la morphologie initiale (Weine 2003) et une butée canalaire, une perforation ou une ovalisation foraminale peuvent arriver.

Le développement des instruments Ni-Ti a largement amélioré la qualité des préparations canalaires en générant moins d'erreurs de procédures et problèmes iatrogéniques (Pruett *et al.* 1997 ; Haapasalo et Shen 2013). Le design des instruments influence la capacité de coupe dans une certaine mesure, ce qui nous a conduit à sélectionner ces trois systèmes d'instrument. RevoS™ a une conicité constante et une section asymétrique en triple hélice. L'objectif de cette géométrie est de réduire le stress et la contrainte mécanique sur l'instrument, faciliter la pénétration canalaire par un mouvement de reptation et permettre une meilleure remontée des débris (Basrani *et al.* 2011 ; Hashem *et al.* 2012). Une précédente étude, qui a testé l'effet de l'asymétrie sur le comportement des instruments ayant une section en triple hélice, a conclu que le comportement de la lime était modifié, notamment par une diminution du stress et de la contrainte axiale (Diemer *et al.* 2013). Les instruments MTwo® ont une géométrie à deux lames avec une section en forme de S et une masse centrale peu volumineuse. Les objectifs de cette géométrie sont d'augmenter la flexibilité et donner une résistance à la fracture en torsion plus importante comparé à un instrument ayant une section triangulaire (Yang *et al.* 2011). Les instruments ProTaper® conventionnels

ont une section triangulaire convexe avec trois bords coupants, une conicité progressive et une pointe non travaillante (Aguiar *et al.* 2013). Au moment où ce travail a été lancé, peu d'études avaient investigué les paramètres de préparation du MTwo® et du RevoS™ et aucune concernant l'étude du RevoS™ à l'aide de la microtomographie, alors que le système ProTaper® est un système largement étudié (Paqué *et al.* 2011a ; Yang *et al.* 2011 ; Stern *et al.* 2012 ; Çelik *et al.* 2013).

Cette étude montre que trois instruments ayant des designs différents produisent des résultats similaires en termes de transport apical et de centrage. Les trois systèmes testés ont créé du transport canalaire à tous les niveaux et leur ratio de centrage est adéquat.

Dans la littérature, une différence de comportement entre l'instrumentation mécanisée Ni-Ti et la manuelle acier a été souvent montrée (Gambill *et al.* 1996 ; Gergi *et al.* 2010), alors que les études comparant les instruments mécanisés rotatifs entre eux ne mettent pas en évidence de différence significative, comme dans cette étude (Peters *et al.* 2001c ; Stern *et al.* 2012 ; Çelik *et al.* 2013).

Selon Yang (2011), MTwo® et ProTaper® maintiennent bien la courbure canalaire, en accord avec une étude précédente (Schäfer *et al.* 2006). Aucune différence n'a été retrouvée entre les groupes ProTaper® et MTwo® concernant la quantité de dentine retirée (Plotino *et al.* 2007 ; Yang *et al.* 2011). Malgré tout, dans le tiers apical, même si le résultat est non significatif, ProTaper® entraîne des valeurs supérieures de transport comparé au MTwo®. Une telle différence est en accord avec d'autres études (Schäfer *et al.* 2006 ; Sonntag *et al.* 2007). Cela pourrait être à cause de la conicité plus importante de l'instrument F3 (conicité apicale de 0.09). Selon certains auteurs, un instrument large ayant une conicité importante devrait être utilisé avec précaution dans le tiers apical (Yang *et al.* 2011). Toutefois, dans une étude non publiée sur les propriétés mécaniques des instruments testés, les résultats montrent que le ProTaper® est le plus rigide alors qu'il n'entraîne pas de différence significative en termes de transport canalaire.

Le diamètre final de la préparation au niveau apical est de 30/100<sup>ème</sup> mm pour tous les systèmes. L'objectif était de standardiser au mieux la préparation apicale, mais cela a entraîné des différences parmi les conicités apicales. Une lime de finition avec une conicité augmentée entraîne potentiellement plus de retrait de dentine, une augmentation du risque de transport canalaire ou de déviation du centrage canalaire. Idéalement, tous les instruments devraient avoir les mêmes conicités et diamètres de finition. Malheureusement, les différences de design parmi les instruments ne permettent pas cela. Dans notre étude, les conicités des instruments du système ProTaper® étaient totalement différentes des autres systèmes. Par ailleurs, il faut rappeler que lors d'un traitement endodontique, la lime de finition (et donc sa taille et conicité) utilisée doit être déterminée en fonction des caractéristiques du canal afin d'optimiser sa préparation, ce qui ne peut pas être envisagé lors d'une étude *in vitro* de comparaison sur dents naturelles.

Deux études précédentes, utilisant le CBCT, ont testé le transport canalaire et le centrage des instruments RevoS™ et ProTaper®. Une conclut que tous les instruments maintenaient bien la courbure canalaire

initiale sans différence significative entre les instruments (Elsherief *et al.* 2013). L'autre étude conclut que le RevoS™ a de meilleures performances que le ProTaper® pour les deux paramètres. La section asymétrique permettrait une meilleure pénétration dans le canal. Dans cette étude, ProTaper® et RevoS™ maintenaient moins bien la courbure canalaire originelle et produisaient plus de transport canalaire que le système TF® Twisted Files (Kerr, Orange, CA, USA) (Hashem *et al.* 2012). Les résultats de notre étude montrent une capacité de centrage intéressante pour les trois systèmes. Les caractéristiques du traitement d'image et le fait que les instruments n'ont été utilisés qu'une fois ont certainement influencé les résultats.

Le comportement des instruments est lié à leur géométrie et à leur design (Arbab-Chirani *et al.* 2011), et selon Peters et al (Peters *et al.* 2001b), la préparation canalaire est plus dictée par l'anatomie canalaire que par les différences entre les méthodes instrumentales. Chaque clinicien doit donc être conscient de ces différences de comportement pour choisir la lime appropriée en fonction de la situation clinique et des recommandations du fabricant (Arbab-Chirani *et al.* 2011).

### 3.5 - Conclusions

Il n'y a pas de différences significatives parmi les systèmes d'instruments testés. Les systèmes RevoS™, ProTaper® et MTwo® donnent des résultats similaires pour les paramètres testés : transport canalaire et capacité de centrage malgré leurs différences en termes de rigidité. En fonction des conditions de test et dans les limites de notre étude, ces systèmes sont capables de produire des préparations canalaires de canaux courbes centrées avec un transport canalaire minimal (valorisé dans Odontology epub 2014, Vallaeys *et al.*) (Vallaeys *et al.* 2016).

## 4 - Proposition d'une méthode modifiée pour l'analyse des effets de la préparation canalaire

Le transport canalaire occasionné lors de la mise en forme des canaux courbes est l'un des critères de comparaison principaux des performances de préparation des différents systèmes rotatifs mis sur le marché. La majorité des articles traitant des effets de la préparation utilise la méthode de Gambill qui est une méthode de référence (Gambill *et al.* 1996).

Toutefois, cette méthode présente certains inconvénients :

- l'évaluation est opérateur dépendante pour le choix des distances mesurées manuellement sur les coupes. Elle est donc difficilement reproductible ou peut être moins précise,
- la direction du transport ne peut être évaluée que dans le sens mésio distal alors que la courbure canalaire se trouve dans les trois sens de l'espace,

- l'évaluation n'est réalisée que sur un nombre limité de coupes à différents niveaux d'intérêt, notamment dans la zone apicale. Le calcul du déplacement canalaire n'est pas fait sur l'ensemble du canal alors que l'acquisition a été réalisée en volume et à haute résolution. Il y a donc une perte importante d'information et de nombreuses données potentielles restent non exploitées.

Nous avons utilisé cette méthode de façon traditionnelle lors de notre 1<sup>ère</sup> étude, mais devant les limites, il nous a paru intéressant d'optimiser et compléter la méthode de Gambill, grâce à de nouveaux logiciels, afin qu'elle soit :

- moins opérateur dépendante,
- capable d'explorer les trois dimensions,
- globale c'est-à-dire sur l'ensemble du canal.

L'intérêt est d'obtenir une méthode plus objective permettant une évaluation quantitative et qualitative suite à la préparation instrumentale du canal.

#### 4.1 - Description

L'acquisition des données se fait à l'aide d'un MicroCT (V-Tome-X 240D®, GE Measurement & Control, Billerica, MA, USA) avec une résolution maximale de 20 µm. Deux acquisitions par dent, en l'occurrence une molaire mandibulaire, sont réalisées, en préopératoire et en postopératoire après préparation. Les surfaces externes radiculaires et internes canalaire sont reconstruites sous forme de nuages de points via un logiciel dédié (VGstudio 2.0®, Volumes Graphics GmbH, Heidelberg, Allemagne) et peuvent être visualisées (My VGL, Volumes Graphics GmbH, Heidelberg, Allemagne).

Les volumes pré et postopératoires sont superposés par la surface externe, qui reste constante entre les deux volumes, dans un logiciel dédié à l'inspection des nuages de points (Focus Inspection 9.1®, Nikon, Tokyo, Japon) (Fig. 23, 27). Une marge d'erreur de deux voxels, soit 40 µm, peut éventuellement exister et doit être prise en compte. Tous les volumes sont orientés de façon identique : axe x rouge mésiodistal, axe y vert vestibulolingual et axe z bleu corono-apical.

Chaque point des volumes est défini par ses coordonnées dans l'espace :

- point nominal ou pré opératoire (Nom. x, Nom. y, Nom. z),
- point mesuré ou post opératoire (Mes. x, Mes. y, Mes. z).

Le logiciel calcule la déviation entre la position nominale d'un point du canal non instrumenté et sa position après instrumentation pour l'ensemble des points. La déviation est exprimée (Tab. 10) :

- sur les trois axes séparément (Dev x, Dev y, Dev z ; vecteurs ),
- dans l'espace (Dev 3D ; somme des 3 vecteurs).

Le point post opératoire choisi pour le calcul de la déviation est celui situé à la plus courte distance du point nominal, correspondant en général à la projection perpendiculaire de la tangente à la surface du point nominatif.

La déviation exprime l'intensité de la préparation en un point du volume, elle est différente de la notion de transport canalaire, qui s'exprime sur un plan.

**Tableau 10 : Significations des dénominations principales des termes utilisés sur le logiciel**

Dénomination	Signification	Commentaires
Dev. 3D	Déplacement dans l'espace du point canalaire depuis sa position nominale pré opératoire à sa position mesurée post opératoire (distance la plus courte) Noté : Dev.3D (M) en mésial Dev.3D (D) en distal	Travail instrumental global Valeur négative = élargissement canalaire Valeur nulle = absence de préparation Valeur positive = débris non éliminé, défaut de superposition
Dev. X	Déplacement du point sur l'axe x	Orientation du travail instrumental dans le plan mésiodistal
Dev. Y	Déplacement du point sur l'axe y	Orientation du travail instrumental dans le plan vestibulolingual
Nom. Z	Position du point nominal sur l'axe z	Repérage de la position verticale des points. Permet de classer les points selon leur niveau radicaire (1/3 apical par exemple)

Une cartographie des déviations permet d'évaluer le travail instrumental au niveau des canaux (Fig. 23) (Focus Inspection 9.1® Nikon, Tokyo, Japon...). Cette cartographie présente plusieurs outils intéressants :

- une **échelle visuelle** dont les couleurs (16 catégories et nuances possibles) varient en fonction de la déviation (du travail instrumental) entre les deux modèles. Celle-ci peut être individualisée, en termes de couleur et d'intervalles (Fig. 24).
- la **création d'« étiquettes »** ou prises de cotes (Fig. 25). Les paramètres précis de chaque point du modèle sont obtenus en le sélectionnant directement sur le volume.

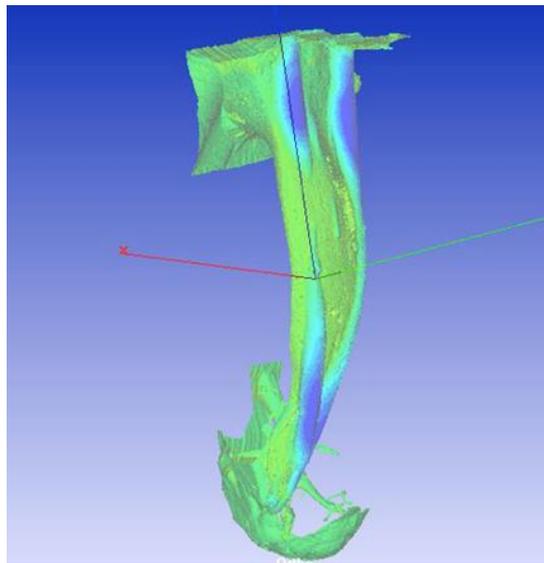


Figure 23 : Exemple d'une reconstruction 3D à l'aide du logiciel Focus Inspection avec axe x mésiodistal rouge, axe y vestibulolingual vert et axe z coronapical bleu.

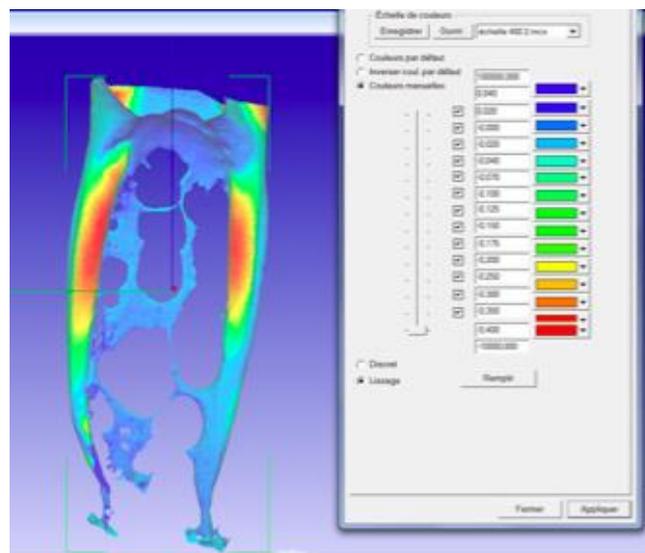


Figure 24 : Illustration de l'échelle visuelle créée

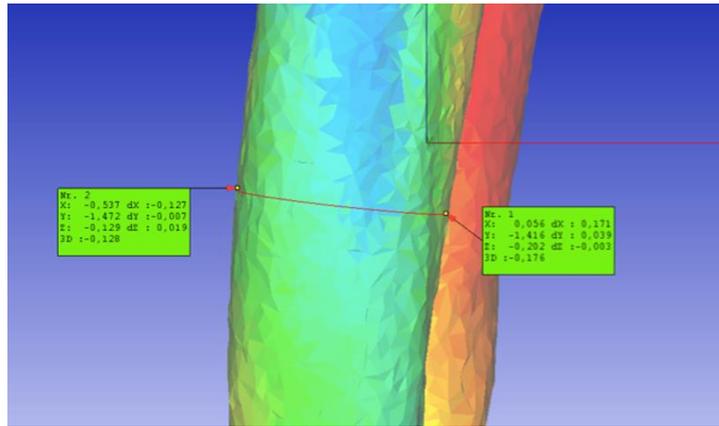


Figure 25 : Illustration de la prise de cotes

Le schéma ci-dessous récapitule le principe de la méthode décrite (Fig.26).

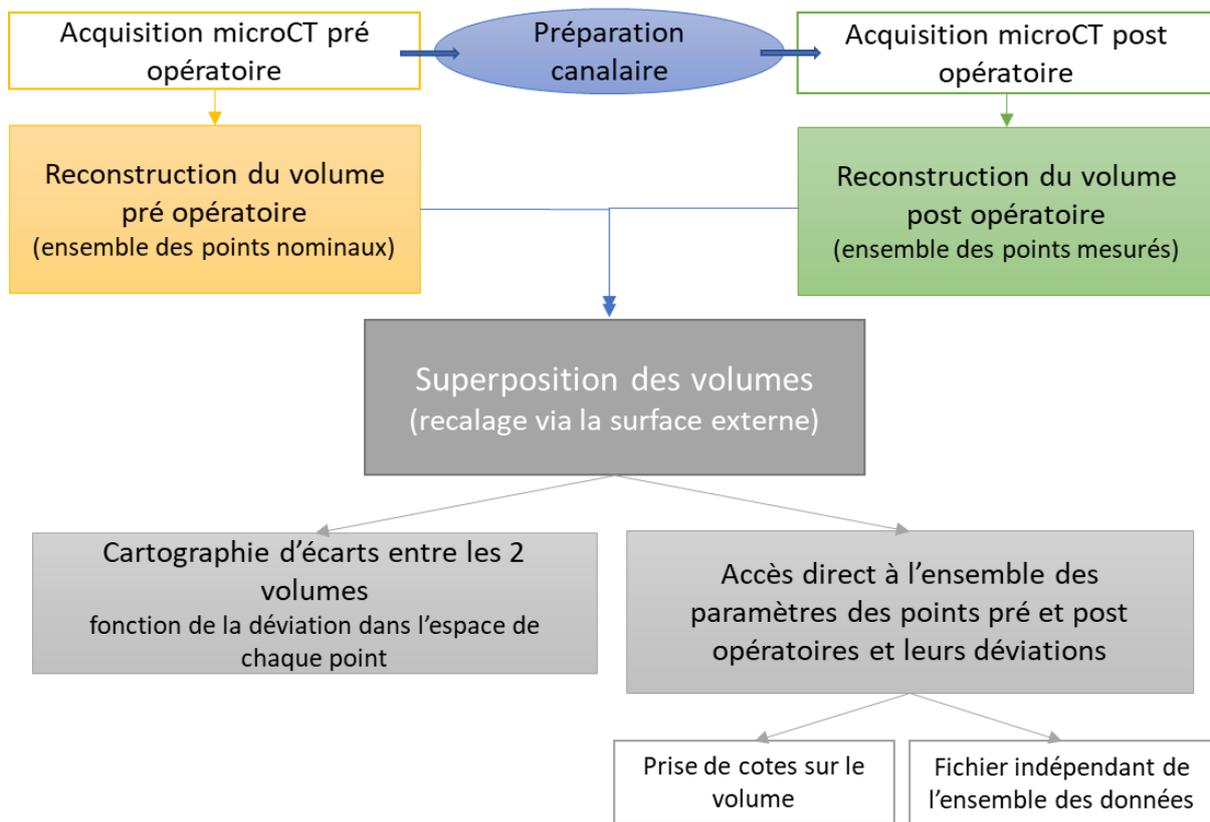


Figure 26 : Récapitulatif méthode 3D exploration des effets de la préparation canalaire

L'ensemble des paramètres des points des volumes sont exportés dans un fichier Excel :

- coordonnées nominales et mesurées : nom. x, nom. y, nom. z ; mes. x, mes. y, mes. z,
- déviations sur les axe x, y et z : dev. x, dev. y, dev. z,
- déviation dans l'espace : dev. 3d.

L'échelle de visualisation a été spécifiquement adaptée à nos besoins afin de mettre en valeur les différentes zones de transport. Elle doit permettre de visualiser les zones d'intérêt ayant un retentissement clinique. En effet, la préparation des parois doit être suffisante notamment dans les dents infectées mais sans être excessive au risque de fragiliser la racine et de compromettre l'obturation radiculaire.

Ainsi, pour étalonner l'échelle, deux éléments ont été pris en compte :

- la profondeur de pénétration bactérienne dans les tubuli dentinaires

La profondeur de pénétration dépend du diamètre des tubuli et leur perméabilité (Pashley 1990 ; Kakoli *et al.* 2009 ; Taschieri *et al.* 2014), du niveau radiculaire (Love 1996), de la présence de smear layer (Peters *et al.* 2000) et des caractéristiques des microorganismes (taille, morphologie, arrangement cellulaire, potentiel d'adhésion) (Perez *et al.* 1993 ; Taschieri *et al.* 2014). Les résultats des études de pénétration bactérienne varient beaucoup. Elles sont très majoritairement réalisées *in vitro* avec des profondeurs de pénétration pouvant être importantes. Nous avons choisi d'utiliser les résultats des études *in vivo*, peu nombreuses. Ainsi sur des dents extraites nécrosées, la profondeur de colonisation bactérienne varie de 10 à 150  $\mu\text{m}$  (Sen *et al.* 1995) à maximum 375  $\mu\text{m}$  (mais de 0 à 100  $\mu\text{m}$  majoritairement) en cas de parodontite apicale au niveau de la dentine circum pulpaire (Peters *et al.* 2001a). Toutefois, la pénétration bactérienne serait moins importante au niveau apical (<60  $\mu\text{m}$ ) qu'au niveau cervical ou encore qu'à mi- racine (200 $\mu\text{m}$ ) (Love 1996 ; Love et Jenkinson 2002) (études *in vitro*).

- la déviation canalaire néfaste pour l'étanchéité apicale lors de l'obturation

Un transport inférieur à 150  $\mu\text{m}$  n'engendrerait pas d'effets délétères. Un transport supérieur à 300  $\mu\text{m}$  entraînerait des conséquences négatives sur le scellement et l'étanchéité de l'obturation, particulièrement au niveau apical (Wu *et al.* 2000b ; Peters 2004a ; Freire *et al.* 2011).

## Outil Echelle visuelle (Tab. 11) :

En fonction de ces éléments, nous avons regroupé plusieurs intervalles afin de déterminer quatre grands domaines. Le code couleur associé a été choisi selon la signalétique visuelle suivante :

- bleu (neutre) = surfaces non ou peu instrumentées + 40 - -40  $\mu\text{m}$  (marge d'erreurs de 2 voxels inclus),
- vert (bon/sécurité) = surfaces légèrement à moyennement instrumentées - 40 à - 150  $\mu\text{m}$ ,
- jaune (intermédiaire/avertissement) = surfaces moyennement à largement instrumentées - 150 à -300  $\mu\text{m}$ ,
- rouge (mauvais/excessif) = surfaces excessivement instrumentées > 300  $\mu\text{m}$ .

Une interface nous permet d'obtenir le nombre et le pourcentage de points situés dans chacun de ces domaines (Fig. 27). Il est important cependant de bien éliminer les points dont la déviation est positive (% d'erreurs > 40  $\mu\text{m}$ ), zones d'erreur (Fig. 28), avant de calculer les pourcentages relatifs à chaque domaine.

Il est possible d'affiner l'analyse par tiers (apical, moyen et/ou coronaire) en séparant les données en fonction de leur position sur l'axe z.

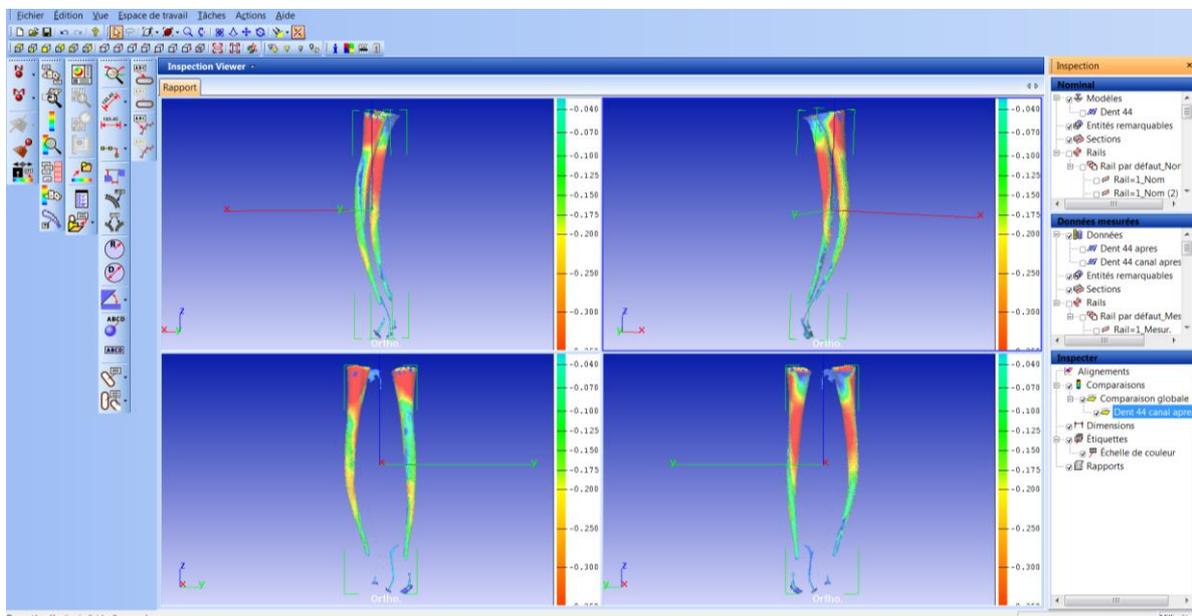
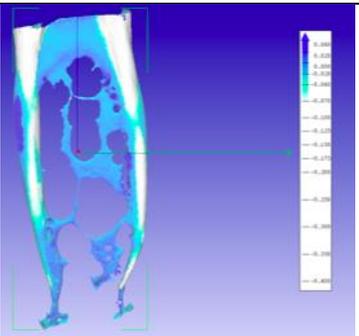
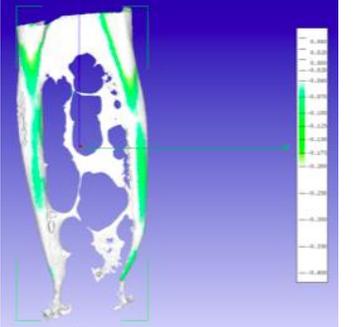
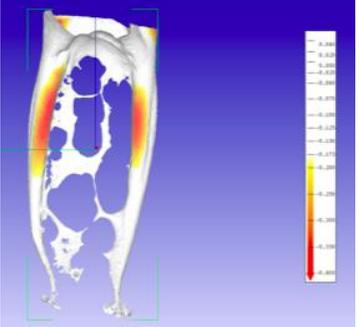


Figure 27 : Différentes visualisations sous Focus Inspection avec l'échelle individualisée

Tableau 11 : Paramètres de l'échelle visuelle

Domaine	Quantité/profondeur de dentine supprimée ( $\mu\text{m}$ )	Intensité de la préparation pariétale	Illustration	Commentaires
	Sup à +40 et +40 à - 40 $\mu\text{m}$	Zones peu ou pas instrumentées		<p>Marge d'erreur de 2 voxels (= 40 <math>\mu\text{m}</math>) est définie autour de 0 (précision du voxel et du repositionnement)</p> <p>Zones accessibles à l'instrumentation insuffisante voire inexistante</p> <p>Zones non accessibles (isthme, réseau secondaire et accessoire) retrouvées</p>
	- 40 à - 150 $\mu\text{m}$	Zones instrumentées		<p>Valeur de 150 <math>\mu\text{m}</math> en deçà de laquelle un transport canalaire ne pose pas de problème (Peters 2004b).</p> <p>Travail instrumental satisfaisant,</p> <p>Élimination de la dentine pariétale infectée relativement bonne</p>
	- 150 à - 300 $\mu\text{m}$	Zones très instrumentées		<p>Tendance à la sur-instrumentation</p> <p>Risque accru de transport canalaire,</p> <p>Élimination de la dentine infectée satisfaisante</p>
	Sup à - 300 $\mu\text{m}$	Zones excessivement instrumentées		<p>Risque de transport canalaire ayant des conséquences sur l'obturation inacceptable (Wu et al. 2000a).</p> <p>Instrumentation non économe, potentiellement délabrante et fragilisant la racine (Simon <i>et al.</i>, 2012).</p>

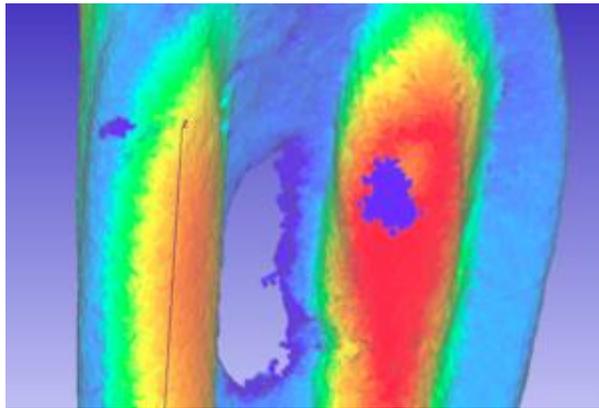


Figure 28 : Débris non éliminé (bleu) apposé sur une zone très instrumentée (rouge)

### Outil Création d'étiquettes :

La sélection d'un point du volume permet d'obtenir ses caractéristiques précises et les différentes déviations dues au travail instrumental.

Comme évoqué précédemment, la notion de déviation est différente de celle de transport canalaire car ce dernier est défini dans un plan et non pas en un point unique. Le transport est une différence entre les déplacements (donc la déviation) de deux points opposés, mésial et distal comme l'a décrit Gambill (Gambill *et al.* 1996). Le transport canalaire est toujours inférieur ou égal à la déviation.

Les formules de calcul du transport canalaire ou du ratio de centrage développées par Gambill peuvent être modifiées en y incorporant la notion de Dev. 3D.

Les *formules originelles* sont pour le calcul du transport canalaire :

$$CT = (M1-M2) - (D1-D2)$$

et pour le ratio de centrage :

$$CA = (M1-M2) / (D1-D2) \text{ ou } (D1-D2) / (M1-M2).$$

avec M mesures mésiales, D mesures distales, 1 mesures préopératoires et 2 mesures postopératoires

Les formules peuvent être modifiées comme suit :

$$CT = Dev.3D (M) - Dev. 3D (D).$$

$$CA = Dev.3D (M) / Dev. 3D (D), \text{ ou } Dev. 3D (D) / Dev.3D (M)$$

avec :

- Dev.3D (M) déviation du point le plus mésial d'un plan mésiodistal choisi,
- Dev.3D (D) déviation du point le plus distal d'un plan mésiodistal choisi.

Afin de valider notre proposition, nous avons comparé le calcul du transport canalaire et du ratio de centrage avec la méthode originelle de Gambill, éprouvée dans la littérature, et notre méthode modifiée sur trois coupes réalisées perpendiculairement à la courbure de l'axe canalaire à 1, 3 et 5mm de l'apex sur 90 canaux, à savoir trois groupes de 30 canaux préparés avec des instruments différents (cf. étude suivante).

Nous n'avons pas retrouvé de différence statistiquement significative entre les deux méthodes (test U de mann-Whitney,  $p > 0.05$ ).

## 4.2 - Conclusions

La méthode proposée permet d'optimiser le calcul des effets de la préparation canalaire en le rendant moins opérateur dépendant et plus global. La base de données obtenues est très importante mais reste encore difficile à exploiter de manière complète.

C'est une méthode très visuelle mais qui permet d'obtenir des données qualitatives (intensité de la préparation instrumentale) et des données quantitatives (pourcentage des surfaces éliminées en fonction des catégories, quantité de matières éliminées point par point).

Nous avons utilisé cet outil au cours d'une étude sur les effets de la préparation canalaire développée dans le chapitre suivant.

## 5 - Etude n°2 : comparaison de trois systèmes mécanisés de préparation canalaire à l'aide d'une analyse innovante

Ce travail a été présenté dans le cadre d'une thèse d'exercice en collaboration et sous notre direction. Il a été récompensé par le 2<sup>nd</sup> Prix ADF Denstply – Nov 2016. Il va être soumis pour publication.

### 5.1 - Introduction – Objectif

L'objectif de ce travail a été de comparer les paramètres de trois systèmes de préparation canalaire en Nickel-Titane à l'aide de la microtomographie à haute résolution. Sa capacité de reconstruction 3D a permis des évaluations qualitative et quantitative des surfaces instrumentées. Le transport canalaire et la capacité de centrage ont été étudiés à l'aide de la méthode de Gambill adaptée et modifiée.

### 5.2 - Matériels et Méthodes

45 racines mésiales de molaires mandibulaires ayant deux canaux séparés (classe 3 de Weine ou classe 4 de Vertucci) un angle de courbure compris entre  $20^\circ < \alpha < 40^\circ$  (Schneider 1971) et un rayon de courbure compris entre  $4\text{mm} < R < 9\text{mm}$  (Schäfer *et al.* 2002) ont été sélectionnées. Elles ont été séparées au niveau de la jonction amélocémentaire puis au niveau de la furcation parallèlement au grand axe de la racine mésiale à l'aide d'un disque diamanté (Flex®, Edenta AG®, Au, Suisse). Les racines ont été désinfectées dans une solution d'hypochlorite de sodium à 2,5% puis nettoyées aux ultrasons et enfin conservées séparément en milieu humide (solution de sérum physiologique) dans des tubes numérotés (Fig. 29). Elles ont ensuite été randomisées en trois groupes de quinze racines (soit trente canaux). Afin de distinguer les groupes, trois couleurs de bouchons ont été utilisées. Il n'existe pas de différences statistiquement significatives entre les trois groupes en termes d'angle de courbure et de rayon de courbure (test Kruskal-Wallis  $> 0,01$ ).

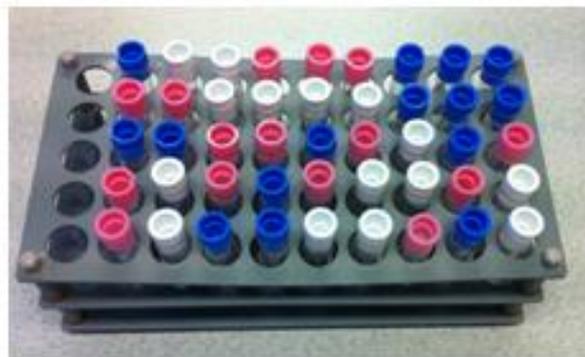


Figure 29 : Echantillons

Les systèmes choisis sont des systèmes de préparation à usage dit unique (ou monopatient) stériles. ProTaper Next™ est un système séquentiel alors que WaveOne® et UFile sont des systèmes monoinstrumentaux (Tab. 12).

Après perméabilisation des canaux à l'aide d'une lime K10 (Micro-Méga, Besançon, France), leurs longueurs de travail ont été déterminées en retirant 1mm à la longueur de la lime lorsque la pointe de l'instrument était visible à l'apex.

Les préparations ont été réalisées par un opérateur expérimenté unique selon les recommandations des fabricants et sous irrigation à l'hypochlorite de sodium (NaOCl) à 2,5%. Le tableau 12 résume les groupes et les séquences correspondantes utilisées. A la fin de la préparation, les canaux ont été rincés avec 3 ml d'EDTA 17% pendant trois minutes, suivi de de NaOCl 2,5% activé aux ultrasons (3 x 10 secondes) afin d'éliminer la boue et les débris dentinaires. Les instruments sont vérifiés après chaque passage et hors signes précurseurs de fatigue, ils sont changés toutes les trois racines.

**Tableau 12 : Détails des groupes et des systèmes de préparation**

<i>Groupe</i>	<i>Glide path / pré mise en forme</i>	<i>Préparation canalair</i>
<i>Groupe 1</i> (n=30 canaux)	PathFile® (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suisse) : - 13/100 <sup>ème</sup> 2% (violet) - 16/100 <sup>ème</sup> 2% (blanc) - 19/100 <sup>ème</sup> 2% (jaune)	ProTaper Next™ (PTN, Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suisse) - 17/100 <sup>ème</sup> 4% (X1 – jaune) - 25/100 <sup>ème</sup> 6% (X2 - rouge)
<i>Groupe 2</i> (n=30)	PathFile® : - 13/100 <sup>ème</sup> 2% (violet) - 16/100 <sup>ème</sup> 2% (blanc) - 19/100 <sup>ème</sup> 2% (jaune)	WaveOne® primary® 25/100 <sup>ème</sup> 8% (WO, Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suisse)
<i>Groupe 3</i> (n=30)	Prototype (MicroMéga, Besançon, France).	Prototype UFile 25/100 <sup>ème</sup> 7% (MicroMéga, Besançon, France).

Les racines ont été scannées par microtomographie (V-Tome-X 240D®, GE Measurement & Control, Billerica, MA, USA) au Centre de Ressources Technologiques de Morlaix avant et après instrumentation avec une résolution de 20µm (voltage 120kV, intensité 300µA, temps d'acquisition 20 minutes).

Les surfaces instrumentées ont été évaluées qualitativement et quantitativement à l'aide de la cartographie tridimensionnelle de la préparation canalaire décrite dans le chapitre précédent. Le transport canalaire et la capacité de centrage de l'instrument ont été mesurés selon la méthode de Gambill et selon la nouvelle approche décrite.

### Analyse statistique

Les tests statistiques utilisés sont des tests non paramétriques (Kruskal- Wallis, Mann-Whitney) avec un seuil de significativité à 5%.

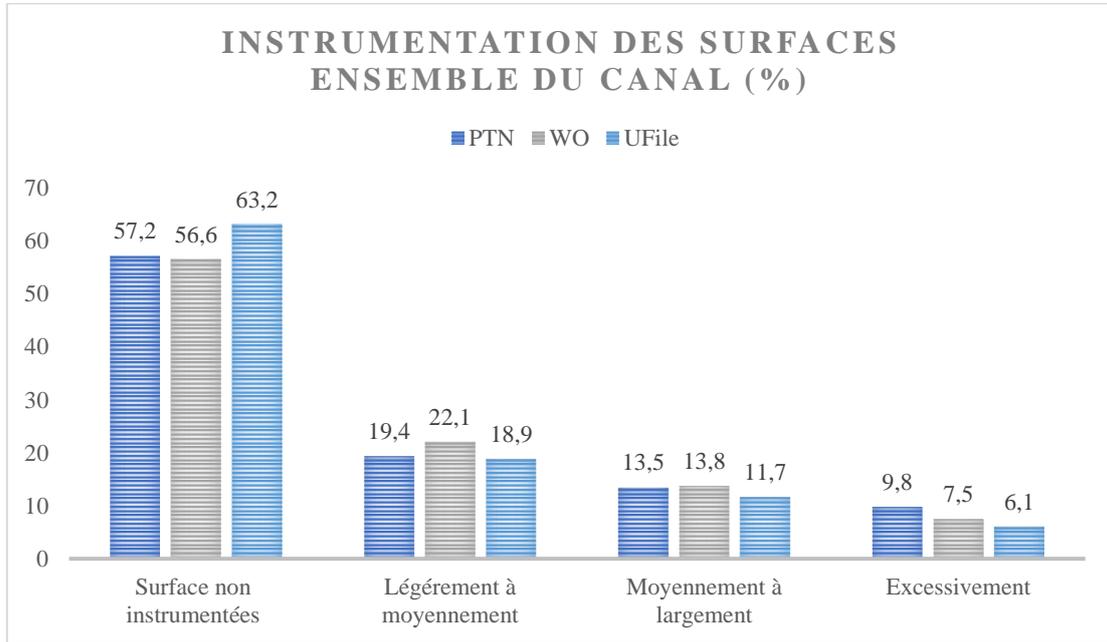
## 5.3 - Résultats

### 5.3.1 - Etudes des surfaces

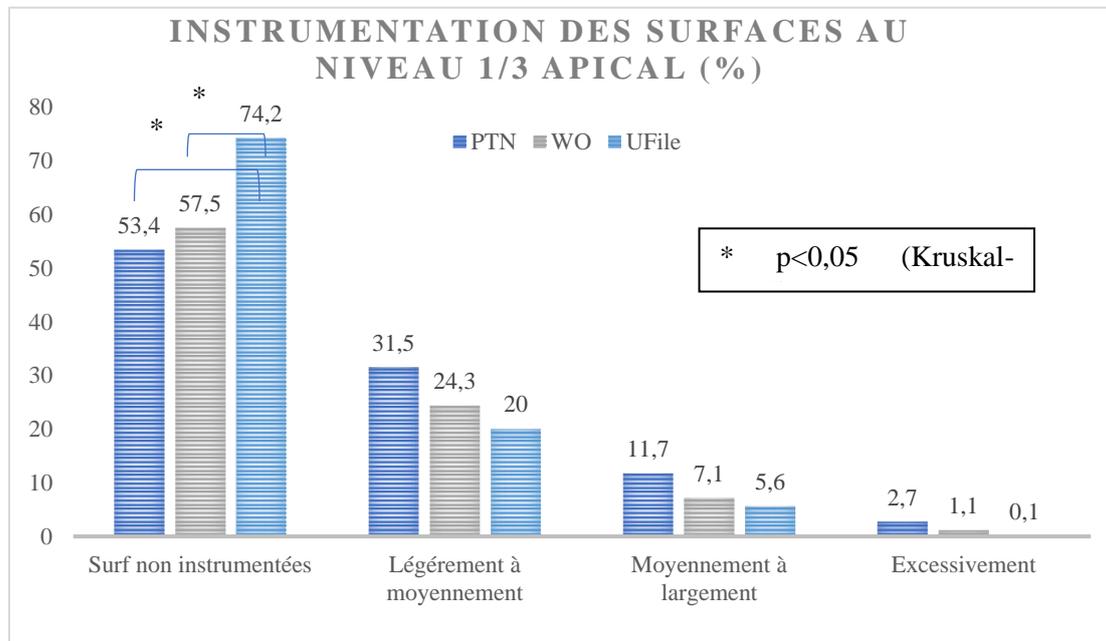
En fonction des systèmes, entre 56,6% et 63,2% des surfaces du réseau canalaire visualisées en microtomographie n'ont pas été instrumentées. Sur l'ensemble du canal, il n'existe pas de différence statistiquement significative entre les trois groupes concernant le pourcentage de surfaces non instrumentées et en fonction de l'intensité de la préparation instrumentale ou domaine de travail défini par l'échelle visuelle (Tab. 13).

Au niveau du tiers apical, le prototype UFile laisserait significativement plus de surfaces non instrumentées que le PTN et que le WO (Kruskal-Wallis  $p < 0.05$  (Tab. 14)).

**Tableau 13 : Répartition de l'instrumentation des surfaces (%) en fonction des domaines sur l'ensemble du canal (article en préparation)**



**Tableau 14 : Répartition de l'instrumentation des surfaces (%) en fonction des domaines au niveau du tiers apical (article en préparation)**



Rappel valeur de l'échelle : surfaces non ou peu instrumentées : + 40 - -40 µm, surfaces légèrement à moyennement instrumentées : - 40 à - 150 µm, surfaces moyennement à largement instrumentées : - 150 à -300 µm, surfaces excessivement instrumentées : > 300 µm

### 5.3.2 - Transport canalaire

Aucune différence statistiquement significative n'a été retrouvée pour les trois groupes entre les résultats utilisant la méthode de Gambill et la nouvelle méthode proposée (Test U de Mann-Whitney,  $p > 0,05$ ).

Il n'existe pas non plus de différence statistique entre les trois groupes concernant le transport canalaire. Toutefois, lorsqu'on affine l'analyse en intra groupes, il existe une différence significative entre les trois niveaux de coupes, 1, 3 et 5mm. Le transport canalaire serait significativement inférieur à 1mm de l'apex (Kruskall-Wallis  $p < 0,001$ ).

### 5.3.3 - Capacité de centrage

Aucune différence statistique n'a été mise en évidence entre les groupes au niveau de la capacité de centrage globale (Kruskall-Wallis  $p > 0,05$ ). Toutefois, en affinant l'analyse, il existe une différence entre les groupes à 3mm, WO > PTN et UFile.

Pour le groupe WO, la capacité de centrage est supérieure à 1mm qu'à 3 et 5mm.

### 5.3.4 - Direction de la déviation moyenne

Si l'on considère l'axe mésiodistal, la déviation moyenne est orientée en mésial pour 89% des canaux dans leur ensemble et pour 80% si l'on ne se réfère qu'au tiers apical. La déviation se fait donc très majoritairement sur l'extérieur de la courbure.

## 5.4 - Discussion

L'objectif de ce travail a été d'évaluer et de comparer les effets de la préparation canalaire, sur l'architecture endodontique interne, de trois systèmes de préparation canalaire mécanisée, ProTaper Next®, WaveOne® et un prototype UFile. Cette évaluation comprenait des analyses qualitatives et quantitatives des surfaces instrumentées ainsi que l'évaluation du transport canalaire occasionné par les préparations et la capacité de centrage des systèmes. Nous avons utilisé les outils et supports d'évaluation précédemment décrits, conformément aux données actuelles de la littérature, à savoir des racines de molaires mandibulaires naturelles présentant des courbures prononcées (angle compris entre 20-40° et rayon de 4 à 9 mm dans notre étude) analysées à l'aide de la microtomographie à haute résolution.

Nous avons utilisé un nouvel outil pour étudier les effets de la préparation canalaire qui nous a permis d'optimiser la méthode classique définie par Gambill en 1996, grâce à un logiciel d'inspection de volumes 3D par nuages de points, après superposition des volumes radiculaires pré et post opératoires.

Nous avons pu ainsi adapter une échelle d'évaluation visuelle de l'instrumentation des surfaces dentinaires cohérente avec la réalité clinique. La cartographie numérique de la préparation résultante a l'avantage de permettre les évaluations qualitatives et quantitatives de la préparation canalair. Elle nous oriente sur le risque de transport canalair. Même si l'ensemble des potentialités du logiciel n'ont pas encore été exploitées, cet outil s'avère d'ores et déjà intéressant et prometteur.

Les instruments choisis sont différents dans leurs caractéristiques. Le ProTaper Next® est un système séquentiel de deux instruments à conicité variable (séquence de base). Il utilise la technologie M-Wire®, alliage Ni-Ti traité thermiquement. Sa section décentrée est rectangulaire. La masse de rotation est décalée, seules deux lames de coupe sont en contact avec les parois canalaires laissant un espace élargi pour l'évacuation des débris. Son mouvement, qualifié d'ondulant, permettrait un meilleur respect de l'anatomie canalair, réduirait les contraintes, faciliterait la pénétration et améliorerait la mise en forme pour un diamètre réduit (Ruddle *et al.* 2013 ; Capar *et al.* 2014).

Le WaveOne® est un instrument unique de réciprocité, de conicité décroissante dont la section triangulaire est variable et offre trois lames de coupe. Il utilise aussi la technologie M-Wire®Ni-Ti. Son design lui donne une bonne flexibilité, une efficacité de coupe importante et une bonne évacuation des débris (Bürklein *et al.* 2012). La réciprocité limite le stress et empêche le vissage (Varela-Patiño *et al.* 2010). Cet instrument n'est plus commercialisé au profit du WaveOne® Gold qui a subi un nouveau traitement thermique.

Le prototype U File est un instrument unique en Ni-Ti superélastique ayant une conicité de 7%. Son profil est asymétrique, le pas est allongé et l'angle d'hélice faible (10°) afin d'améliorer son efficacité et diminuer les phénomènes d'aspiration (Diemer *et al.* 2013 ; Alattar *et al.* 2015).

Le PathFile® est une séquence réduite de trois instruments dédiés à la perméabilisation canalair. Il induit moins de modification du trajet canalair initial et moins d'erreurs de préparation (Berutti *et al.* 2009). Le transport canalair est réduit et la préparation plus conservatrice (Elnaghy et Elsaka 2014).

Même si leur design influence leur capacité à travailler les surfaces canalaires, le résultat de notre travail n'a pas mis en évidence de différence entre les instruments pour le transport canalair et le centrage instrumental lorsque l'analyse est globale sur l'ensemble du canal. Même si la différence n'est pas significative, le prototype UFile a tendance à entraîner moins de transport canalair et semble mieux centré dans le canal. Il laisse toutefois plus de surfaces non instrumentées dans le tiers apical.

En revanche, pour chacun des groupes, le transport est significativement inférieur à 1mm comparé aux deux autres niveaux. A 3mm, nous retrouvons un centrage supérieur pour le WaveOne®. Dans deux

études, au niveau du tiers apical des canaux mésiaux courbes, ProTaper Next® a entraîné moins de transport canalaire et un centrage supérieur par rapport aux WaveOne® et ProTaper® Universal (Zhao *et al.* 2014 ; Wu *et al.* 2015). Nous devons nuancer le résultat de notre travail notamment à 1mm. En effet, nous avons constaté une perte d'informations après la reconstruction en raison de la persistance d'eau dans le canal due très probablement à un séchage insuffisant avant l'acquisition microtomographique. Elle a été assimilée à de la surface canalaire et non à une zone appartenant à la lumière canalaire (explication la plus plausible).

L'utilisation du PathFile® avant la préparation canalaire peut aussi expliquer les performances analogues en terme de transport et de centrage du WaveOne® et du ProTaper Next® dans notre étude conformément à une étude préalable (Freire *et al.* 2011).

Le renouvellement des instruments tous les trois canaux est cohérent car il correspond à la réalisation d'un traitement molaire (en général).

L'augmentation de la conicité et du diamètre apical d'un instrument pourrait avoir des conséquences sur le transport et le centrage (McRay *et al.* 2014). Toutefois, une augmentation de diamètre sur des instruments de conicité réduite à 2% (plus flexible) n'aurait pas de conséquence néfaste sur le transport ou le centrage de l'instrument (Pasternak-Júnior *et al.* 2009). Certains auteurs suggèrent que les instruments ayant une conicité excédant 4%, induiraient plus de transport (Kum *et al.* 2000 ; Schäfer et Vlassis 2004). Cet aspect a été depuis largement nuancé car dorénavant, il a été montré que des instruments à conicité majorée notamment à 6% voire à 8% pouvaient être utilisés dans les canaux courbes sans augmentation significative du transport canalaire (Bürklein *et al.* 2013 ; Çelik *et al.* 2013 ; Zhao *et al.* 2013).

Par ailleurs, il a été montré que la désinfection canalaire notamment au niveau apical est améliorée après augmentation de la taille de la préparation en diamètre et en conicité (Wu et Wesselink 1995 ; Shuping *et al.* 2000 ; Akhlaghi *et al.* 2014 ; Rodrigues *et al.* 2017) ou plus spécifiquement de la conicité (Coldero *et al.* 2002 ; Paraskevopoulou et Khabbaz 2016). Plus la taille de la préparation apicale est grande au niveau de canaux infectés, plus la réduction bactérienne intracanaire serait importante (Rodrigues *et al.* 2017). Ces résultats sont nuancés par d'autres travaux (culture bactérienne ou microscopie) qui retrouvent des résultats incohérents, non probants concernant l'intérêt de l'élargissement apical sur la désinfection bactérienne (Rodrigues *et al.* 2017). Quoi qu'il en soit, le nettoyage et l'élimination des tissus nécrotiques, des débris et du biofilm des zones non instrumentées dépendent des moyens chimiques et donc de l'utilisation adéquate et suffisante d'hypochlorite de sodium (Haapasalo *et al.* 2010).

Dans notre étude, les trois systèmes laissent des surfaces non instrumentées et la différence est non significative sur l'ensemble du canal, comme l'étude de Zhao en 2014. Par contre, au niveau du tiers apical, le ProTaper Next® instrumente significativement plus de surfaces que le WaveOne® et le prototype UFile. Le pourcentage de surfaces non instrumentées est très important dans notre étude (presque 60%) et sont nettement supérieurs à ceux retrouvés habituellement dans la littérature, 20 à 40%. Cet écart s'explique par le fait que dans ce travail, de nombreuses dents présentaient des isthmes. Ces zones non instrumentées (réseau secondaire, isthmes...) n'ont pas été exclues des calculs. Etant de fait non instrumentables, elles ont augmenté la proportion de surfaces non instrumentées. D'ailleurs, notre résultat se rapproche du pourcentage de surfaces non instrumentées trouvé par Zhao dans les canaux distaux des molaires mandibulaires qui présentent des zones difficilement instrumentables du fait de la forme lamellaire de ces canaux (Zhao et al. 2014). L'anatomie canalaire influence donc de façon très importante la préparation canalaire et son résultat (Peters *et al.* 2001b , 2003), même si les performances des instruments sont en partie dictées et liées à leur design et caractéristiques (taille, conicité, flexibilité et type d'alliage) (Arbab-Chirani *et al.* 2011 ; Zhao *et al.* 2014).

Lors d'un traitement endodontique, l'utilisateur doit garder à l'esprit les objectifs cliniques de la préparation canalaire chimio-mécanique et optimiser ainsi en fonction du cas sa séquence et le système utilisé.

## 5.5 - Conclusions

La cartographie canalaire a permis des évaluations quantitatives et qualitatives de la préparation réalisée par les instruments.

Les résultats ont mis en avant le fait que 55 à 60% des surfaces n'étaient pas instrumentées si les surfaces considérées comme non instrumentables (isthmes, canaux secondaires...) sont incluses dans le calcul. Le ProTaper Next® laisserait moins de surfaces non instrumentées que les deux autres systèmes. Le prototype UFile a été moins efficace concernant le nettoyage et la préparation du tiers apical mais il a tendance à être mieux centré dans le canal et entraîner moins de transport canalaire que les deux autres instruments.

Aucune différence statistiquement significative n'a été retrouvée entre les trois groupes concernant le transport canalaire et la capacité de centrage. Le transport canalaire est moindre à 1mm de l'apex qu'à 3 ou 5 mm pour l'ensemble des groupes. Les trois systèmes donnent des résultats similaires en termes de transport canalaire et de capacité de centrage, compatibles avec une préparation canalaire adaptée.

## 6 - Conclusions du chapitre

Les potentialités de recherche dans le domaine de la préparation canalaire sont vastes. En effet, les industriels et les concepteurs des instruments de préparation canalaire font évoluer constamment leurs produits pour les améliorer en termes d'efficacité, d'ergonomie, de sensation de sécurité, de fiabilité. Toutefois, leurs tests sont majoritairement réalisés après la mise sur marché.

L'imagerie tridimensionnelle constitue le moyen d'évaluation incontournable. Elle évolue aussi en parallèle. « L'échelle » des paramètres d'évaluation est telle qu'elle nécessite des outils très précis. Même si le CBCT est un outil très intéressant, qui a énormément progressé, il ne peut en aucun cas, pour l'instant, rivaliser avec la tomographie à haute résolution pour l'évaluation des paramètres de la préparation canalaire. Les outils informatiques vont certainement dans un avenir proche permettre de tester numériquement et en « quantité » les capacités et les performances des instruments durant leur conception, avant la mise sur le marché et leur utilisation *in vivo*.

Dans ce chapitre, nous avons expliqué comment est utilisée la tomographie tridimensionnelle dans le domaine de la recherche endodontique et étudié *in vitro* le temps per opératoire. Nous avons proposé des pistes d'optimisation de techniques de références afin de rendre l'exploitation des données plus objective. Notre travail s'est concrétisé par deux études. Ce travail d'évaluation des effets de la préparation canalaire va se poursuivre avec l'arrivée sur le marché de nouveaux instruments à profil asymétrique et/ou ayant des traitements thermiques de surface novateurs.

Toutefois, si la tomographie volumique à haute résolution est une technique performante et, seule, pertinente à utiliser pour des études dont l'objectif est de mettre en avant des différences de l'ordre de la dizaine de micromètres, l'acquisition des données et leurs traitements sont réalisés dans un premier temps par un professionnel. Les logiciels métiers et les compétences nécessaires sont spécifiques, ce qui engendrent des coûts complémentaires.

Comme nous l'avons précisé préalablement, certaines pathologies endodontiques vont avoir un retentissement au niveau des structures péri-apicales ligamentaires et osseuses. Ces pathologies inflammatoires d'origine bactérienne, quel que soit leur mode d'évolution doivent être traitées. Lorsque le cas le nécessite, la tomographie volumique à faisceau conique pour des acquisitions *in vivo* va permettre de visualiser, de comprendre et de compléter l'examen clinique afin de décider de la prise en charge la plus adaptée.

Ces acquisitions tridimensionnelles vont aussi permettre de compléter l'apprentissage et la connaissance de ces pathologies. Quels sont les intérêts ? les bénéfices ? comment procéder ? Nous allons développer ces points dans le chapitre suivant.

## CHAPITRE 4

# EXPLOITATION DES DONNEES ENDODONTIQUES A VISEES CLINIQUE ET PEDAGOGIQUE ISSUES DE LA TVFC (CBCT)

*1. Clinique adj. (lat. clinicus, du gr. Klinê, lit). 1. Qui se fait au chevet du malade, d'après l'examen direct du malade. (...) (Larousse 2007)*

*Pédagogie n.f (gr. Paidagôgia). (...) 3. Méthode d'enseignement. Utiliser une pédagogie entièrement nouvelle (Larousse 2007)*

### 1 - Apport du CBCT pour la gestion des pathologies endodontiques et périradiculaires

Si la radiographie conventionnelle permet de visualiser la présence d'une lésion périapicale, sa capacité de détection est limitée, notamment dans les premières étapes de formation lorsque les corticales osseuses ne sont pas déminéralisées (Patel *et al.* 2015). Le CBCT, qui permet de passer outre les bruits anatomiques, est considéré comme très précis dans le diagnostic des lésions périapicales (Estrela *et al.* 2008b ; Leonardi Dutra *et al.* 2016 ; Kanagasingam *et al.* 2017), avant qu'elles ne soient visibles sur la radiographie conventionnelle. Par conséquent, la prévalence constatée des lésions péri-apicales au niveau de dents traitées endodontiquement est bien supérieure lorsqu'elle est analysée sur des examens CBCT comparé à la radiographie conventionnelle (Davies *et al.* 2016). De Paula-Silva *et al.* révèlent un taux de détection des lésions apicales de 71% par la radiographie conventionnelle contre 84% par le CBCT (de Paula-Silva *et al.* 2009). La sensibilité pour la détection des images de LIPOE par la

radiographie périapicale, même en combinant deux incidences, est moindre que celle du CBCT (respectivement 0.27, 0.38 et 0.89). La capacité du CBCT est supérieure pour discriminer les dents présentant une LIPOE de celles indemnes de LIPOE (AUC 0.943 vs 0.629 et 0.688 pour la radiographie périapicales avec 1 ou 2 incidences) (Kanagasingam *et al.* 2017)

Cet examen peut ainsi être suggéré pour des cas où des patients présentent des symptômes douloureux localisés, sans que l'examen clinique ou une radiographie conventionnelle ne permettent de détecter une pathologie apicale. De plus, il permet de donner des informations sur la taille réelle, la localisation, l'extension de la pathologie, ces rapports avec les structures environnantes, notamment à risque (sinus, nerf alvéolo dentaire inférieur...) et l'épaisseur des corticales, qui pourront influencer sur la prise en charge thérapeutique.

Dans le cadre du suivi de traitements endodontiques (sur 12 mois), le diagnostic à l'aide du CBCT a révélé à 1 an un nombre significativement plus faible de résultats favorables que les radiographies périapicales, pour les traitements endodontiques initiaux, en particulier les molaires, et dans les cas de retraitements (Davies *et al.* 2016). Estrela *et al.* rapportent des taux de succès 30% plus faibles en utilisant le CBCT plutôt que les clichés péri-apicaux (Estrela *et al.* 2008a). Les taux de réussite lors des suivis des traitements endodontiques sont donc *a priori* surestimés lorsque ceux-ci sont évalués à partir de la radiographie conventionnelle. Il n'existe pas de recommandation spécifique sur l'utilisation du CBCT pour le suivi d'une LIPOE. La réalisation d'un tel examen ne doit en aucun cas être systématisé.

Le CBCT peut permettre de mieux comprendre la ou les étiologies possibles de la lésion d'origine endodontique (LOE) ou d'analyser les pathologies concomitantes lorsqu'elles sont indépendantes de la LOE. En cas de résorptions, le CBCT permet d'obtenir des images détaillées de la position, de l'extension, de la profondeur et des localisations de la porte d'entrée et de sortie de la résorption (Lima *et al.* 2016). Une analyse fine de l'anatomie endodontique est possible. Il permet une visualisation d'éventuels canaux supplémentaires (2<sup>nd</sup> canal mésiovestibulaire d'une molaire supérieure et 2<sup>nd</sup> canal d'une incisive mandibulaire ++), de la morphologie et de l'inclinaison des racines ainsi que leurs orientations (Matherne *et al.* 2008 ; Patel *et al.* 2015 ; Davies *et al.* 2016). Il permet aussi de mettre en évidence des lésions iatrogènes comme une perforation radiculaire, une fausse route... (Venskutonis *et al.* 2014).

En cas de traumatismes dentaires ou d'antécédents de trauma, il permet la détermination de la nature exacte du traumatisme (fracture, déplacement, ...), de la sévérité des atteintes dentaires et alvéolaires et la visualisation des fractures quel que soient la localisation et l'orientation (horizontale et verticale). On doit toutefois nuancer son apport dans le diagnostic des fractures verticales, même si sa sensibilité est supérieure à celle des radiographies rétro-alvéolaires, *in vitro* (Wang *et al.* 2011). Le CBCT n'est pas considéré comme totalement fiable dans la détection des fractures radiculaires verticales, particulièrement lorsqu'un tenon métallique est présent à cause des artefacts (Neves *et al.* 2014).

Cette technique permet une meilleure compréhension de la pathologie endodontique et, ainsi, améliore et facilite sa gestion. Par contre, cela requiert une imagerie en « haute résolution » soit au moins  $\leq$  à 150  $\mu\text{m}$  (Patel *et al.* 2015).

La très bonne résolution et la fiabilité des mesures dans les trois plans de l'espace permettent de préciser la position d'éléments anatomiques tels que le trajet du canal mandibulaire et son(s) émergence(s), des trajets artériels (artères alvéolo-antrale, palatine...), les planchers des fosses nasales et la cavité sinusienne... Le rapport de ces éléments anatomiques avec les structures dentaires et la(les) LIPOE peut être évalué très précisément. Cela permet d'appréhender et d'anticiper les difficultés éventuelles de l'acte envisagé, de planifier le plan de traitement, de le modifier en fonction des conditions locales et ainsi d'améliorer le pronostic du plan de traitement. Pour la gestion chirurgicale des LIPOE, l'examen CBCT va permettre de préparer et d'évaluer les risques de l'acte chirurgical, voire de le contre indiquer si le rapport bénéfice/risque est défavorable pour le patient.

Dans l'étude des relations dents/sinus, le CBCT est tout à fait indiqué, notamment lorsque qu'une sinusite maxillaire, surtout unilatérale, après traitement médical correct ne se résout pas. Le CBCT, par une bonne appréciation des rapports des racines dentaires avec la membrane sinusienne, permet le diagnostic des sinusites d'origine dentaire. Épaississement de la membrane de Schneider et opacité sinusienne peuvent être visualisés. A haute résolution, il est possible de constater l'existence de micro perforations mettant en communication la lésion d'origine endodontique avec le sinus (Hauret et Hodez 2009 ; Hodez *et al.* 2011). Le CBCT permet un bilan topographique de la ventilation des sinus, de la perméabilité des ostia, une bonne visibilité des épaissements muqueux et de la présence de corps étrangers intra sinusiens (aspergillose sinusienne...).

L'obtention d'images en coupes ayant une précision importante (voxels de 80 à 120  $\mu$  d'arêtes) permet de visualiser de nombreux éléments. La détection, le diagnostic, la prise de décision thérapeutique et l'établissement d'un pronostic plus objectif sont ainsi facilités et améliorés en cas de LOE. « Gold standard » dans la détection des défauts péri-apicaux selon Estrela *et al.* (2008) ; cette technique permet d'obtenir des informations précises sur l'étendue, la forme et la localisation de(s) la lésion(s).

## 2 – Problématique et Objectifs

L'examen CBCT est un examen d'imagerie tridimensionnelle mais sa visualisation et son exploitation sont majoritairement réalisées, notamment en endodontie, dans tous les plans de l'espace mais en examinant différentes coupes en 2D. La reconstruction 3D proposée est souvent très imprécise et s'avère non utilisable cliniquement. Elle peut toutefois être intéressante sur le plan pédagogique pour améliorer dans certains cas la perception et la compréhension du patient vis-à-vis de sa pathologie.

Au travers de l'examen des radiographies en 2D et des coupes issues d'examens tridimensionnels, l'opérateur doit en extraire des informations en 3D pour, dans notre cas, aider au diagnostic et au traitement des lésions d'origine endodontique. Pourtant, pour la compréhension des pathologies endodontiques et périradiculaires, de leurs positions et « interactions » au sein de la sphère bucco-dentaire, les notions d'espace et de volume sont importantes et doivent être maîtrisées. Même si la capacité de visualisation spatiale est différente selon les individus, la visualisation en volume pourrait améliorer l'identification et la localisation des structures. Toutefois, il existe un débat au sujet de l'efficacité des systèmes de visualisation 3D numériques dans l'enseignement (Estevez *et al.* 2010), certains suggérant plutôt l'utilisation de modèles 3D physiques (AbouHashem *et al.* 2015 ; Casas et Estop 2015).

Quoi qu'il en soit, l'utilisation de différents supports d'enseignement, de l'image en 2D à l'image en 3D voire au modèle physique imprimé en 3D, va mobiliser différentes capacités spatiales et résulter en un apprentissage différent (Huang et Lin 2017). L'environnement multisensoriel est en effet considéré comme favorable pour l'apprentissage (Shams et Seitz 2008).

Les technologies numériques apportent ainsi de nouveaux points de vue par rapport à l'enseignement traditionnel et les techniques d'imagerie médicale permettent d'obtenir des données issues du vivant. L'association des deux peut servir de support plus réaliste par rapport aux croquis, schémas ou représentations créées en totalité.

Ainsi, notre objectif est le traitement et l'optimisation des données endodontiques issues d'examens CBCT afin d'utiliser ces dernières, pour améliorer l'apprentissage et la compréhension des pathologies d'origine endodontique (axe pédagogique) et pour aider à la prise de décision thérapeutique et à la planification d'acte chirurgical endodontique (axe clinique). Notre idée est donc de proposer des reconstructions 3D, virtuelles et physiques, précises, représentatives de LIPOE réelles et leur environnement (dents et structures osseuses) issues d'examens CBCT.

### 2.1 - Objectif pédagogique

La formation en odontologie inclut trois phases afin d'acquérir les compétences nécessaires du chirurgien-dentiste : une phase théorique (acquisition d'un socle de connaissances générales et spécifiques), une phase pratique (apprentissage de procédures et acquisition d'habiletés motrices fines/construction dextérité) et une phase de mise en situation (réinvestissement / utilisation et adaptation des connaissances théoriques, des habiletés motrices et procédures acquises en situations réelles : acquisition de compétences).

Pour la phase théorique, outre les moyens classiques utilisés (manuels, planches illustrées en 2D...), certes passifs mais néanmoins indispensables, il existe des outils informatiques interactifs utilisant notamment la visualisation tridimensionnelle qui aident l'étudiant à la compréhension et lui permettent aussi d'être impliqué dans la construction de ses connaissances. Ces outils pédagogiques multimédias offrent des avantages par rapport aux méthodes traditionnelles (McNulty *et al.* 2004, 2009). En effet, ils peuvent être manipulés directement, permettant d'observer l'« objet » sous différentes perspectives (Tam *et al.* 2009). L'anatomie sectionnelle est un sujet considéré comme difficile. En complément de l'utilisation de modèles numériques, l'incorporation de modèles physiques aide aussi les étudiants à appréhender l'enseignement de l'anatomie sectionnelle. Le but de la démarche est de comprendre ce qui est différent de mémoriser (Oh *et al.* 2009). En effet, la compréhension et la maîtrise des relations tridimensionnelles des structures sont essentielles dans la pratique clinique en endodontie, notamment en cas de réalisation de chirurgie endodontique. Il est donc intéressant d'adapter l'enseignement de manière à donner aux étudiants un modèle mental spatial qu'ils peuvent utiliser dans leur pratique quotidienne (Vuchkova *et al.* 2011).

Notre projet pédagogique est de créer une classification numérique et physique tridimensionnelle des LIPOE et de leur environnement, abondée par des cas cliniques réels, permettant d'illustrer la variabilité des situations cliniques.

## 2.2 – Objectif clinique : étude des rapports de la LIPOE et son environnement

Comme décrit précédemment, pour une meilleure compréhension et une meilleure visualisation des pathologies, les chirurgiens-dentistes ont aujourd'hui très souvent recours à l'imagerie 3D numérique notamment dans les cas complexes en endodontie. L'analyse de l'examen CBCT se fait coupe par coupe (2D) dans les trois plans de l'espace. Les reconstructions 3D proposées sur les interfaces de visualisation des CBCT ne peuvent pas encore être utilisées avec précisions, notamment en endodontie. Pourtant la visualisation d'une structure en 3D « réelle » même numériquement permettrait de mieux l'appréhender principalement dans les cas complexes et plus encore lorsqu'une chirurgie est envisagée. Une meilleure compréhension des volumes, des rapports des structures entre elles, de leurs états, de l'avancée de la pathologie serait bénéfique afin d'optimiser les résultats chirurgicaux en fonction des besoins, d'anticiper sur les difficultés et ainsi d'améliorer le résultat pour le praticien et pour le patient.

La représentation 3D des structures pathologiques doit être très précise pour être utilisable pour toute planification virtuelle. Elle permet de mettre en lumière ses relations avec les structures anatomiques environnantes, notamment dans les zones critiques comme le sinus maxillaire, le nerf alvéolodentaire inférieur et les fosses nasales (Cevidan *et al.* 2010).

## 3- Analyse des images et traitement des images : Etude pilote

Ce travail a été partiellement supporté par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR) Française à travers le programme des Investissements d'Avenir (LabEx CAMI) sous la référence ANR-11-3 LABX-001 par le biais du financement d'un stage de Master 2 recherche. Nous avons travaillé en collaboration avec le stagiaire pendant la durée de son stage (6 mois).

### 3.1- Préalable

Quel que ce soit l'objectif, clinique ou pédagogique, l'élaboration d'un modèle 3D virtuel issu d'un examen d'imagerie tridimensionnel, comme le CBCT, nécessite une phase préalable d'analyse et de traitement de l'image.

Il est nécessaire d'identifier les différentes structures au sein des images. On parle de segmentation. C'est la 1<sup>ère</sup> étape, primordiale, dans le processus d'interprétation de l'image. Elle a pour objectif de rassembler des voxels entre eux suivant des critères prédéfinis. Les voxels sont ainsi regroupés en régions, qui constituent une partition de l'image. Cela va permettre d'isoler dans les images, les structures sur lesquelles doit porter l'analyse et qui doivent être reconstruites en trois dimensions. Une image bien segmentée constitue une image fiable, c'est-à-dire fidèle à la réalité clinique.

Il existe de nombreuses méthodes de segmentation dont le choix dépend notamment du type d’images et du domaine d’application. L’imagerie médicale est un domaine où la segmentation reste souvent complexe car le résultat doit être très précis alors que les images sont bruitées, ce qui est le cas notamment des images issues du CBCT. De façon générale, les structures anatomiques au sein des images CBCT dentomaxillaires sont très nombreuses et elles présentent peu (voire pas) de régularité de texture et de forme. Les niveaux de gris sont liés aux caractéristiques physiques des tissus et aux phénomènes physiologiques ou pathologiques présents. Les images médicales nécessitent dans leur grande majorité une expertise importante pour être interprétées et elles ne le sont souvent que sur des vues 2D. La recherche concernant la mise au point d’algorithmes de segmentation est très courante en traitement d’images.

Il existe des méthodes de segmentation manuelles, semi-automatiques et automatiques en fonction du niveau d’interaction de l’opérateur avec le processus de segmentation.

L’approche la plus simple et la plus directe est la méthode manuelle, où l’opérateur trace le contour des structures, coupes par coupes, dans les trois plans de l’espace. En définissant la zone d’intérêt dans chaque coupe, un volume d’intérêt peut être constitué en combinant toutes les zones d’intérêt. Cette segmentation fait appel à l’expertise de l’utilisateur et elle est généralement faite par des cliniciens. La segmentation manuelle est souvent utilisée comme référence comparée aux procédures totalement automatiques mais les procédures manuelles sont très chronophages et opérateur dépendantes (Suetens *et al.* 1993).

La segmentation peut être réalisée de façon automatique. Elle nécessite une interaction minimale de la part de l’opérateur et réduit considérablement le temps d’analyse. Si dans les images simples, le résultat peut être intéressant, dans les images complexes, les méthodes automatiques aboutissent à des inexactitudes qui nécessitent une correction de la part de l’opérateur.

Les techniques semi automatiques constituent un intermédiaire intéressant. La segmentation semi-automatique est plus rapide et plus simple à réaliser que celle manuelle mais sa précision dépend de l’efficacité de l’algorithme utilisé et de la qualité des images. Elle peut être interactive en offrant la possibilité à l’utilisateur d’agir tout au long de la procédure de segmentation. Elles combinent l’efficacité et la reproductibilité des segmentations automatiques avec le bon jugement issu uniquement de l’expertise humaine (Yushkevich *et al.* 2006). De nombreux protocoles de segmentations semi automatiques ont été décrits dans la littérature. Il existe des méthodes globales de regroupement des pixels en fonction de l’intensité des niveaux de gris par exemple, des méthodes dites locales fondées sur des critères de similarité au sein de régions (croissance de région, ligne de partage des eaux) ou sur les contours/frontières (discontinuité dans l’image, utilisation de modèles déformables...), et de nombreuses méthodes hybrides, utilisant les méthodes précédentes, comme les contours actifs. Le principe des contours actifs est de faire évoluer une courbe initialisée vers l’objet d’intérêt. Les contours

actifs sont définis par une courbe continue, fermée ou non, à extrémités fixes ou non. Ils se déforment à partir d'une position d'initialisation située près de l'objet d'intérêt. Le modèle est soumis à des forces qui le déforment et le déplacent dans l'image. Le terme « snakes » est utilisé pour les qualifier (*Kass et al.* 1988) par leur similitude à se déformer comme des serpents.

Parmi celles-ci, deux méthodes par contours actifs sont devenues des approches théoriques bien établies : les contours actifs géodésiques et la compétition de région (Zhu et Yuille 1996; Caselles *et al.* 1997). L'expert humain doit spécifier le contour initial, balancer les différentes forces qui vont agir sur celui-ci et monitorer l'évolution de la segmentation. L'approche classique des contours actifs géodésiques consiste à initialiser un contour par une courbe fermée qui est ensuite déformée. Cette méthode est très efficace si la structure à segmenter présente des bords nets. Zhu et Yuille ont présenté un cadre de travail statistique pour la segmentation d'images en utilisant un algorithme appelé "compétition de régions" (Zhu et Yuille 1996). Leur but était de combiner les caractéristiques géométriques des contours actifs et les techniques statistiques de croissance de régions. Cette méthode est très efficace si la structure à segmenter présente des niveaux de gris déterministes par rapport aux autres structures.

Ces deux dernières méthodes ont été testées et comparées sur différents types d'images volumiques. Les deux méthodes ne permettent pas d'avoir des résultats corrects pour l'ensemble des cas testés. Elles nous ont permis de mettre en avant les points forts et points faibles de chacune des approches (Vallaey *et al.* 2015). Ce point va être détaillé dans ce chapitre.

ITK-SNAP (ITK Snap, Penn Image Computing and Science Laboratory, Pennsylvania, U.S), une application de traitement d'image médicale, implémente les deux méthodes décrites des contours actifs. Ce logiciel permet d'utiliser une combinaison d'outils manuels et semi-automatiques pour extraire les structures en 3D issues de différentes modalités et de régions anatomiques différentes (Yushkevich *et al.* 2006). Il se base sur les bibliothèques de logiciels libres de traitement d'image, Insight Toolkit (algorithmes de recalage d'image, de filtrage et de segmentation), et Visualization Toolkit (visualisation de données 2D/3D et traitement d'image).

Il existe toutefois de nombreux logiciels dédiés à la segmentation des images médicales (Amira, Osirix, MeVisLab, Image J, ...) dont certains sont libres d'accès (MeVisLab, ImageJ...).

### 3.2 - Synthèse et Introduction

Les images de LIPOE, sont complexes à segmenter de façon satisfaisante (variabilité des images de LIPOE, limites aléatoires, absence de gradient fort au niveau des limites,...) (Abdolali *et al.* 2016). La segmentation doit donc être peu sensible au bruit, s'adapter à des formes très variables, doit être précise

pour une utilisation en chirurgie et doit être adaptée à la pratique clinique (donc simple et rapide). Malgré sa précision, la segmentation manuelle très fastidieuse n’est pas adaptée à une pratique de routine clinique. Nous avons opté pour une approche semi-automatique basée sur l’utilisation des contours actifs.

Les voxels sont rassemblés entre eux selon certains critères afin d’isoler au sein des structures les images qui doivent être analysées. Une segmentation précise des images CBCT est une étape essentielle pour générer des modèles 3D pour le diagnostic et le traitement des patients ayant de volumineuses lésions ostéolytiques. C’est une étape critique car cela va impacter la qualité des mesures et l’analyse. Des informations imprécises peuvent entraîner des fautes de mesures et/ou dans la simulation du traitement. La difficulté de la segmentation réside dans la variation de la structure cible, qui varie selon le cas clinique.

La précision des images CBCT a été montrée par plusieurs études pour le calcul du volume de lésions ostéolytiques artificielles *in vitro* (Ahlowalia *et al.* 2013 ; Liang *et al.* 2014), estimer le volume osseux pré et postopératoire *in vitro* (Esposito *et al.* 2013) ou encore évaluer la cicatrisation après une chirurgie apicale (Schloss *et al.* 2017). Dans ces cas, l’étape de segmentation a été satisfaisante pour les lésions artificielles car elles ont des bords très bien définis ou a été suffisante, sans nécessairement être précise, dans les cas où l’objectif fixé était de suivre l’évolution de volumes.

D’autres se sont intéressés à la délimitation des images de lésions ostéolytiques dans un objectif d’aide à la décision diagnostique et notamment d’aide à la différenciation entre divers kystes des maxillaires (Abdolali *et al.* 2016, 2017 ; Yilmaz *et al.* 2017) ou entre des lésions périapicales kystiques et granulomateuses (Flores *et al.* 2009 ; Okada *et al.* 2015).

Par ailleurs, dans le domaine de l’implantologie, il existe de nombreux logiciels de planification (Simplant, Implant Viewer...) utilisant des méthodes de segmentation semi-automatiques (croissance de région notamment), adaptées et efficaces pour cette indication. Certains ont été testés pour la segmentation d’images de LIPOE, donnant des résultats intéressants (Aoki *et al.* 2015). Actuellement, il n’existe pas de méthode standardisée cliniquement utilisable *in vivo* pour la segmentation des images de LIPOE.

Après un travail préliminaire qui a mis en avant les difficultés du traitement des images de lésions inflammatoires périradiculaires en CBCT, nous avons testé plusieurs approches de segmentation. L’objectif de cette étude a été de comparer et d’analyser les méthodes de segmentation semi-automatiques avec la segmentation manuelle pour la reconstruction d’images de lésions inflammatoires périradiculaires d’origine endodontique issues d’examen CBCT.

### 3.3 - Matériels et méthodes

Cinq volumes CBCT anonymisés de patients présentant une image radioclaire périapicale de score CBCT PAI de 4 ou 5ED, ont été sélectionnés (Estrela *et al.* 2008a) (Tab. 15).

**Tableau 15 : Scores de l'Index périapical CBCT (Estrela et al. 2008a)**

Score	Altérations quantitatives des structures minérales osseuse
<b>0</b>	Structures osseuse périapicales intactes
<b>1</b>	Diamètre de la radioclarité périapicale > 0.5–1 mm
<b>2</b>	Diamètre de la radioclarité périapicale > 1–2 mm
<b>3</b>	Diamètre de la radioclarité périapicale > 2–4 mm
<b>4</b>	Diamètre de la radioclarité périapicale > 4–8 mm
<b>5</b>	Diamètre de la radioclarité périapicale > 8 mm
<b>Score (n) +E</b>	Expansion de l'os cortical périapical
<b>Score (n) + D</b>	Destruction de l'os cortical périapical

Les examens CBCT ont été réalisés à l'aide de l'équipement Promax 3-D Mid Planmeca X-Ray (Planmeca Oy, Helsinki, Finlande) avec une taille de voxel de 200 µm. Toutes les données ont été exportées au format DICOM. Les segmentations manuelles et semi-automatiques ont été réalisées via le logiciel ITK Snap version 2.4.0 (ITK Snap, Penn Image Computing and Science Laboratory, Pennsylvanie, E.U).

#### - Segmentation manuelle volumétrique

Deux cliniciens ont effectué les segmentations manuelles (MAN, opérateurs A et B). Les données ont été segmentées par deux opérateurs pour évaluer la variabilité de la segmentation manuelle. Les cinq volumes (n=5) ont été segmentés par délimitation des bords des lésions péri-apicales, coupe par coupe et dans les trois dimensions de l'espace. La procédure a été répétée trois fois par opérateur et pour chaque cas à deux semaines d'intervalle. La segmentation manuelle a servi de vérité terrain.

#### - Segmentations semi-automatiques

Trois procédures ont été appliquées dont deux sont des méthodes proposées et développées par ITK Snap. Ces procédures utilisent les contours actifs pour calculer les caractéristiques des images basées sur les limites et sur l'intensité des niveaux de gris. Le principe des contours actifs est de faire évoluer

une courbe dans une image dont l’état final définit les contours de l’objet détecté. La première méthode agit sur le contour actif pour l’attirer près des limites de la structure à segmenter. C’est la méthode des contours actifs géodésiques (edge-based ou EB). Dans la seconde méthode, le contour actif est attiré par les limites de régions d’intensité uniforme pour atteindre un équilibre. C’est la méthode de compétitions de région (RC). La troisième méthode a été développée à partir de la méthode des contours actifs géodésiques, à laquelle un filtre de diffusion anisotropique a été ajouté (EBDA).

Quatre opérateurs ont effectué ces différentes segmentations. Trois cliniciens intéressés par l’endodontie et l’imagerie dentomaxillaire et un élève-ingénieur en analyse d’images. Le protocole a été réitéré cinq fois pour chaque cas avec un intervalle de deux semaines entre chaque procédure pour limiter le facteur apprentissage. Les paramètres ont été sélectionnés par les opérateurs en fonction du cas et de la méthode. Deux opérateurs ont effectué à la fois les procédures manuelles et semi-automatiques.

Les résultats des segmentations ont été visualisés en 3D. Le critère de jugement principal choisi a été le volume des reconstructions 3D en mm<sup>3</sup>. Les résultats ont été classés en fonction du cas, de la technique et de l’opérateur.

#### - Méthodes statistiques

Toutes les données ont été analysées via le logiciel StatView v5.0 (SAS Institute Inc., Cary, NC). Les points suivants ont été analysés :

- analyse de dispersion intra et inter-opérateurs : somme des carrés, moyenne, déviation standard et coefficient de variation,
- effet opérateur : test anova et test à postériori de Bonferroni-dunn en cas de différence statistiquement significative afin d’en déterminer la provenance,
- comparaison des procédures de segmentation à la procédure manuelle : tests t-non appariés.

Le seuil de significativité a été fixé avec un risque  $\alpha=0.01$ . L’hypothèse nulle était qu’il n’y avait aucune différence significative de mesures des lésions entre les procédures semi-automatiques et la délimitation manuelle.

### 3.4 - Résultats

#### - Protocole manuel

Le coefficient de variation va de 0.5 à 5.5% avec une moyenne de 2.5 – 3.5% intra opérateur. Le coefficient de corrélation entre les deux opérateurs est de 0.9997. Il n’y a pas de différence statistique significative entre les deux opérateurs, pour chaque paire (ANOVA 1%). Les résultats de la segmentation manuelle peuvent être utilisés comme référence.

- Protocoles semi-automatiques

Les coefficients de variations sont relativement élevés pour le cas n°4 et surtout pour le cas n°5, signifiant que la dispersion autour de la moyenne peut être élevée, en fonction de l'opérateur.

- Effet opérateur

L'analyse ANOVA montre des différences significatives parmi les opérateurs, pour la technique des contours actifs géodésiques (EB), concernant les segmentations des cas n°2 et n°4. Le test à postériori de Bonferroni-Dunn a mis en évidence des différences significatives entre les opérateurs A et D, B et C, B et D, et C et D pour le cas n°2 ; et A et C, A et D, B et C, et B et D pour le cas n°4 (Tab. 16).

Concernant la méthode de compétition de régions (RC), il y a des différences pour les cas n°3 et n°4. Le test à postériori montre que les différences existent entre A et C, B et D, et C et D pour le cas n°3 ; B et C, et B et D pour le cas n°4 (Tab. 16)

Concernant la méthode EBDA de contours actifs géodésiques modifiés par addition d'un filtre anisotropique, il y a des différences entre les opérateurs pour tous les cas sauf le cas n°3. Le test à postériori montre des différences entre A et D, B et D, C et D pour le cas n°2 ; B et C et B et D pour le cas n°4 ; A et C et B et C pour le cas n°5 ; et entre tous les opérateurs sauf entre A et D pour le cas n°1 (Tab.16)

**Tableau 16 : Effet opérateur (différences significatives) selon les méthodes et les cas**

Méthode	Cas	Différences entre opérateurs (Anova et test à postériori)					
		A-B	A-C	A-D	B-C	B-D	C-D
<b>EB</b>	2			X	X	X	X
	4		X	X	X	X	
<b>RC</b>	3		X			X	X
	4				X	X	
<b>EBDA</b>	1	X	X		X	X	X
	2			X		X	X
	4				X	X	
	5		X		X		

- Comparaison entre les protocoles

Dans les cas où les opérateurs sont en accord, une comparaison entre les protocoles a été faite avec un test t non apparié. Dans les autres cas, les différences entre les opérateurs conduisent inévitablement à une différence de segmentation entre les procédures semi-automatiques et la segmentation manuelle.

Entre la procédure manuelle et celle des contours actifs, les cas n°1 et n°5 ont des résultats comparables (différence non significative) (Tab. 17). Dans le cas n°5, le résultat pourrait être expliqué par l’existence d’une importante dispersion des mesures, il est donc considéré comme non fiable.

La comparaison entre les procédures manuelles et compétition de régions donne des différences non significatives dans trois cas (n° 1, 2 et 5) (Tab. 17). Pour le cas n°5, la conclusion est la même que précédemment. Les cas n° 1 et 2 ne présentent pas de destruction de la corticale osseuse contrairement aux trois autres cas.

**Tableau 17 : Comparaison entre les protocoles**

Méthode	Cas	Comparaison avec la méthode manuelle (test t non apparié)
<b>EB</b>	1	Pas de différence
	3	Différence significative
	5	Pas de différence mais non fiable (dispersion)
<b>RC</b>	1	Pas de différence
	2	Pas de différence
	5	Pas de différence mais non fiable (dispersion)
<b>EBDA</b>	3	Différence significative

### 3.5 - Discussion

Le but de cette étude pilote était de tester et comparer une technique de segmentation manuelle, validée comme référence, avec trois méthodes de segmentation semi-automatique pour la délimitation de lésions ostéolytiques dentomaxillaires.

L’objectif était de trouver une méthode de segmentation semi-automatique comparable à la segmentation manuelle, avec un coefficient de variation acceptable et une absence de différence statistique significative pour les volumes des lésions dans tous les cas testés.

Les résultats obtenus sont mitigés. Pour les procédures semi-automatiques, la segmentation par la méthode de compétition de régions a été la moins opérateur-dépendante et a donné les meilleurs résultats. Cette procédure a été comparable à la segmentation manuelle pour les lésions ne présentant pas de destruction osseuse de la corticale.

La méthode des contours actifs géodésiques modifiée par adjonction d’un filtre de diffusion anisotropique a été la plus opérateur-dépendante et n’a pas fourni de résultats reproductibles.

Les protocoles semi-automatiques testés sont intéressants mais ils ne sont pas applicables dans tous les cas. Ces méthodes ne sont ni reproductibles et ni fiables dans les cas complexes, par exemple lorsque la corticale osseuse est soufflée ou détruite. Un post traitement manuel aurait été nécessaire dans la plupart des cas.

La méthode des contours actifs géodésiques échoue au niveau des limites pour lesquelles les bords entre la région d'intérêt et l'arrière-plan ne sont pas nets.

La méthode de compétition de régions utilise les différences d'intensité entre la région d'intérêt et l'arrière-plan pour les séparer. Elle échoue dans des zones où l'arrière-plan et la région d'intérêt présentent les mêmes niveaux d'intensité (Ji *et al.* 2014) ou des niveaux très proches. Dans les lésions périradiculaires, la résorption osseuse n'est pas uniforme. Elle est variable en termes de forme, de taille, d'extension et d'intensité. Les limites de ces lésions peuvent être circonscrites et nettes (cas 1 et 2), ou inversement anarchiques et non-homogènes (cas 5). La corticale osseuse peut être soufflée ou détruite sur une portion de la lésion (cas 3 et 4).

Les procédures semi-automatiques testées, développées par ITK Snap sont intéressantes, mais il est nécessaire de développer un outil plus adapté à ce type de pathologie. Des protocoles de segmentations hybrides pourraient constituer une solution pertinente (Chen et Metaxas 2005 ; Ji *et al.* 2014 ; Abdolali *et al.* 2016). Malgré tout, il est probable qu'une retouche manuelle post-segmentation soit toujours nécessaire, dans les cas où la corticale présente un défaut ; de même, quand les limites sont peu nettes, pour supprimer l'extension générée par le protocole semi-automatique, même s'il est optimisé.

Lors d'une étude récente, les auteurs ont expérimenté un nouvel outil de segmentation manuelle en 3D qui semble permettre une méthode fiable et rapide de segmentation manuelle des kystes odontogènes, même si cette investigation a été réalisée sur des examens scanner et non des examens CBCT (Rana 2015). Plusieurs études ont été réalisées sur des examens CBCT afin d'évaluer et optimiser la segmentation pour la région de la tête ou de la nuque, y compris le condyle (Xi *et al.* 2014), les dents et les mâchoires (Gan *et al.* 2015 ; Naumovich *et al.* 2015). Récemment, des équipes de recherche se sont intéressées à la segmentation des kystes maxillaires sur CBCT dans un objectif d'aide à la décision diagnostique (Okada *et al.* 2015 ; Abdolali *et al.* 2016, 2017; Yilmaz *et al.* 2017). Leurs méthodes permettraient de classifier les différents kystes ou lésions avec une bonne précision (Okada *et al.* 2015 ; Yilmaz *et al.* 2017) mais la gestion des kystes et lésions sans bords spécifiques ou présentant d'importantes variations asymétriques est très difficile (Abdolali *et al.* 2016). L'algorithme de segmentation automatique implémenté dans un logiciel de planification implantaire (ImplantViewer 3.006 ; Anne Solutions, Sao Paulo, Brésil) a donné des résultats encourageants pour le calcul du volume de LIPOE comparativement à une méthode de segmentation manuelle. Toutefois, des corrections et des décisions quant aux zones à délimiter ont été nécessaires (Aoki *et al.* 2015). Ces logiciels dédiés à l'implantologie méritent d'être testés.

Dans notre investigation, les cinq examens CBCT sélectionnés et utilisés avaient une résolution de 200 $\mu$ m, qui est la résolution standard proposée par notre équipement pour des champs de vue de 4X5 ou 7X5cm avec des paramètres normaux. C’est un compromis, dans notre cas, entre bruit et capacité au traitement d’images. Les paramètres de haute résolution (voxels de 100  $\mu$ m), proposés par notre dispositif CBCT, mènent à une présence importante de bruit, qui empêche pour le moment toute précision dans la segmentation. Le CBCT permet de visualiser des structures de fort contraste comme l’os et les dents, d’une manière comparable au scanner conventionnel mais avec un niveau d’irradiation plus faible, et des artefacts métalliques réduits (Schulze *et al.* 2005). Le CBCT, avec un champ limité, est adapté pour le diagnostic des pathologies périapicales (Lofthag-Hansen *et al.* 2007 ; Hassan *et al.* 2010 ; Patel *et al.* 2015). Un champ d’acquisition limité permet d’obtenir des images à haute résolution spatiale avec une irradiation réduite et d’afficher des mesures précises (Lofthag-Hansen *et al.* 2007, 2011).

Son inconvénient est le manque d’informations sur les tissus mous (Schulze *et al.* 2005). La segmentation sur un examen CBCT est souvent plus complexe car l’image est plus bruitée et moins contrastée que sur un examen scanner classique (Abdolali *et al.* 2016). Le contraste entre la racine dentaire et l’os alvéolaire est faible en CBCT. Les limites de la dent sont souvent trop ambiguës pour être exactement définies (Ji *et al.* 2014).

Le contraste, le rapport signal/bruit et la netteté des images obtenues par des acquisitions au CBCT doivent être améliorés pour faciliter la segmentation (Maret *et al.* 2012). La qualité de l’image initiale est très importante. Des variations dans les paramètres mènent à des différences significatives dans la qualité de l’image. Cela influence le potentiel de visualisation des structures qui doivent être analysées. La taille du voxel, la qualité de l’acquisition, la précision de la résolution et un bruit limité doivent être adaptés aux situations cliniques. L’image doit fournir des informations en quantité adéquate pour permettre un niveau de certitude suffisant lors d’une prise de décision. Les conditions *in vivo* imposent certains paramètres qui affectent la qualité de l’image. En effet, le temps d’acquisition doit être le plus court possible pour limiter l’exposition aux radiations. Cependant, ce temps d’acquisition et la taille des voxels sont les principaux facteurs influençant la précision du modèle (Vandenberghe *et al.* 2012). Les examens *in vivo* de sujets contiennent plus d’artefacts et une réduction de la résolution spatiale à cause des micromouvements de la mâchoire.

Le CBCT ne permet pas une segmentation aussi précise que le scanner ; mais, en considérant la dose d’irradiation plus faible et la bonne qualité d’image qu’il permet, le CBCT reste très utile pour une chirurgie de la région orofaciale (Liang *et al.* 2010).

Le logiciel ITK-SNAP a été choisi car il a été développé pour le traitement des images médicales et, leurs deux méthodes de segmentation par contours actifs (« snakes ») semblaient correspondre à nos besoins. Il a été validé pour la segmentation d’images du cerveau issues d’examens IRM. C’est aussi un

logiciel gratuit dit « open source ». Il ne nécessite pas de licence et le code source peut être modifié pour adapter et optimiser l'algorithme de segmentation en fonction des besoins.

Les méthodes de segmentation semi-automatique sont guidées par l'utilisateur (Suetens *et al.* 1993). Le temps de procédure pour les segmentations semi-automatiques est inférieur à dix minutes, à la différence de la segmentation manuelle qui est très fastidieuse et chronophage (souvent plusieurs heures).

La segmentation d'images est un problème fondamental dans l'analyse d'images. La procédure de segmentation donne au chirurgien l'information sur le volume total, les dimensions de la lésion, et les rapports avec les éléments anatomiques voisins à risque. C'est une aide supplémentaire lors du diagnostic préopératoire (Stoetzer *et al.* 2013).

La précision de la segmentation repose sur la valeur de gris, et sur le seuillage défini par l'opérateur. La variabilité des kystes périradiculaires et l'absence fréquente d'un fort gradient de gris près des limites de la lésion rend l'étape de la segmentation difficile. A cause d'un manque de caractéristiques discriminantes décrivant les bords de la lésion, il est difficile de réaliser la segmentation avec un haut degré de précision, engendrant des sous ou des surestimations de la taille de la lésion. Il est difficile de segmenter précisément, même en utilisant la procédure manuelle, quand les caractéristiques visuelles (limites, régions, ...) ne sont pas suffisamment denses, fortes ou discriminantes. Chaque procédure requiert un certain degré de compromis.

Pour limiter ces problèmes, la segmentation requiert une connaissance approfondie des images à analyser et de l'information à extraire. Une bonne connaissance de la situation permet à l'utilisateur de séparer les artefacts et le bruit, de la zone d'intérêt. La subjectivité inhérente à cette méthode peut conduire à des résultats différents, obtenus par deux utilisateurs, ou par un utilisateur unique entre deux segmentations de la même structure. Une formation préalable des utilisateurs à la segmentation des images est intéressante voire indispensable (Maret *et al.* 2012), et doit être envisagée. Dans notre étude, la moitié des opérateurs n'était pas très entraînée aux protocoles de segmentation à tester. L'objectif était de déterminer si ces protocoles pouvaient être appliqués par des novices ou des non-experts. Dans tous les cas, la capacité subjective des opérateurs doit être prise en compte.

Dans le domaine médical, il semble impossible qu'un algorithme de segmentation réponde à tous les critères, en raison du nombre de différences caractéristiques entre les organes et les tissus (Yau *et al.* 2014). Un post traitement manuel, apportant un regard et un jugement qualifié de clinicien, reste nécessaire pour rectifier les procédures semi-automatiques. L'inconvénient est que cela augmente le temps de procédure ce qui est peu pratique.

La segmentation n'est pas facile, et sa complexité n'est pas souvent prise en compte (Michetti *et al.* 2010). Néanmoins, une segmentation de bonne qualité des images CBCT des patients nécessitant une chirurgie orale est un prérequis pour envisager une planification chirurgicale, une simulation et un

guidage de l’acte opératoire. De même, une image CBCT de qualité est un prérequis pour une segmentation précise. L’amélioration du traitement des images doit être envisagée à la fois via l’amélioration de la qualité de l’image CBCT et via celles des procédures de segmentation. Les acquisitions en CBCT ont une excellente précision spatiale, mais leurs qualités doivent être améliorées en ce qui concerne le bruit, le contraste et les mesures de densité. Les paramètres d’acquisition doivent être correctement choisis par le clinicien. Les fabricants de CBCT doivent également optimiser les caractéristiques techniques de leurs produits pour obtenir des examens de meilleure qualité.

La recherche sur des méthodes de segmentation est essentielle pour obtenir une segmentation semi-automatique individuelle précise des lésions ostéolytiques dentomaxillaires et de leur environnement. (Cevidane *et al.* 2010).

La présente étude a contribué à tester plusieurs protocoles de segmentation semi-automatique sur de l’imagerie dentomaxillaire. Des investigations plus poussées doivent être réalisées afin d’améliorer la qualité de la segmentation. Néanmoins, ce type d’investigations nous semble pertinent à poursuivre.

### 3.6 - Conclusions

La méthode de compétition de régions a été comparable à la segmentation manuelle pour la délimitation de lésions ostéolytiques circonscrites dentomaxillaires. Cependant, les segmentations par compétition de régions et contours actifs géodésiques ne sont pas appropriées pour tous les cas. Ces méthodes sont limitées lorsque les objets à segmenter présentent des structures ayant une surface complexe. Une méthodologie hybride, combinant les protocoles manuel et semi-automatique, doit être développée afin de fournir une méthode adaptée à la majorité des cas, indépendamment de la situation clinique, de l’étendue et de la position de la lésion.

L’amélioration de l’analyse d’images doit être considérée à la fois via la procédure de segmentation et via la qualité des images CBCT (bruit limité, contraste augmenté, etc.)

La problématique de la segmentation (semi) automatique des images médicales en général est très complexe. Elle nécessite une expertise poussée au niveau traitement de l’image. Cela est d’autant plus vrai pour la segmentation des images de LIPOE sur des examens CBCT au vu des caractéristiques de chacun. Il est difficile pour l’instant de continuer dans ce domaine. Ainsi afin de poursuivre notre projet, nous avons décidé, dans un premier temps de travailler avec les techniques de segmentation manuelle en complément d’une première phase de segmentation semi-automatique, même si elles sont extrêmement chronophages.

Il sera nécessaire de retravailler dans ce domaine pour, soit trouver une méthode personnalisée, soit utiliser une méthode nouvelle, adaptée et efficace pour notre objectif. La personnalisation des systèmes de détection automatique avec une précision suffisante dans la pratique clinique est très difficile à mettre

en œuvre. Des équipes de recherche travaillent à la mise au point de techniques de segmentation hybrides basées sur des informations de surface et de texture (Abdolali *et al.* 2017) .

#### **4- L'imagerie 3D au service de la compréhension des LIPOE et leur environnement**

*En préambule, nous souhaitons préciser que l'idée de ce projet est née grâce aux travaux réalisés au sein du laboratoire LaTIM (travaux sur les articulations notamment réalisés par le Professeur Christian Lefevre et ses collaborateurs). En effet, nous avons eu connaissance de ses investigations sur la classification des luxations congénitales de la hanche. Cette idée, enthousiasmante, nous a paru très pertinente à adapter à l'endodontie notamment pathologique. En effet, la visualisation en endodontie ne peut se faire que via l'imagerie en 2D ou via l'imagerie 3D avec des coupes en 2D. Il nous semblait, à priori, évident que la modélisation en 3D de la pathologie inflammatoire endodontique et de sa progression apporterait à l'enseignement et à la clinique.*

Nous allons exposer les possibilités que nous envisageons dans ce domaine et sur lesquelles un certain nombre d'expérimentations ont été effectuées, après quelques généralités qui permettront au lecteur de mieux comprendre notre démarche.

L'anatomie est une science tridimensionnelle qui fait intervenir des relations spatiales complexes. Elle décrit au sein d'un espace en trois dimensions, des formes, leurs rapports, leurs déplacements dans l'espace ou leurs modifications. Sa compréhension et son apprentissage nécessitent donc une bonne structuration de l'espace, la capacité à créer des images mentales et à effectuer des rotations et des transformations de ces images. Dans l'objectif de faciliter et d'optimiser son apprentissage, de nouvelles ressources, informatiques et physiques par impression 3D, ont été introduites.

Les outils informatiques sont notamment regroupés sous le terme d'Environnement Informatique pour l'Apprentissage Humain (EIAH) ou d'Environnement Virtuel pour l'Apprentissage Humain (EVAH). Tchounikine définit l'EIAH comme un « environnement informatique dans le but de favoriser l'apprentissage humain c'est-à-dire la construction de connaissances chez un apprenant. Ce type d'environnement mobilise des agents humains (élèves, enseignants, tuteurs) et artificiels (agents informatiques pouvant aussi tenir différents rôles) et leur offre des situations d'interaction, localement ou à travers les réseaux informatiques, ainsi que les conditions d'accès à des ressources formatives

(humaines et/ou médiatisées)... » (Tchounikine 2002). L'objectif est d'enseigner un domaine de connaissances à un apprenant en intégrant l'ordinateur dans la relation pédagogique enseignant / élève (Hoareau 2016). Pour que cet enseignement soit bénéfique, il doit s'intégrer dans un processus pédagogique global qui inclut l'utilisation de différents supports d'apprentissage tels que les représentations conventionnelles, l'imagerie radiographique ou sectionnelle en coupes, les modèles digitaux ou physiques et, la finalité, à savoir, la réalité clinique.

Nous précisons que, souvent, l'utilisation de la modalité « 3D » s'envisage d'emblée d'un point de vue informatique ou digital mais la « trois dimension ou 3D » est avant tout la caractérisation de l'espace qui nous entoure, donc de la réalité. Nous utiliserons le terme de « 3D digital ou numérique » lorsqu'il s'agira de modèles informatiques et le terme de « 3D physique » pour des modèles réels et palpables.

Adapter son enseignement afin de donner aux étudiants un modèle mental spatial des LIPOE et de leurs relations tridimensionnelles avec les structures environnantes semble donc pertinent pour leur pratique clinique de l'endodontie.

Après avoir abordé quelques notions pédagogiques et les différentes modalités d'apprentissage de l'anatomie en général, nous détaillerons notre démarche pour la création de nouveaux outils pédagogiques, numériques et physiques, pour la compréhension et la visualisation des LIPOE. Puis nous vous présenterons les premiers résultats obtenus.

### 4.1 – Apprentissage des structures anatomiques : de la 2D à la 3D

#### 4.1.1 – *Éléments de pédagogie*

Si certains chercheurs en pédagogie émettent le postulat qu'il existe des **préférences pédagogiques individuelles (ou style d'apprentissage)** et que l'instruction doit être adaptée en fonction (Murphy *et al.* 2004), les différentes théories émises ne s'accordent pas sur la définition précise de ces styles d'apprentissage. Le concept commun est toutefois que les apprenants diffèrent dans la façon d'acquérir leurs connaissances. Par exemple, certains sont qualifiés de « visuels » préférant des graphiques ou images, d'autres de « auditifs » préférant écouter et discuter, ou encore « kinesthésiques » préférant prendre en main physiquement et toucher, alors que d'autres encore seront plus réceptifs à la lecture et l'écriture.

Si l'on considère les styles d'apprentissage, même s'ils sont controversés, beaucoup d'études s'accordent à dire que la majorité des étudiants précliniques sont des apprenants multimodaux, ce qui signifie qu'ils montrent une préférence équivalente pour au moins deux styles d'apprentissage. Il est donc difficile de définir une méthode pédagogique spécifique pour ces divers groupes d'étudiants et il a en fait été prouvé que des modalités d'interventions pédagogiques multiples améliorent l'apprentissage chez des étudiants de styles d'apprentissage différents (Bareither *et al.* 2013).

## Capacité de visualisation spatiale

En général, la capacité spatiale se définit comme la «capacité des individus à rechercher dans leur champ visuel des formes, des figures et des positions d'objet, à les appréhender et former des représentations mentales de ces éléments et à les manipuler mentalement » (Carroll 1993). En d'autres termes, une représentation interne d'une scène perçue doit être établie et retenue de manière à ce que des manipulations mentales soient possibles (Höffler 2010). Il existe des disparités entre les individus, son amplitude varie d'une personne à une autre.

Elle comprend deux sous-facteurs fortement corrélés : la visualisation spatiale et l'orientation spatiale :

- la visualisation spatiale correspond à la capacité de visualiser mentalement la manipulation d'objets, à transformer l'image mentale en une nouvelle, suite à mouvement tridimensionnel des parties internes des objets,
- l'orientation spatiale correspond à la capacité d'établir des relations spatiales entre des objets, d'effectuer une rotation d'objets dans l'espace et de reconnaître un objet lorsqu'il est vu sous un angle différent (Sanchez et Wiley 2014). La rotation mentale nécessite une manipulation cognitive et des transformations spatiales de l'objet imaginé et peut être utile dans le raisonnement spatial et la résolution de problèmes (Guillot *et al.* 2007).

Des corrélations significatives ont été trouvées entre les capacités visuo-spatiales, les capacités de rotations mentales et les résultats aux d'épreuves d'anatomie (Guillot *et al.* 2007).

De telles compétences sont donc importantes dans le secteur médical et dentaire où l'anatomie est présentée dans des plans, différentes positions et sous des formes variées.

Il existe des tests de rotation mentale comme le mental rotation test ou MRT, mis au point par Vandenberg et Kuse en 1978, qui sont utilisés afin de mesurer les capacités de représentation spatiale (Vandenberg et Kuse 1978). Il comporte 24 questions et dure 10 minutes. Chaque question comporte la représentation d'une figure (Fig. 30). Le sujet doit retrouver parmi les représentations proposées celles qui correspondent à une rotation de la figure initiale.

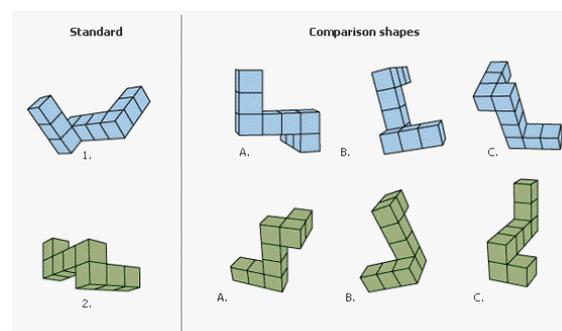


Figure 30 : Exemple de question au test MRT (Vandenberg et Kuse 1978)

### **Théorie de la charge cognitive**

La théorie de la charge cognitive (CLT) s'appuie sur les modèles établis de l'architecture cognitive humaine. Cette dernière est composée d'une mémoire de travail (WM) à capacité limitée, dans laquelle ont lieu tous les apprentissages et les pensées conscientes ; et d'une mémoire à long terme (MLT) à capacité illimitée, possédant entre autres un nombre important de schémas automatisés (Sweller 1988). L'expertise provient exclusivement de connaissances stockées sous forme de schémas dans la mémoire à long terme. L'apprentissage est décrit comme la construction et l'automatisation de tels schémas (Van Merriënboer et Sweller 2010).

La mémoire de travail (WM) ne peut traiter qu'un nombre limité d'éléments d'information à un moment donné. Cette contrainte crée un «goulet d'étranglement» pour l'apprentissage. Lorsque la charge cognitive associée à une tâche dépasse la capacité WM de l'apprenant, la performance et l'apprentissage sont altérés. CLT a une importance particulière dans le domaine médical. En effet, l'éducation médicale exige l'intégration simultanée de multiples ensembles de connaissances, de compétences et de comportements à un moment et à un lieu précis. Ces activités possèdent une forte «interactivité des éléments» et imposent donc une charge cognitive qui peut dépasser la capacité WM de l'apprenant (Young *et al.* 2014).

#### **4.1.2 – Représentations conventionnelles**

Elles sont largement utilisées pour l'apprentissage de l'anatomie. Elle regroupe les livres imprimées qui comportent des planches anatomiques schématisées et légendées (Fig. 31, 32, 33), l'utilisation de photographies, d'examen radiographiques présentés en 2D (examen 2D ou coupes 2D extraites d'un examen 3D), etc. Ces éléments sont aussi souvent projetés notamment lors de cours magistraux ou de travaux dirigés.

Leur inconvénient est qu'ils ne tiennent pas toujours compte de la variation biologique et manquent d'authenticité pathologique, ce qui peut conduire à un diagnostic erroné et une pratique inadaptée dans le cadre clinique (Sugand *et al.* 2010).

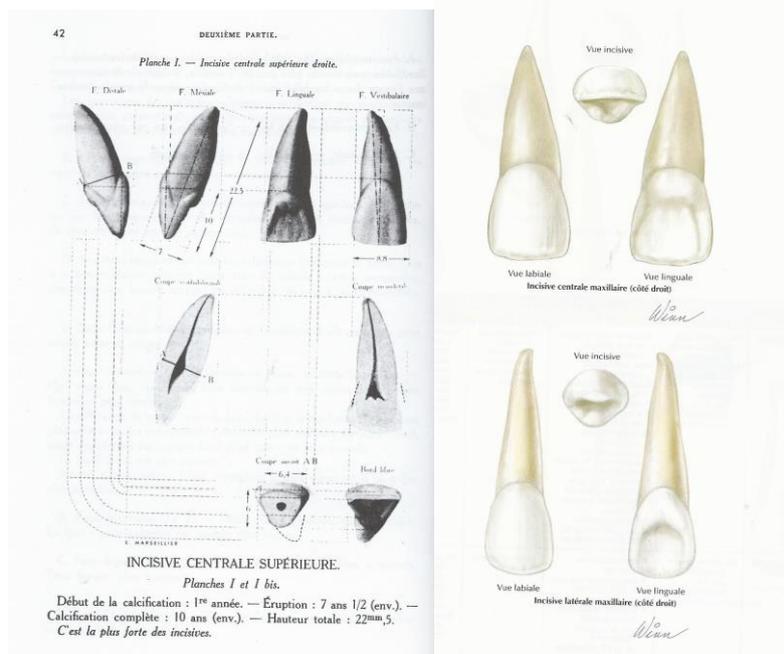


Figure 31 : Planches anatomiques descriptives de l'incisive supérieure ((Marseillier 2004) à gauche et (Duparc et Norton 2009) à droite )

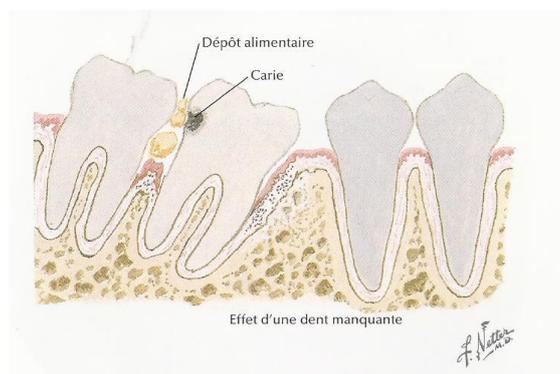


Figure 32 : Dessin d'une carie dentaire et de son environnement (Duparc et Norton 2009)

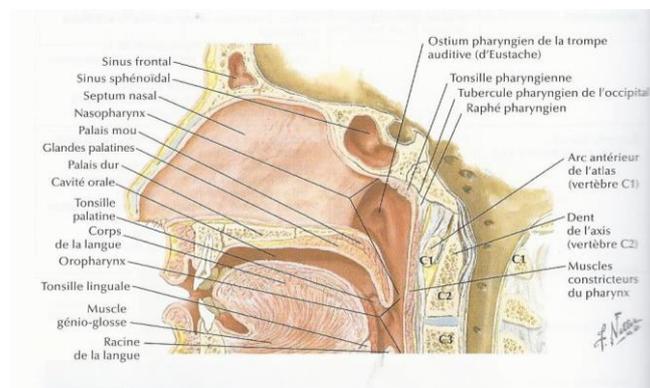


Figure 33 : Schéma légendé d'une coupe sagittale de la cavité orale (Duparc et Norton 2009)

### 4.1.3 – 3D digitale ou numérique

La représentation mentale de la forme et de l'organisation des différentes structures est une étape cruciale dans le processus d'apprentissage de l'anatomie. Une compréhension approfondie des relations anatomiques 3D est essentielle pour l'interprétation de la plupart des examens d'imagerie, dans les traitements par approches chirurgicales et pour l'élaboration d'un diagnostic physique pour la plupart des parties du corps autres que la peau (Pujol *et al.* 2016).

L'apprentissage de l'anatomie à l'aide de la réalité virtuelle peut être utilisé efficacement en complément des méthodes traditionnelles (Codd et Choudhury 2011). En effet, les technologies de visualisation en 3D digitale montrent des résultats supérieurs par rapport aux images numériques 2D sur les connaissances spatiales (Yamine et Violato 2015).

Toutefois il faut différencier les images ou représentations **3D statiques** et les dynamiques. Les images 3D statiques appliquent des techniques comme les ombres ou les degrés de transparence pour créer une impression de 3D. Elles nécessitent de la part de l'apprenant la construction de lien (Khot *et al.* 2013) et il manque une perception de profondeur (Müller-Stich *et al.* 2013).

Les images **3D dynamiques** ont la faculté d'être mobilisées dans l'espace et donc être visualisées selon divers angles de vue, et offrir une perception de profondeur plus importante que sur celles qui restent figées.

Il est cependant important de faire la distinction entre la **3D interactive**, pour laquelle l'étudiant interagit avec le modèle via son ordinateur ou sa tablette, et les **animations 3D**, dotées d'un scénario défini et sans possibilité d'intervention de l'étudiant.

Les animations 3D semblent présenter les avantages des modèles 3D interactifs (visualisation dynamique), sans leurs inconvénients : à savoir le risque que l'étudiant s'attarde sur des données non pertinentes et que les concepts clés soient, au contraire, survolés.

Les animations numériques 3D semblent être des outils pédagogiques efficaces pour l'enseignement des connaissances anatomiques nécessitant une capacité spatiale. Elles sont :

- plus efficaces que les images en 2D dans les présentations informatiques (type PowerPoint) en anatomie,
- capables de faciliter la représentation spatiale par rapport aux images 3D statiques,
- bénéfiques pour les étudiants ayant de faibles capacités spatiales (Hoyek *et al.* 2014 ; Berney *et al.* 2015 ; Berney et Bétrancourt 2016).

Le résultat sera meilleur lorsque les modèles 3D sont présentés avec un indice d'orientation type AVATAR. Celui-ci permet la contextualisation de l'objet au sein du corps humain.

La 3D est efficace lorsque le sujet traité requiert des capacités spatiales mais son efficacité est fortement liée au scénario de l'animation. Celui-ci doit être bien construit et non compliqué. Dans le cas contraire, les étudiants ayant de moins bonnes capacités spatiales rencontreront plus de difficultés. Cela suggère que pour les personnes ayant une capacité spatiale médiocre, un outil simple d'e-learning est aussi efficace, dans un premier temps, que des outils plus compliqués qui risqueraient de les désavantager (Van Nuland et Rogers 2016). Toutefois, la visualisation dynamique aide les étudiants, avec de faibles scores au test MRT (rotation mentale), à compenser leur faiblesse. La rotation mentale (MR) est donc améliorée grâce à la pratique et une forte capacité de MR est corrélée au succès de l'apprentissage de l'anatomie (Hoyek *et al.* 2009 ; Berney et Bétrancourt 2016).

Il faut aussi être vigilant quant à la passivité des étudiants. Ceux-ci peuvent avoir une impression de compréhension sur le moment mais ils ne sont pas forcément capables de restituer l'information. L'étudiant ne doit pas être uniquement observateur. Pour que les modèles 3D aient vraiment une valeur éducative, les étudiants doivent se voir assigner des tâches qui les forceront à manipuler les données et à explorer les informations dont ils disposent (Pujol *et al.* 2016). L'apprenant devient donc acteur de sa propre formation.

Lors de la production de nouveaux outils, il est important de prendre en compte la potentielle surcharge cognitive. Par exemple certains travaux suggèrent que l'humain oriente d'abord les informations spatiales vers une vue standard ou angles de vue standards, qualifiés de familier (haut, côté, face) avant d'intégrer les informations visuelles de plusieurs angles de vue (Jolicoeur et Milliken 1989). Les orientations non familières seront reconnues à partir des vues standards après rotation. Ainsi, présenter trop de positions ou d'orientations peut entraver l'apprentissage en surchargeant les capacités de rotation mentale de l'individu. Il est donc intéressant de proposer des vues « clés » dans lesquelles l'objet est le mieux visualisé (Garg *et al.* 2001), pour améliorer l'éducation des étudiants en médecine, en particulier dans la conceptualisation de l'orientation spatiale des structures (notamment pour l'anatomie des sinus, des bases du crâne et des structures adjacentes) (Yao *et al.* 2014).

Un EIAH / EVAH a pour but de favoriser ou susciter des apprentissages, de les accompagner et de les valider. Il doit permettre aux utilisateurs d'apprendre en interagissant avec des objets virtuels de la même manière qu'ils interagiraient avec des objets réels (Cormier 2012).

La 3D aide à la structuration de l'espace, aux rotations mentales et à la construction d'images mentales. Ces trois compétences sont des prérequis pour l'apprentissage de l'anatomie. Elle constitue une aide pour l'apprenant lorsqu'elle est mise en scène et guidée.

La 3D numérique permet donc de décrire un espace et les rapports des structures qui le composent selon différents axes. Les objets créés en 3D peuvent être statiques ou mobilisables. La réalisation de vidéos de courtes durées permet de mettre en avant les vues essentielles et nécessaires à la compréhension. Le déplacement de l'objet est choisi et scénarisé. Celui-ci peut être parallèlement commenté (podcasts/vidéos commentées). Elles peuvent permettre aussi de visualiser la progression ou la modification des éléments dans le temps (évolution d'une pathologie par exemple). L'imagerie 3D peut constituer donc un outil complémentaire qui permet une mémorisation plus concrète de la structure étudiée.

### 4.1.4 – 3D physique

Les modèles 3D virtuels sont très intéressants surtout lorsque leur visualisation est scénarisée ou qu'ils sont utilisés avec des objectifs bien définis. Toutefois leur efficacité est en partie liée à la capacité de représentation dans l'espace de l'utilisateur. Manipuler physiquement un objet permet d'apporter des éléments de compréhension en termes d'espace. Des études portant sur l'utilisation de modèles physiques en anatomie, montrent un bénéfice sur l'apprentissage en comparaison avec les techniques d'apprentissages traditionnels (schémas, coupes...) ou la 3D virtuelle (Estevez *et al.* 2010 ; Khot *et al.* 2013). La possibilité d'interagir avec l'objet de façon réelle et naturelle peut permettre de réduire la charge cognitive. En effet, les images informatiques qui apportent une « illusion » de profondeur nécessitent un effort cognitif supplémentaire (Khot *et al.* 2013).

Les modèles physiques peuvent avoir un avantage significatif par rapport aux ressources d'apprentissage alternatives en améliorant la compréhension visuo-spatiale et 3D d'une architecture anatomique complexe (Preece *et al.* 2013). La recherche éducative a démontré que l'utilisation d'objets concrets ou de manipulations, améliore les compétences en résolution de problèmes et d'apprentissage conceptuel (Krontiris-Litowitz 2003).

Concernant la neuroanatomie, une activité de modélisation physique en 3D est une méthode efficace pour enseigner les relations spatiales de l'anatomie du cerveau et mieux préparer les étudiants à la visualisation de la neuroanatomie 3D, une compétence essentielle à l'enseignement supérieur en neurosciences, en neurologie et en neurochirurgie (Estevez *et al.* 2010). L'utilisation de modèles stéréoscopiques en 3D peut être particulièrement utile pour des étudiants ayant une capacité spatiale faible, leur permettant d'améliorer leurs connaissances à un niveau comparable à celui des étudiants ayant une capacité élevée (Cui *et al.* 2017). Les modèles anatomiques physiques offrent un outil pratique et prometteur pour l'enseignement de l'anatomie 3D en raison de leur facilité d'accès et de leur efficacité éducative, et ce, potentiellement à faible coût (Yammine et Violato 2016). Toutefois Chan et Cheng (2011) ont signalé que souvent les « modèles de faible fidélité » ne ressemblent pas beaucoup aux régions du corps humain qu'ils représentent (Chan et Cheng 2011). Ils incluent un petit nombre de structures sans représenter avec précision leur forme. Leur utilisation dans les enseignements d'anatomie devrait

toujours être accompagnée d'explications adéquates pour établir la correspondance entre les modèles et les parties du corps humain représentées. Les modèles ne tiennent pas en général compte de la variation biologique. Ainsi, comme pour les représentations conventionnelles, ils peuvent manquer d'authenticité clinique et pathologique. Même si, grâce à l'émergence de nouvelles technologies, comme l'impression 3D, il est possible d'avoir un niveau de précision élevé, dépassant pour certaines structures complexes (comme le cerveau ou des structures musculaires) celui de la dissection, les modèles physiques sont des outils complémentaires qui ne sauraient remplacer la clinique.

## 4.2 - Apprentissage et compréhension de la pathologie endodontique à répercussion périradiculaire LIPOE

Comme l'anatomie en général, l'apprentissage de l'anatomie dentaire, endodontique et périradiculaire utilise actuellement différents supports que nous allons rappeler ci-après.

### 4.2.1 - Représentations conventionnelles, schémas, planches

Ces images et dessins donnent les premières visions et représentations des lésions inflammatoires et de l'anatomie des structures environnantes. De par leur caractères bidimensionnel et schématique, elles laissent place à de nombreuses imprécisions. Elles permettent par contre de faire un lien avec l'imagerie en deux dimensions, utilisée de façon quotidienne en endodontie, lorsque la représentation est dans le sens mésiodistal (plan coronal de la dent).

#### - Schémas et vues 2D dessins ou représentations graphiques

Ces dessins permettent de figurer les éléments essentiels d'un objet, d'un ensemble complexe (Fig. 34), d'un processus ou d'un protocole de soins (Fig. 35, 36). Ils peuvent être plus ou moins simplifiés et sont destinés à faire comprendre la conformation, le fonctionnement des éléments anatomiques sains et/ou pathologiques dans la réalité ou encore l'enchaînement d'étapes clés d'une prise en charge.

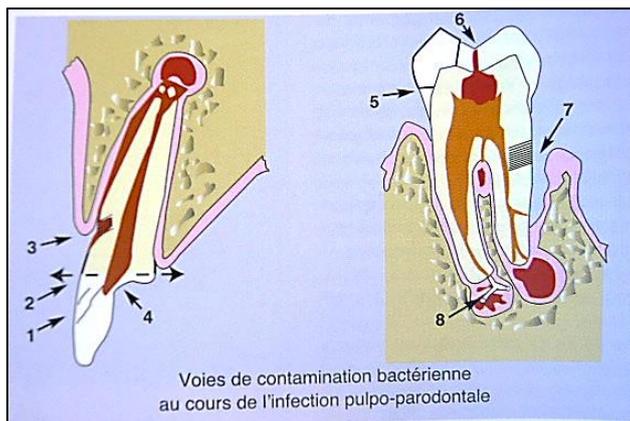


Figure 34 : Visualisation d'une LIPOE au sein d'un schéma (Lasfargues 2005)

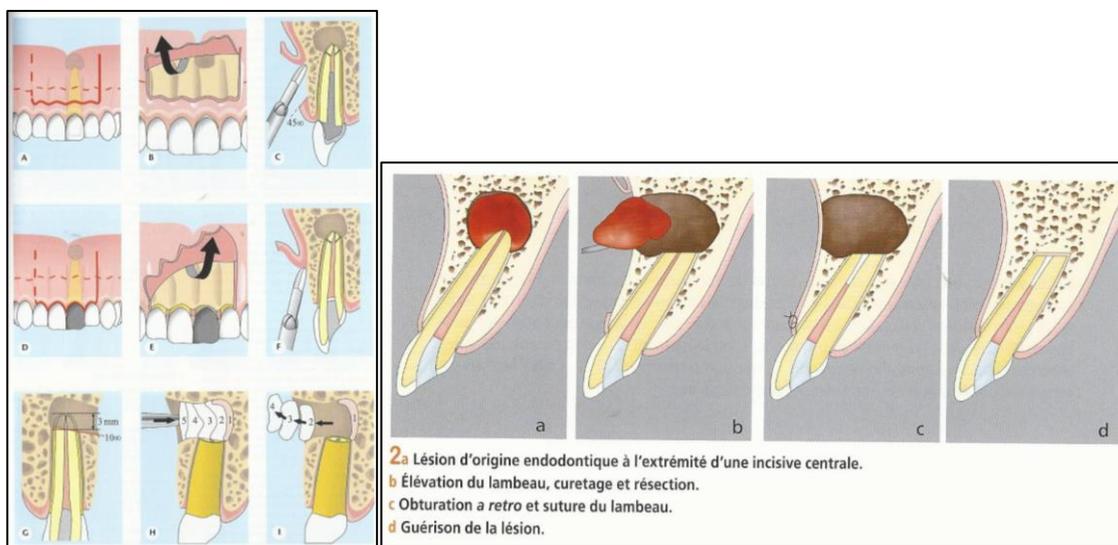


Figure 35 : Illustrations schématiques du protocole de chirurgie endodontique ((Beer et al. 2008) à gauche et (Khayat et Jouanny 2015) à droite)

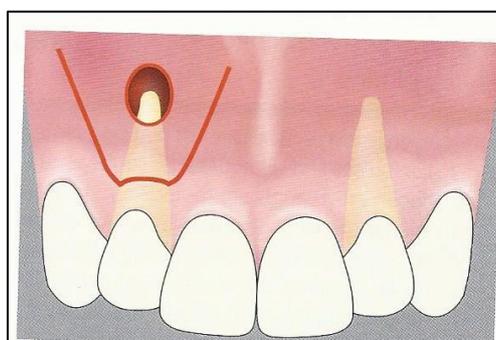


Figure 36 : Dessin d'un lambeau et visualisation en transparence d'une LIPOE (Khayat et Jouanny 2015)

- Examens radiographiques : rétroalvéolaires 2D et coupes extraites d'examen tridimensionnel

Des radiographies rétroalvéolaires permettent de contextualiser un cas clinique, de visualiser les différentes formes de lésions possibles, leurs impacts sur les structures osseuses via la déminéralisation. Toutefois, il n'y a pas de notion de volume et de conséquences sur les structures environnantes. Il est impossible de mesurer l'importance de la perte osseuse dans le sens vestibulo-palatin (plan sagittal de la dent) (Fig. 37).



Figure 37 : Radiographies rétro-alvéolaires mettant en évidence la présence de LIPOE (CHRU Brest, UF OCE)

Les coupes issues d'un examen tridimensionnel type CBCT permettent, même si cela reste de la 2D, d'accéder à de nouveaux plans de l'espace (Fig. 38).



Figure 38 : Coupes issues d'un examen CBCT mettant en évidence une LIPOE (de gauche à droite ; frontale, axiale et sagittale) (CHRU Brest, UF OCE)

- Photos

Les photographies permettent de visualiser et reproduire la réalité (Fig. 39, 40, 41). Toutefois, seule une partie des éléments anatomiques peut être visionnée par cette technique. En endodontie, il est possible, via l'utilisation du microscope opératoire de photographier une partie de l'endodonte.



Figure 39 : Matérialisation à l'aide d'un cône de gutta de l'extériorisation d'une LIPOE via une fistule (CNEOC 2009)

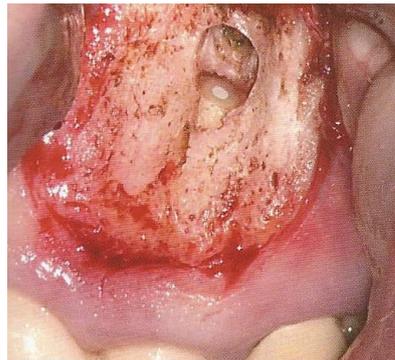


Figure 40 : Lambeau d'accès et cavité après curetage de la lésion inflammatoire (Khayat et Jouanny 2015)



Figure 41 : Cellulite génienne basse en relation avec la présence d'une LIPOE dans le secteur mandibulaire gauche (CNEOC 2009)

- Modèles physiques

Les modèles représentant des LIPOE (Fig. 42) qui existent actuellement, sont peu précis et ne permettent pas de visualiser les interactions de la lésion avec son environnement. Ils donnent une première approche. Ces modèles sont principalement utilisés pour communiquer avec les patients.



Figure 42 : Modèles de démonstration (Metrodent precision tools store, Guangdong, China)

- Modèles numériques interactifs

Il existe de nombreuses applications concernant l'anatomie, adaptées au smartphone ou à des tablettes informatiques et quelques-unes concernant l'anatomie dentaire et éventuellement l'anatomie endodontique (Fig. 43). Elles incluent des modèles numériques mobilisables des arcades dentaires et de dents unitaires. Ces modèles sont pour certains accompagnés d'explications ou de commentaires théoriques.



Figure 43 : Applications d'anatomie dentaire pour téléphones (Bone Box dental lite - Iso-Form LLC ; Real tooth morphology - Ligth Arc Studio)

L'outil 3D a déjà été utilisé au sein de l'UFR d'odontologie de Brest dans le cadre d'un projet d'atlas anatomique dentaire soutenu par l'UNF3S (université numérique francophone des sciences de la santé

et du sport), conçu et développé à la faculté. Il s'agit ici d'un exemple de trame pédagogique innovante, limitée à l'anatomie dentaire et endodontique. L'idée de ce projet était de proposer un support de cours plus didactique, de simplifier son approche ainsi que de montrer à l'étudiant l'intérêt de cette connaissance et le rapport entre l'anatomie endodontique et la réalisation d'un traitement endodontique. Il permet de visualiser différents éléments anatomiques dentaires en 2D et d'interagir avec des représentations tridimensionnelles scénarisées et non scénarisées.

Il permet de visualiser sur des fiches standardisées pour chaque type de dent (Fig. 44) :

- la description anatomique avec photos, radiographies rétro-alvéolaires et capture d'écran de vues 3D,
- une animation vidéo de la représentation 3D de surface et de l'endodonte,
- un volume 3D mobilisable avec possibilité de modifier le rendu surfacique (éclairage et transparence),
- des données chiffrées théoriques.

Cet outil, très intéressant, n'est pour l'instant pas assez utilisé et mis en avant pour l'apprentissage de l'anatomie dentaire. Il est gratuit et en libre accès.

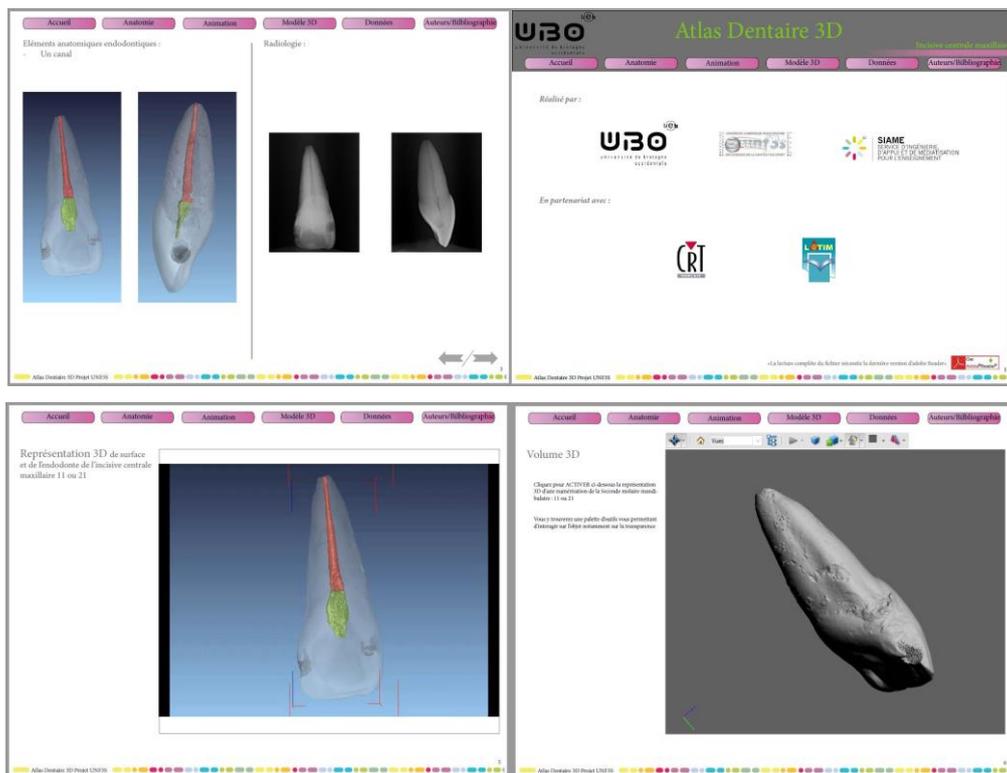


Figure 44 : Extraits de l'atlas anatomique (UFR Odontologie, Brest)

Actuellement, il n'existe pas d'équivalent pour les lésions inflammatoires péri radiculaires d'origine endodontique et leur environnement en fonction de différents stades d'évolution.

#### 4.2.2 – Classifications existantes des LIPOE

Des classifications, à but principalement clinique ont été créées afin de mettre en relation des critères visibles sur l'image radiographique conventionnelle avec des signes histologiques. Elles servent aussi pour l'apprentissage afin d'illustrer la variabilité des lésions inflammatoires et leurs conséquences sur les structures osseuses. Elles décrivent les signes à retrouver sur l'image et pour certaines, se sont adjoints des supports visuels afin d'aider le praticien à faire son diagnostic radiographique et identifier le stade de la lésion inflammatoire.

Brynolf a été le premier à mettre en évidence l'existence d'une corrélation entre les stades histopathologiques et les signes radiographiques (Brynolf 1967). Pour l'auteur, l'examen attentif de la zone péri-apicale, à l'origine au niveau d'incisives maxillaires, de radiographies rétro-alvéolaires de bonne qualité permet une différenciation entre les cas histologiquement normaux et les cas pathologiques ainsi qu'une classification de différents types et stades histologiques des lésions péri-apicales. Il a associé à ses descriptions des radiographies caractéristiques pour illustrer son propos.

**Tableau 18 : Descriptions des catégories de lésions apicales selon Brynolf (Brynolf 1967)**

CATEGORIE (Normale) et (Marginale)	N et M	Zone radio-opaque étroite, uniforme, avec de courtes trabécules orientées obliquement vers la zone radio-claire étroite et uniforme du desmodonte (ligament parodontal). La lamina dura est régulière.
CATEGORIE I et I*		Inflammation faible, bénigne, chronique plus ou moins active : zone d'aspect floconneux de la structure osseuse avec une augmentation caractéristique de la radio-opacité assez haut au-dessus de l'apex. Légère augmentation du ligament au niveau du foramen. La lamina dura est moins visible.
CATEGORIE II		Inflammation moyenne : image caractéristique d'un mur osseux plus ou moins épais ou en forme de coquille ; extension des trabécules vers la zone radio-claire. Epaissement ligamentaire variable, surtout en cas de dépassement de pâte. La lamina dura n'est pas caractéristique, elle est cependant repoussée.
CATEGORIE III		Inflammation sévère : structure osseuse en forme de filet aux mailles plus ou moins déployées. Les trabécules ne s'étendent pas vers la zone radio-claire. La lamina dura n'est pas caractéristique.
CATEGORIE IV		Inflammation sévère avec des points d'exacerbation : Image de destruction de la structure précédente : irrégularité des trabécules autour et dans la zone radio-claire. Augmentation prononcée du ligament parodontal. La lamina dura n'est pas caractéristique. Augmentation de la radio-opacité en forme de collier, coronairement à la zone radio-claire apicale.

Suite à ces travaux, plusieurs auteurs ont cherché à créer une classification radiologique de l'état péri-apical devant permettre à tous les praticiens de comparer les lésions très facilement de manière fiable et reproductible. Ørstavik *et al.*, ont créé une version simplifiée de la méthode radiographique d'interprétation utilisée par Brynolf en 1967 : l'index péri apical ou PAI. Ils ont utilisé les résultats et les radiographies caractéristiques de Brynolf comme référence pour élaborer un système de score en 5 points pour l'évaluation des tissus péri-apicaux (Fig. 45 et Tab. 19) (Ørstavik *et al.* 1986).

Ces images vont d'une image concernant l'absence de pathologie à une image représentant une lésion péri-apicale sévère avec chacune des caractéristiques spécifiques.

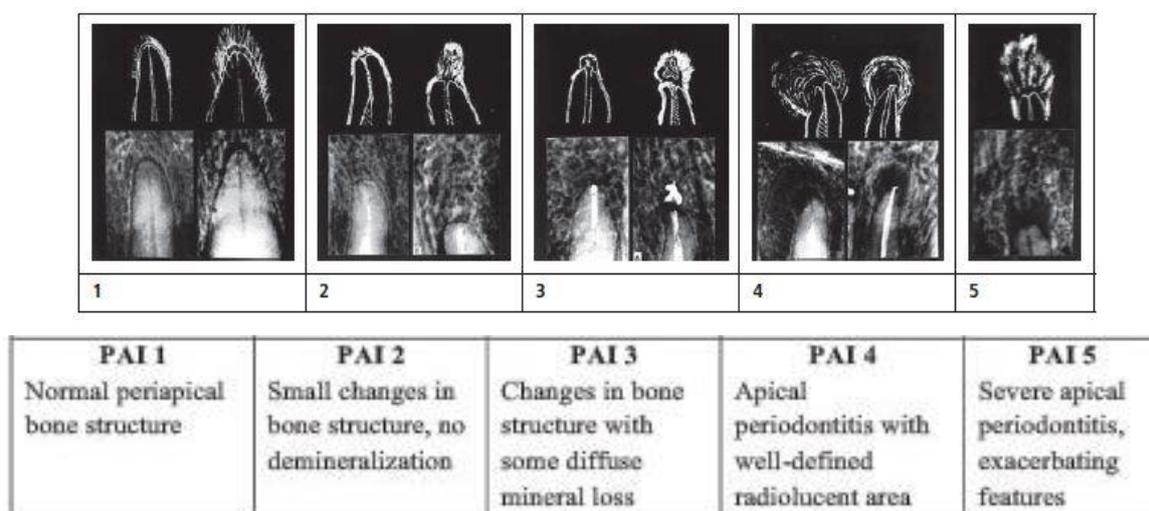


Figure 45 : Illustrations des scores PAI et correspondance avec les radiographies de référence définies par Brynolf (Ørstavik *et al.* 1986)

Tableau 19 : Correspondance entre le Score PAI (Index péri-apical) et les catégories de Brynolf (Ørstavik *et al.* 1986)

PAI	Catégories de lésions péri-apicales selon Brynolf
Score 1	M, N
Score 2	I, I*
Score 3	II
Score 4	III
Score 5	IV

La radiographie conventionnelle reste malgré tout limitée pour la détection des lésions péri-apicales (cf. chapitre 2). L'arrivée et le développement de l'imagerie tridimensionnelle a nécessité le développement

d'un nouvel indice, basé sur l'indice PAI décrit par Ørstavik, mais adapté à l'utilisation du CBCT pour l'examen des zones péri-apicales.

L'index a ainsi été déterminé au niveau de l'endroit le plus large de la lésion et correspond à une échelle de score à six points appelé CBCT-PAI allant du score 0 au score 5 (Tab.20). De plus, comme le CBCT fournit des images dans les trois plans de l'espace, la profondeur est ajoutée comme un nouveau plan d'analyse par rapport à la radiographie 2D. Deux autres variables ont été incluses dans le système d'évaluation, l'expansion d'os cortical (E) et la destruction de l'os cortical (D) (Estrela *et al.* 2008a). Cet indice basé sur des mesures de la lésion dispose aussi d'un support visuel d'illustration, pour chaque groupe de dent, représenté par des planches dessinées en 2D (Fig. 46).

**Tableau 20 : Score de la classification CBCT-PAI (Estrela *et al.* 2008a)**

Score	Description
<b>Score 0</b>	Structures péri apicales intactes
<b>Score 1</b>	Radioclarté péri apicale avec un diamètre entre 0,5mm et 1mm
<b>Score 2</b>	Radioclarté péri apicale avec un diamètre entre 1mm et 2mm
<b>Score 3</b>	Radioclarté péri apicale avec un diamètre entre 2mm et 4mm
<b>Score 4</b>	Radioclarté péri apicale avec un diamètre entre 4mm et 8mm
<b>Score 5</b>	Radioclarté péri apicale avec un diamètre supérieur à 8mm
<b>E</b>	Expansion de l'os cortical
<b>D</b>	Destruction de l'os cortical

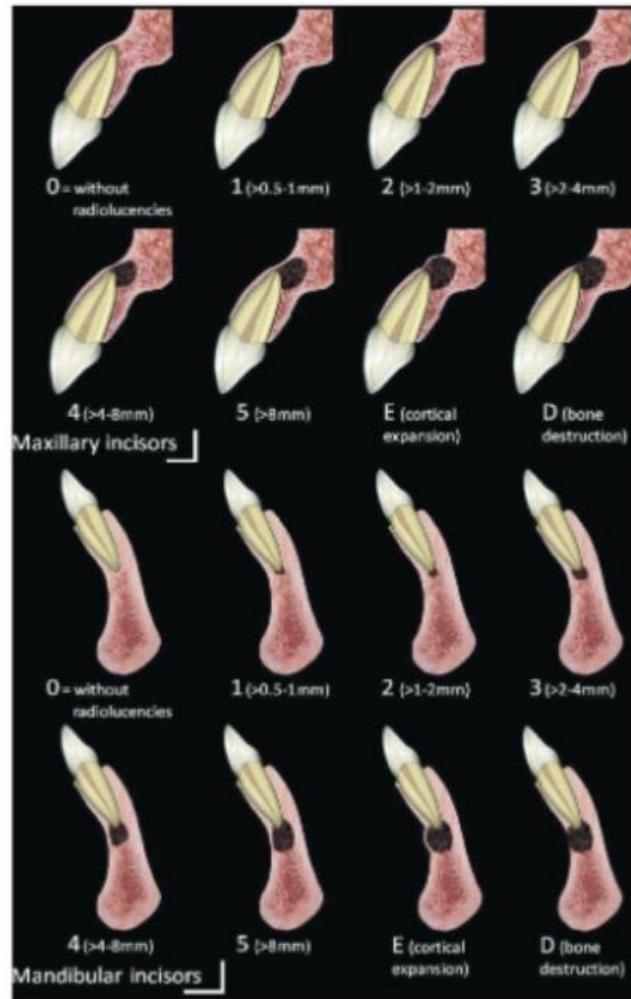


Figure 46 : Illustrations du score CBCT-PAI (Estrela *et al.* 2008a)

#### 4.2.3 – Limites de ces outils et problématique

L'enseignement s'appuie sur l'utilisation de schémas, croquis ou d'images radiographiques en deux dimensions selon différentes vues. Les classifications, comme celles présentées ci-dessus, participent à la compréhension de la progression de la pathologie. Mais, il est parfois difficile de visualiser en 3D, de faire le lien entre les différentes vues de la structure et les rapports entre les structures anatomiques (Vuchkova *et al.* 2011).

Dans toutes ces classifications, seule une visualisation des lésions péri-apicales en deux dimensions est proposée. Elles ne permettent pas de mettre en avant tous les détails de l'objet que l'on souhaite étudier, ce qui peut donner à sa description une interprétation floue, imprécise et superficielle, difficile à expliciter par un utilisateur extérieur.

### 4.3 Création d'un nouvel outil pédagogique

L'avantage de pouvoir observer un objet en vision 3D, c'est de pouvoir le faire bouger dans différentes positions et dans toutes les directions faisant ainsi varier les angles de vue. L'opportunité de mieux appréhender les détails et caractéristiques de cet objet devient alors possible pour chaque observateur.

Une classification des LIPOE s'appuyant sur des images tridimensionnelles permettrait de supprimer les ambiguïtés émanant d'images 2D. Comme discuté dans un chapitre précédent, les modèles 3D digitaux sont un outil complémentaire utile pour l'enseignement si son utilisation est guidée et réfléchie. Par ailleurs, les modèles 3D physiques ont fait leur preuve notamment pour ceux qui ont au départ des capacités visuospatiales plus limitées.

#### 4.3.1 – Objectif

L'objectif est d'élaborer une classification réelle en trois dimensions de lésions péri-apicales en créant des modèles 3D numériques calqués sur les critères définis par Estrela. Chaque catégorie de la classification doit être abondée par des modèles 3D numériques issus de cas cliniques afin d'illustrer la variabilité des lésions inflammatoires. Afin d'établir un lien entre la visualisation 2D et 3D, les radiographies et images en 2D seront associés à chaque cas.

La réalisation des modèles numériques nous permet, grâce aux techniques d'impression 3D, de les imprimer et donc d'obtenir des modèles physiques réalistes. La figure 47 résume les différentes étapes de notre démarche.

Ce travail des images est tout d'abord à visée pédagogique pour une utilisation au cours de l'enseignement mais pourrait être à moyen terme envisagé pour un objectif clinique afin d'aider la programmation opératoire par exemple. Ce dernier point dépendra de l'avancée des méthodes de segmentation des images CBCT pour que le traitement des images puisse être compatible avec une utilisation plus routinière.

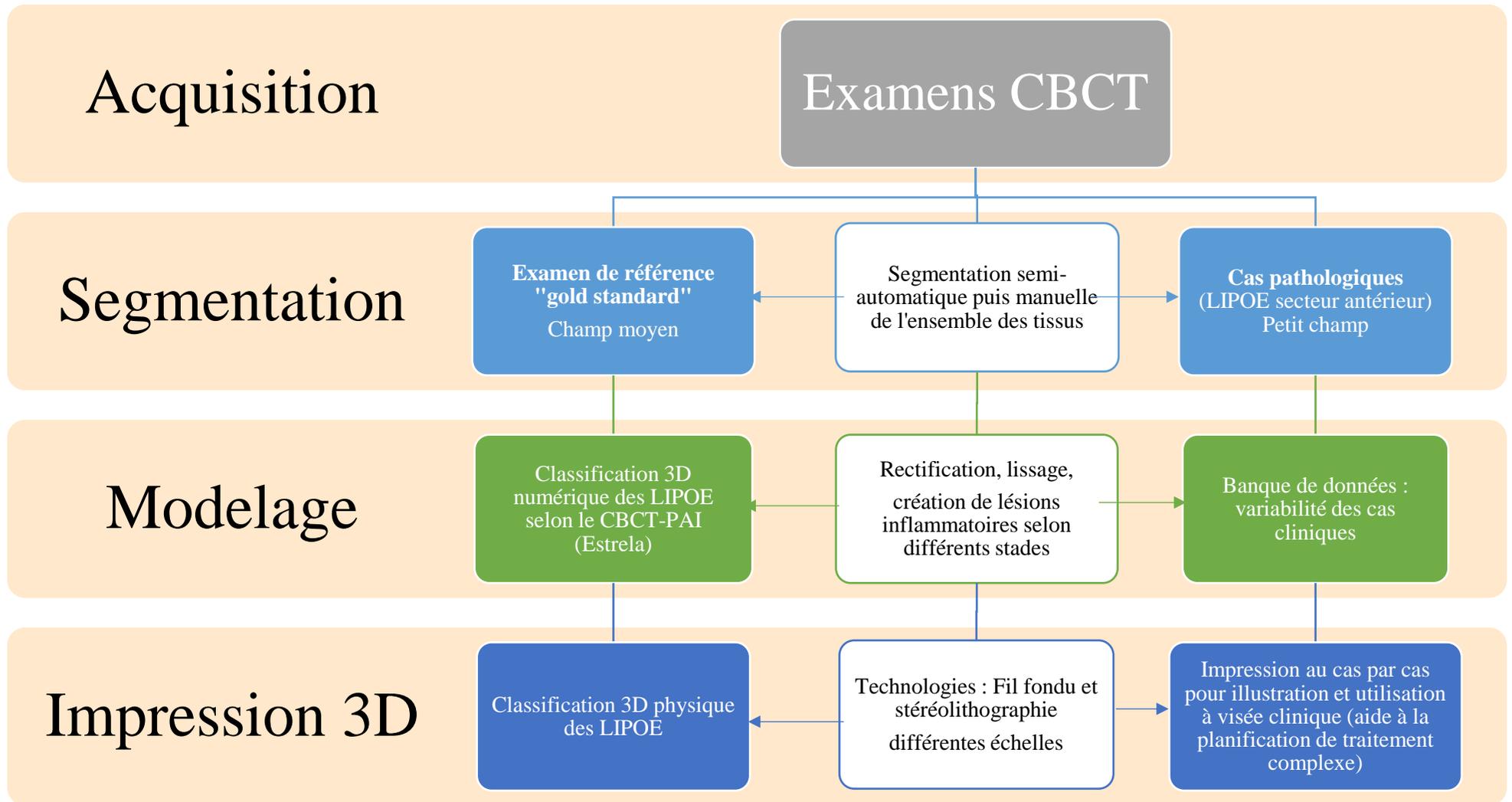


Figure 47 : Etapes de réalisation des modèles numériques et physiques

## 4.3.2 – Création de Modèles numériques

### 4.3.2.1 – Segmentation

#### 4.3.2.1.1 - Examen de référence ou “gold standard”

Nous avons effectué des recherches sur la banque d’acquisitions dentomaxillaires en CBCT existantes dans le service d’odontologie du CHRU de Brest. Nous avons pu isoler un volume intéressant d’un examen CBCT (PlanMeca 3D Mid - PlanMeca OY, Helsinki, Finlande) ayant une résolution de 200  $\mu\text{m}$  (Fig. 48).

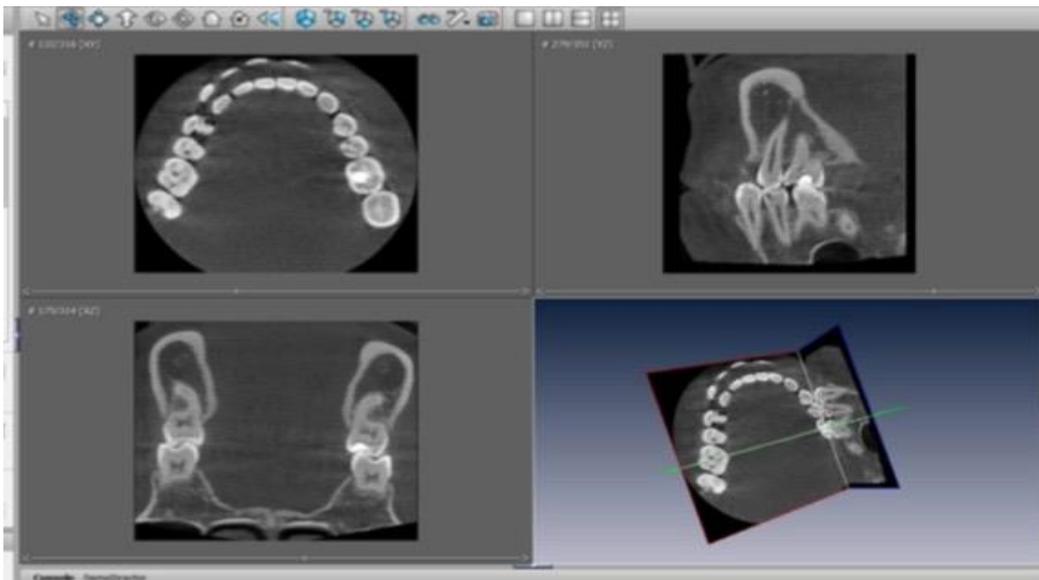


Figure 48 : Extrait de l’examen du CBCT « gold standard » visualisé sous Amira (CHRU Brest)

La segmentation de la bouche complète, dents et structures osseuses, a été réalisée en deux étapes en utilisant le logiciel AMIRA 3D Software (ThermoFischer Scientific, FEL.com) (Fig. 48) : tout d’abord une phase de segmentation semi-automatique pour « dégrossir » le travail puis une phase de segmentation manuelle qui a permis d’affiner et d’apporter toutes les corrections nécessaires.

La reconstruction des structures par segmentation permet d’obtenir un réalisme de la représentation des structures. A chaque voxel des données d’origine comprenant un niveau de gris, on ajoute une donnée supplémentaire qualifiée de « label » qui permet son attribution à un organe. Cette étape permet de passer des coupes en 2D dans les trois dimensions de l’espace à un modèle 3D numérique qui est un objet surfacique. Le passage de la 2D à la 3D est possible mais il existe des limites liées à la largeur d’échantillonnage minimale.

- Etape de segmentation semi-automatique :
- iso surface avec seuil approximatif adapté (Fig. 49),

- diminution du volume d'intérêt par ajustement du parallélépipède d'étude afin de supprimer les structures inutiles à notre sujet,
- segmentation semi-automatique par seuillage multiple des niveaux de gris (Fig. 50).

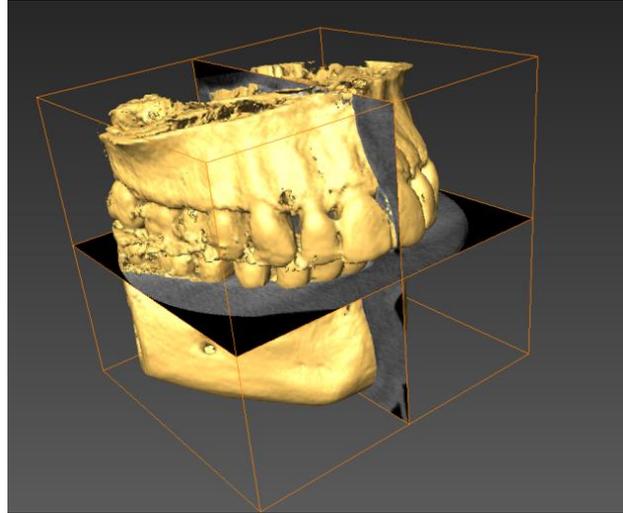


Figure 49 : Volume complet du gold standard transféré dans le logiciel AMIRA (CHRU Brest)

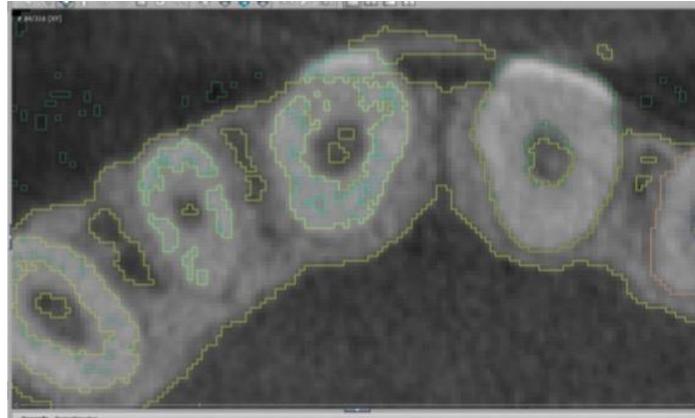


Figure 50 : Résultat de la segmentation semi-automatique dans le plan axial au niveau du secteur incisif maxillaire (CHRU Brest)

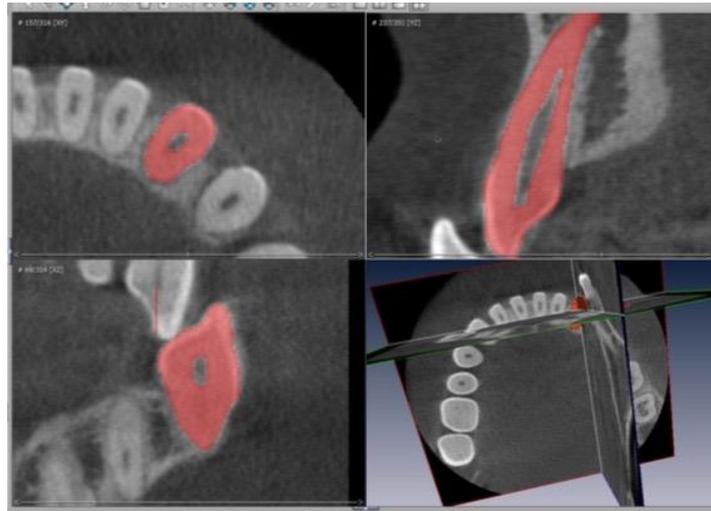
- Etape de segmentation manuelle :

L'objectif était de recontourer les structures afin de préciser et d'affiner les limites ainsi que vérifier et ajuster tous les bords des éléments à segmenter. Cette segmentation manuelle a été réalisée avec le même logiciel par deux opérateurs intéressés par l'endodontie et l'imagerie dentomaxillaire.

Pour sélectionner les voxels, l'utilisateur dessine manuellement, à l'aide du curseur, les contours de l'objet à extraire, coupe par coupe et dans les trois plans de l'espace. La sélection est visualisable et manipulable en volume 3D (Fig. 51). La segmentation manuelle doit se faire dans les trois plans de

l'espace de façon collaborative afin d'avoir une vision globale de l'objet. Pour appréhender correctement la segmentation d'un objet, on passe de façon itérative d'une orientation à l'autre, jusqu'à satisfaction. Ce « gold standard », une fois segmenté, sert de modèle de référence. Il pourra être déformé selon les besoins à l'aide de logiciels de modelage 3D.

Même si l'opérateur possède un contrôle total au cours de la procédure, cette technique a pour inconvénient d'être très chronophage.



**Figure 51 : Segmentation manuelle de la canine mandibulaire droite dans les trois plans de l'espace (CHRU Brest)**

Après segmentation, nous avons obtenu une reconstruction 3D numérique de la totalité de structures osseuses et dentaires de l'examen de référence. Nous constatons la présence d'erreurs de segmentation qui seront corrigées soit au niveau de la segmentation elle-même, soit lors du modelage du modèle (Fig. 52, 53). Cette étape a permis d'obtenir le modèle numérique d'une bouche saine, donnant ainsi la base pour les représentations 3D des différents éléments : tissu mou, sinus, os maxillaire, os mandibulaire et de chacune des dents (Fig. 54, 55, 56, 57).

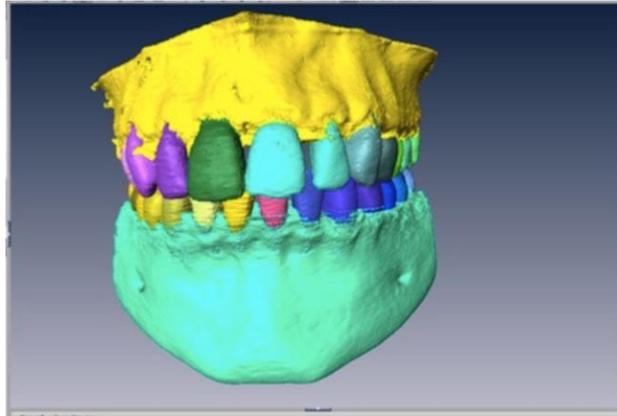


Figure 52 : Modèle de la bouche complète. Noter la persistance d'erreurs de segmentation au niveau des zones interdentaires

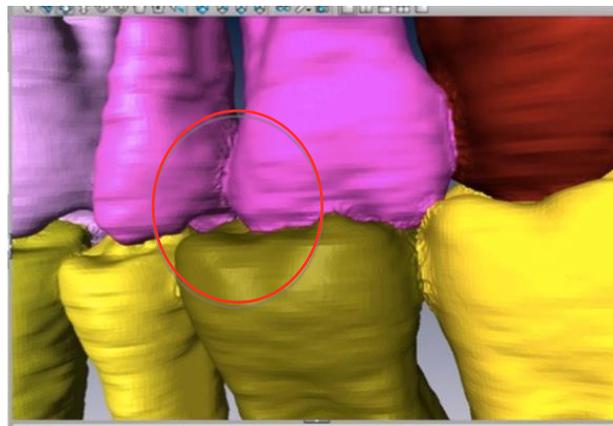


Figure 53 : Détail de la segmentation au niveau molaire. Visualisation d'erreurs ou d'imprécision lors de la segmentation

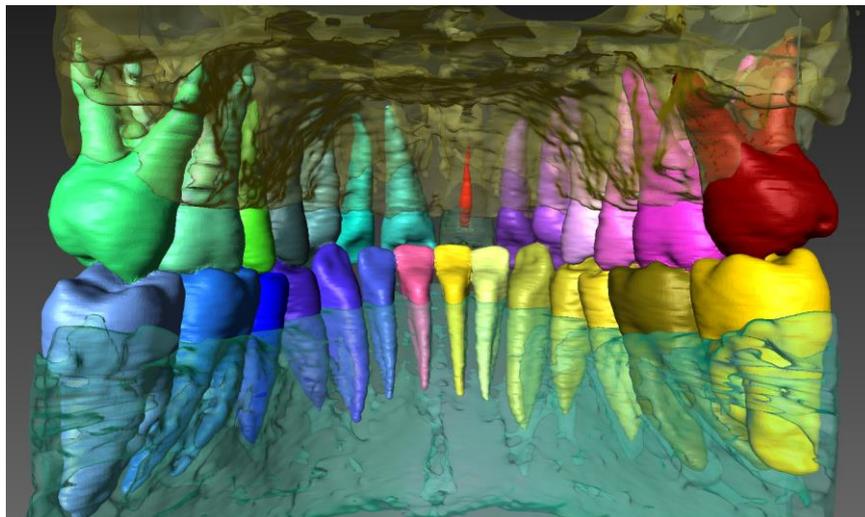
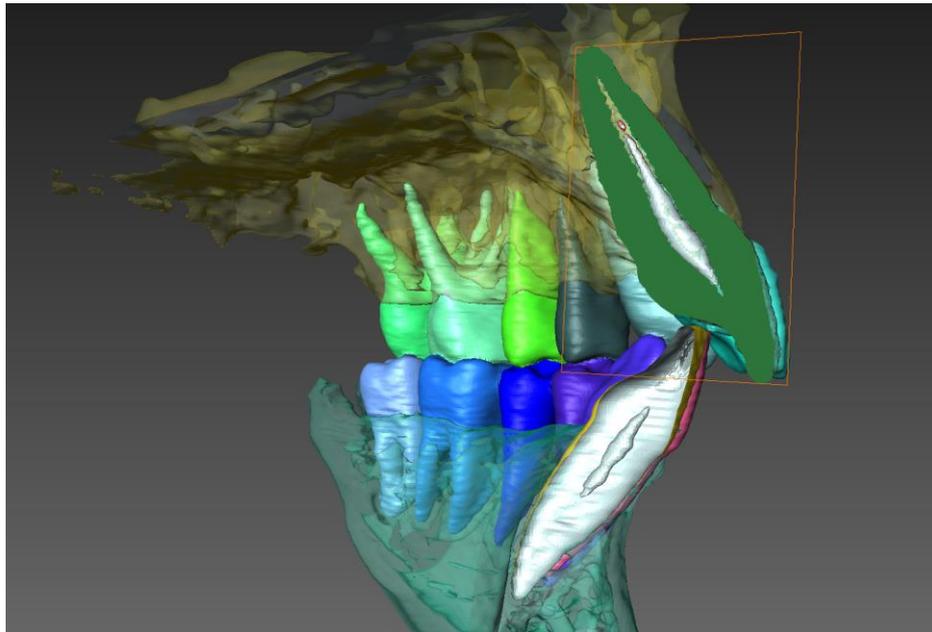
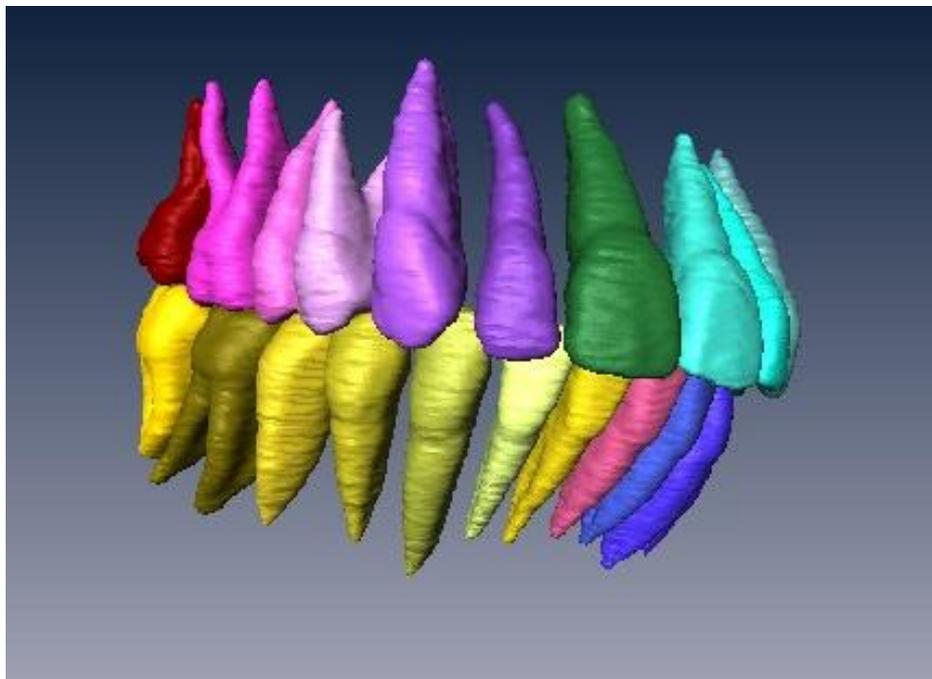


Figure 54 : Modèle de la bouche complète avec transparence des structures osseuses



**Figure 55 : Coupe sagittale au niveau incisif du modèle complet de référence**



**Figure 56 : Visualisation du modèle sans les structures osseuses**

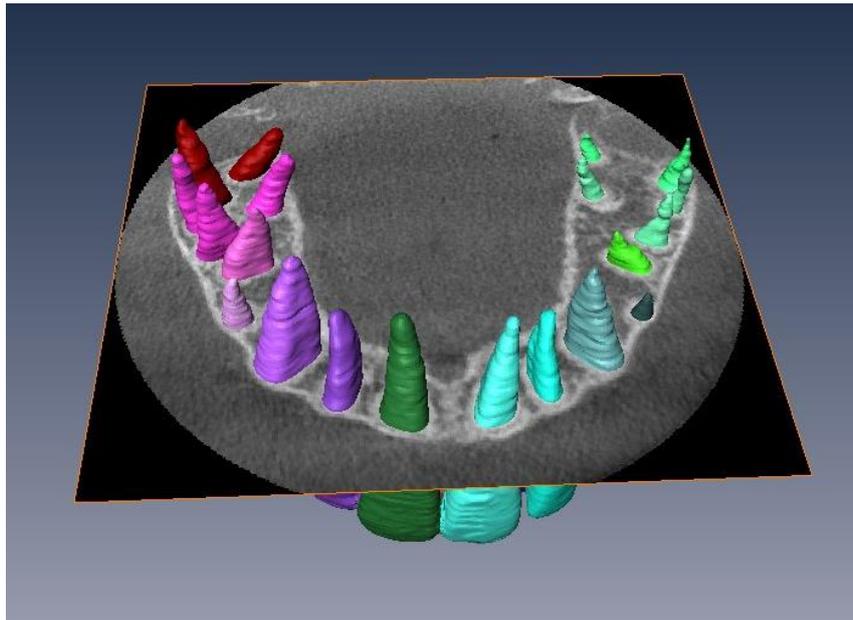


Figure 57 : Dents maxillaires avec visualisation d'une coupe axiale de l'examen CBCT d'origine

#### 4.3.2.1.2 – Segmentation de cas cliniques réels

Afin d'illustrer les différents stades de la classification tridimensionnelle, nous avons commencé à segmenter des CBCT de patients présentant une lésion de stade CBCT-PAI 5D et 5ED au niveau du secteur maxillaire antérieur. Ces acquisitions petit champ (4x5cm) avaient été réalisées afin de visualiser la réelle étendue des lésions (objectifs diagnostic et préopératoire).

Les résultats seront visualisés dans le chapitre modelage.

#### 4.3.2.2 - Modelage des reconstructions numériques

Nous nous sommes, dans un premier temps, limités au secteur incisif maxillaire.

Les labels permettent la création d'objets surfaciques différenciés qui peuvent ensuite être modélés, lissés et modifiés selon les besoins.

Le logiciel Freeform Geomagic (3DSystems, Rock Hill, Caroline du Sud, USA) a été utilisé pour modifier le volume 3D obtenu (modelage) car il a la capacité de traiter les solides et les surfaces à base de voxels, polygones, subdivisions dans un même environnement de conception. Il est possible d'y importer des données de numérisation par scanner ou en 3D, puis créer et manipuler des modèles exacts. Il s'agit de construire, sculpter, peaufiner et déformer de l'argile numérique (ou clay en anglais).

L'objectif a été de lisser les imperfections des modèles (gold standard et cas réels) afin de leur donner plus de réalisme clinique, et corriger notamment les erreurs de segmentation au niveau des points de contact et des rebords alvéolaires. Lorsque le lissage a été réalisé et qu'une erreur de segmentation est

constatée à postériori, il nous est impossible de resegmenter directement sur ce modèle. Il est nécessaire de reconvertir l'objet volumique en label qu'il sera alors possible de resegmenter.

#### **4.3.2.3 – Résultats**

– Modèle gold standard

Des zones de résorption, dans la région incisive maxillaire droite, ont été créées au niveau osseux et au niveau radiculaire afin d'imiter la présence de lésions inflammatoires périradiculaires d'origine endodontique. Nous avons choisi d'utiliser les stades de la classification CBCT-PAI comme référentiel (Estrela, 2008). Elles simulent différents stades d'une lésion inflammatoire périradiculaire d'origine endodontique en trois dimensions.

Cette classification numérique tridimensionnelle de lésion inflammatoire périradiculaire d'origine endodontique est représentée par différents modèles du secteur incisif antérieur dont la seule variation correspond à l'évolution d'une LIPOE.

Cela permet de visualiser la taille, le volume de la lésion par rapport à une dent de référence et son étendue dans l'os alvéolaire. Il est possible de visualiser les structures de façon séparée ou non, de modifier leur transparence, de choisir l'angle de vue, d'ajouter des coupes extraites du CBCT afin de superposer les données reconstruites tridimensionnellement et les coupes 2D du CBCT.

L'utilisation de la transparence permet de mettre en avant des rapports entre les structures. L'utilisation et le choix des couleurs sont importants en fonction des besoins de visualisation. Concernant les tissus dentaires et osseux, nous avons opté pour des couleurs se rapprochant de la réalité. Les images de LIPOE ont une couleur ne correspondant pas à la réalité mais permettant de les mettre en valeur. Il sera aussi nécessaire comme nous l'avons évoqué précédemment d'incorporer un avatar près de la reconstruction, améliorant ainsi le repérage dans l'espace.

Les images présentées montrent la totalité des stades de la classification seuls (Fig. 58, 59), et au sein de la structure osseuse (Fig. 61, 62, 63). Chaque stade peut être individualisé.

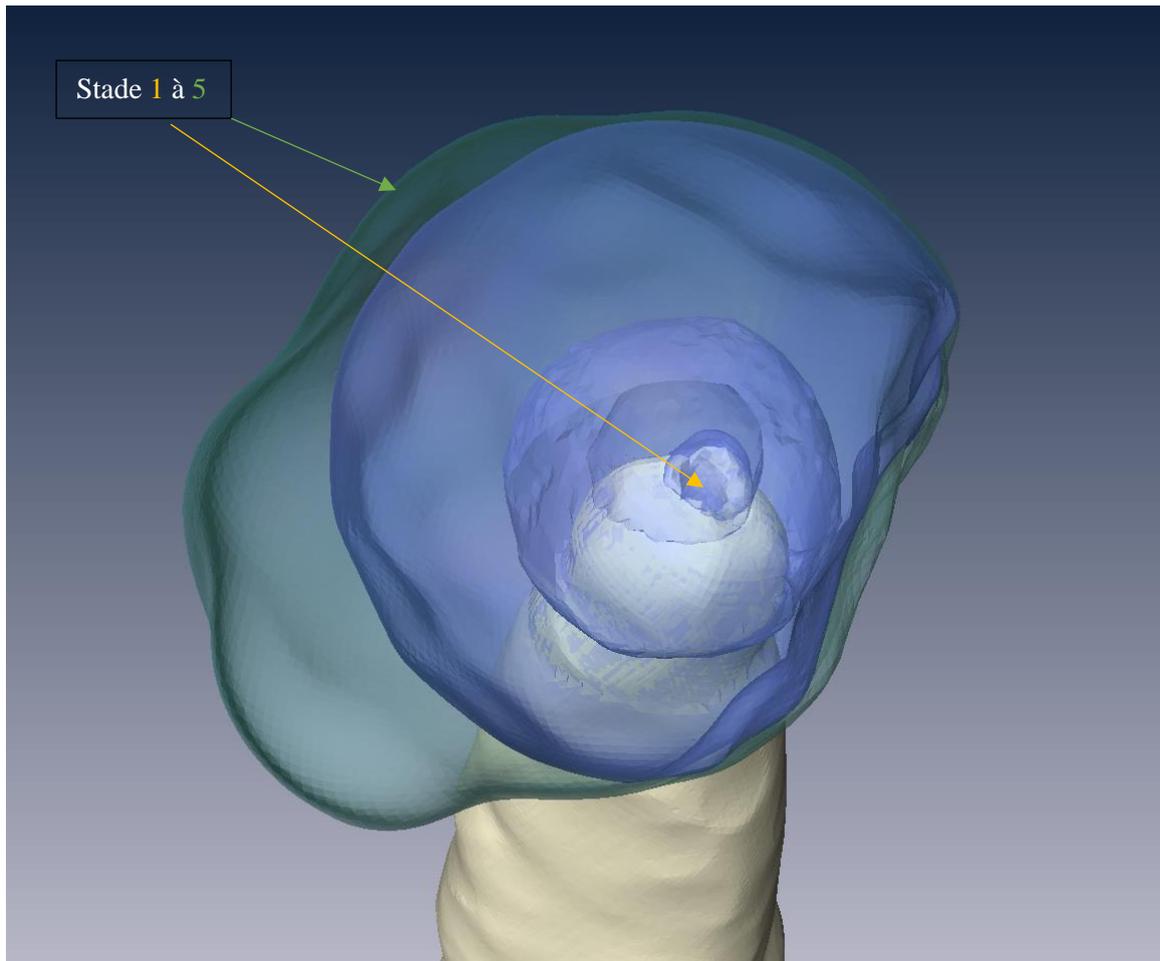


Figure 58 : Vue des différents stades de la classification 3D numérique

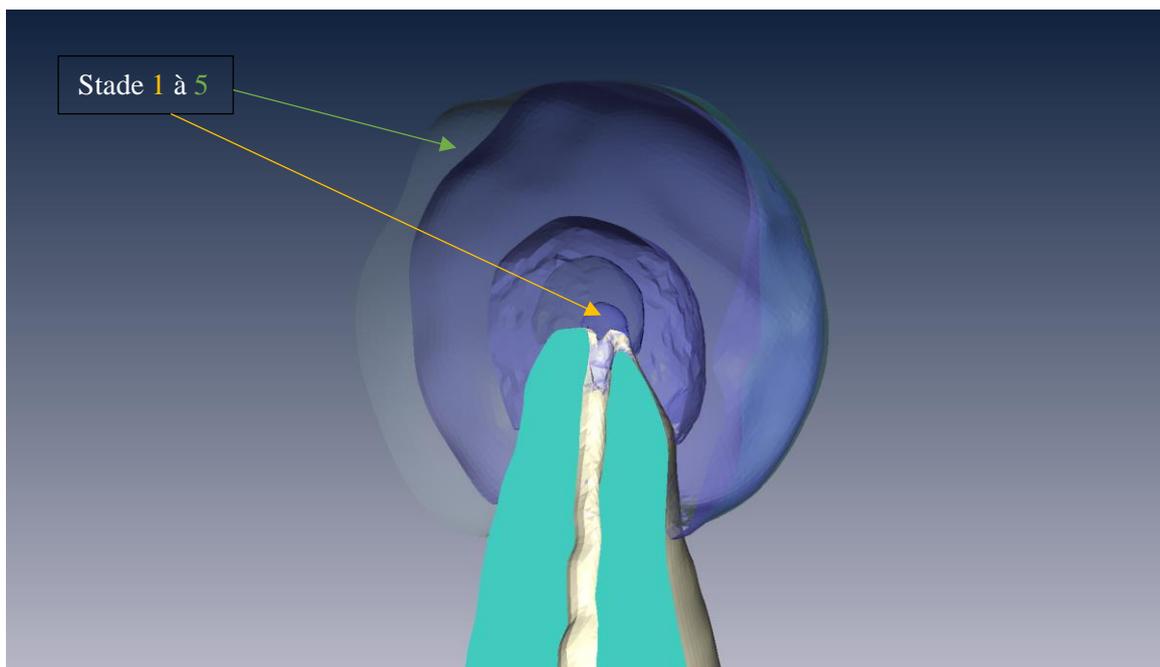
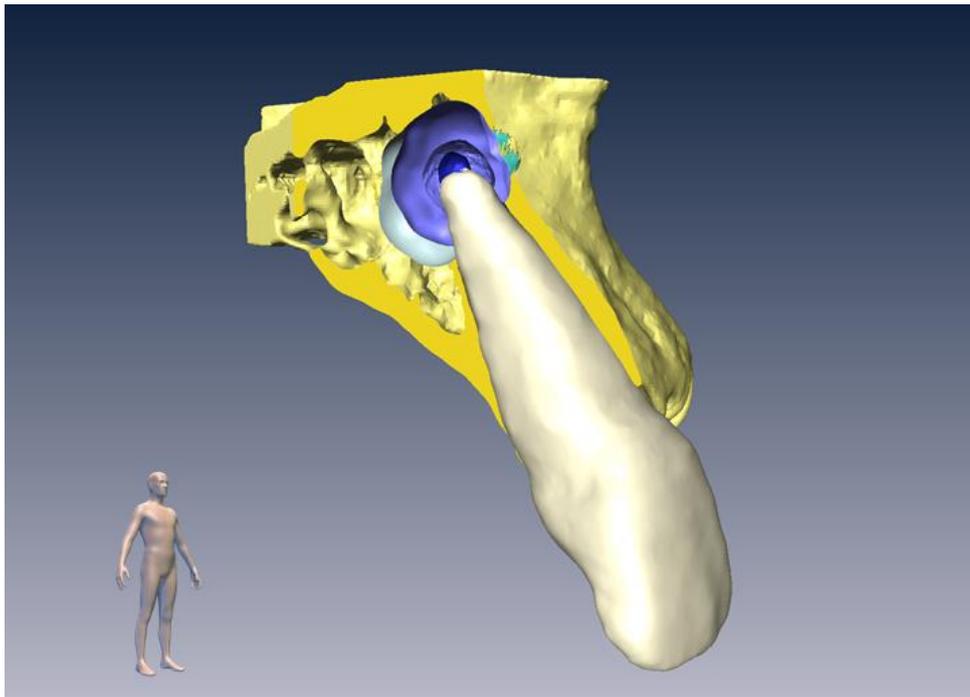
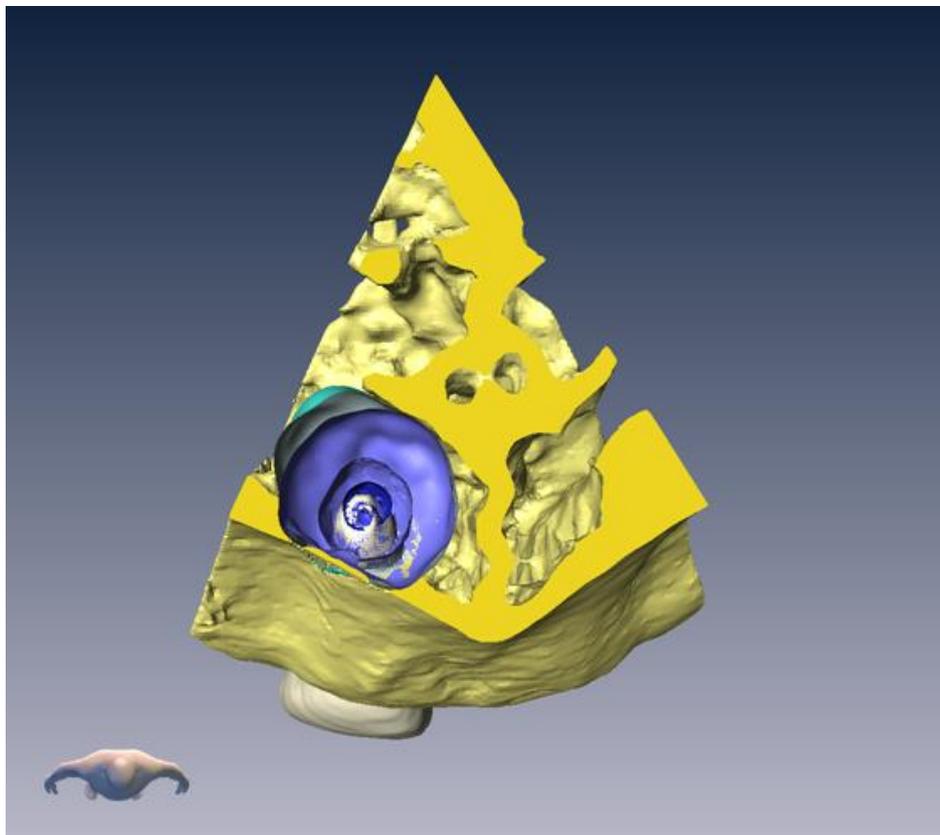


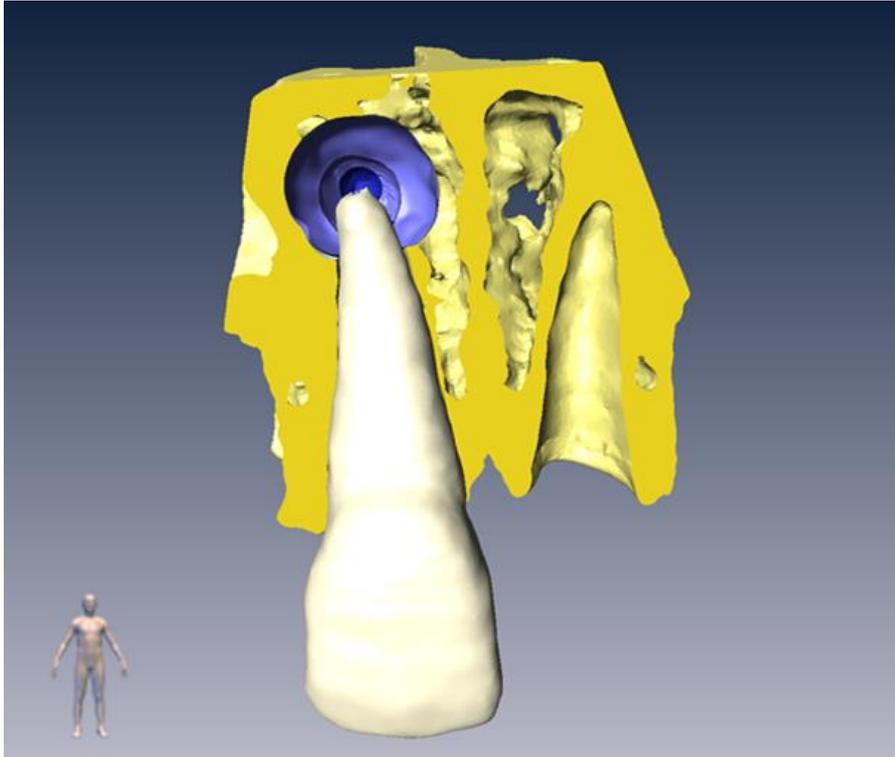
Figure 59 : Vue des différents stades de la classification 3D numérique en coupe sagittale



**Figure 60 : Vue des stades de la classification 3D numérique au sein du maxillaire supérieur en coupe sagittale au niveau de la dent n°11**



**Figure 61 : Vue supérieure des différents stades de la classification en coupe axiale au niveau de la dent n°11**



**Figure 62 : Vue de face des stades de la classification 3D numérique en coupe coronale au niveau de la dent n°11**

– Modèle « cas clinique »

Deux cas avec des LIPOE de stades 5E et 5ED ont été modélisés. L'un d'entre eux est présenté (Fig. 63, 64, 65)

On peut constater que la jonction os/LIPOE est encore visible. Cela a été volontairement laissé tel quel afin de ne pas dénaturer la zone lors du lissage.

Dans le cas présenté, la destruction de la corticale est totale au niveau de la lésion. Dans la réalité, ce n'est pas le cas mais l'os cortical est à cet endroit en très faible épaisseur. Nous arrivons dans les limites de visibilité du CBCT et ne pouvons donc pas visualiser l'os à ce niveau et donc le représenter de façon correcte.

Les figures 63 et 64 permettent de visualiser la correspondance de coupes CBCT 2D avec les structures reconstruites en 3D grâce à leur mise en place progressive. Ceci pourrait être monté de façon dynamique. L'incorporation de référence à un plan de coupe (Fig. 64, 65) permet de faciliter le repérage des structures dans l'espace et permet de faire le lien entre l'imagerie et le modèle numérique.

Les couleurs choisies sont dans les mêmes gammes de couleurs que la réalité. Il est possible de faire varier ces couleurs et leur degré de transparence en fonction des besoins pour mettre en valeur certaines structures, leurs positions, les rapports entre les différentes entités anatomiques et pathologiques.

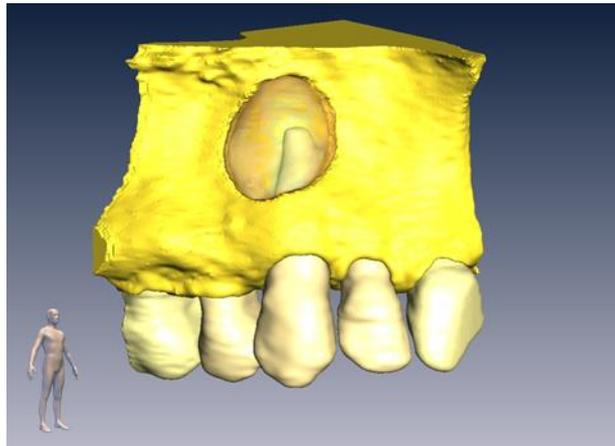


Figure 63 : Modèle numérique d'une dent n°13 présentant une LIPOE stade 5ED CBCT-PAI en vue vestibulaire

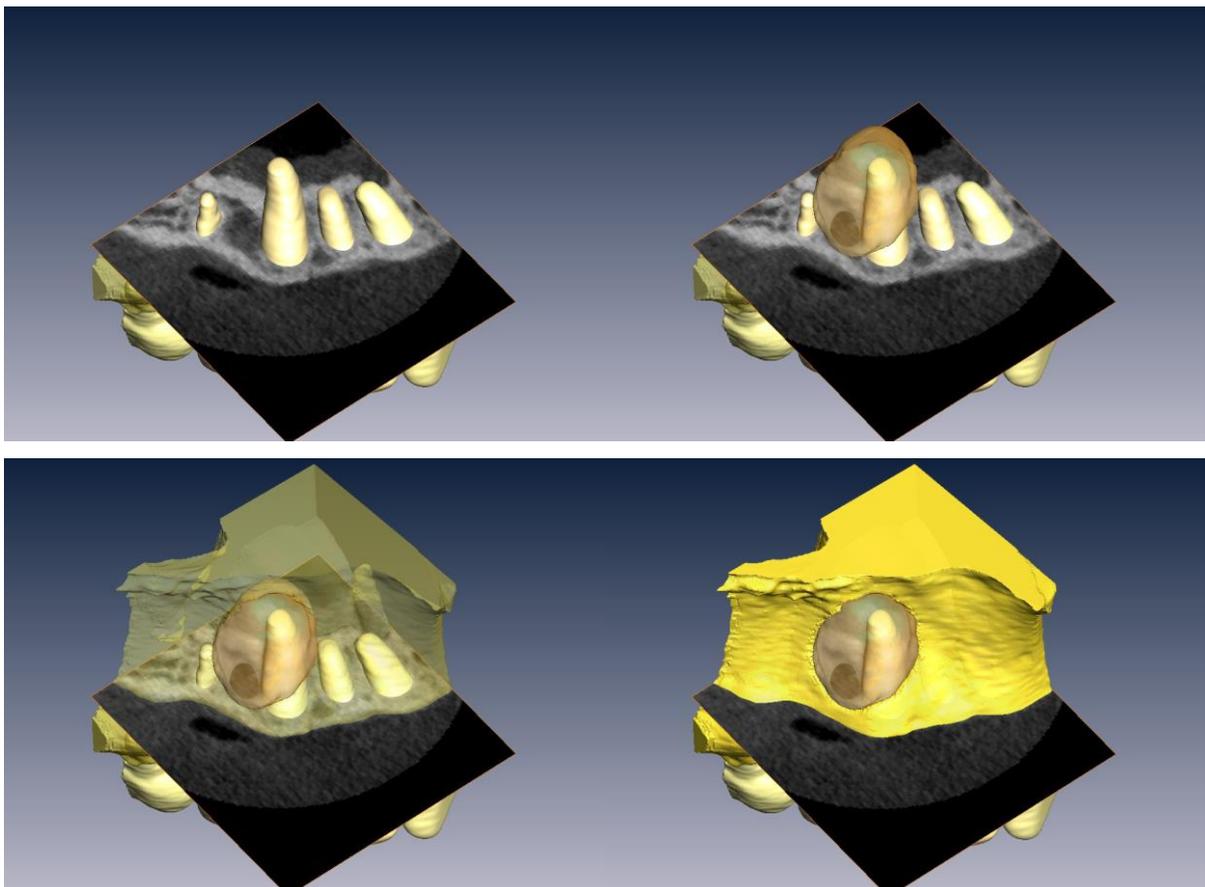
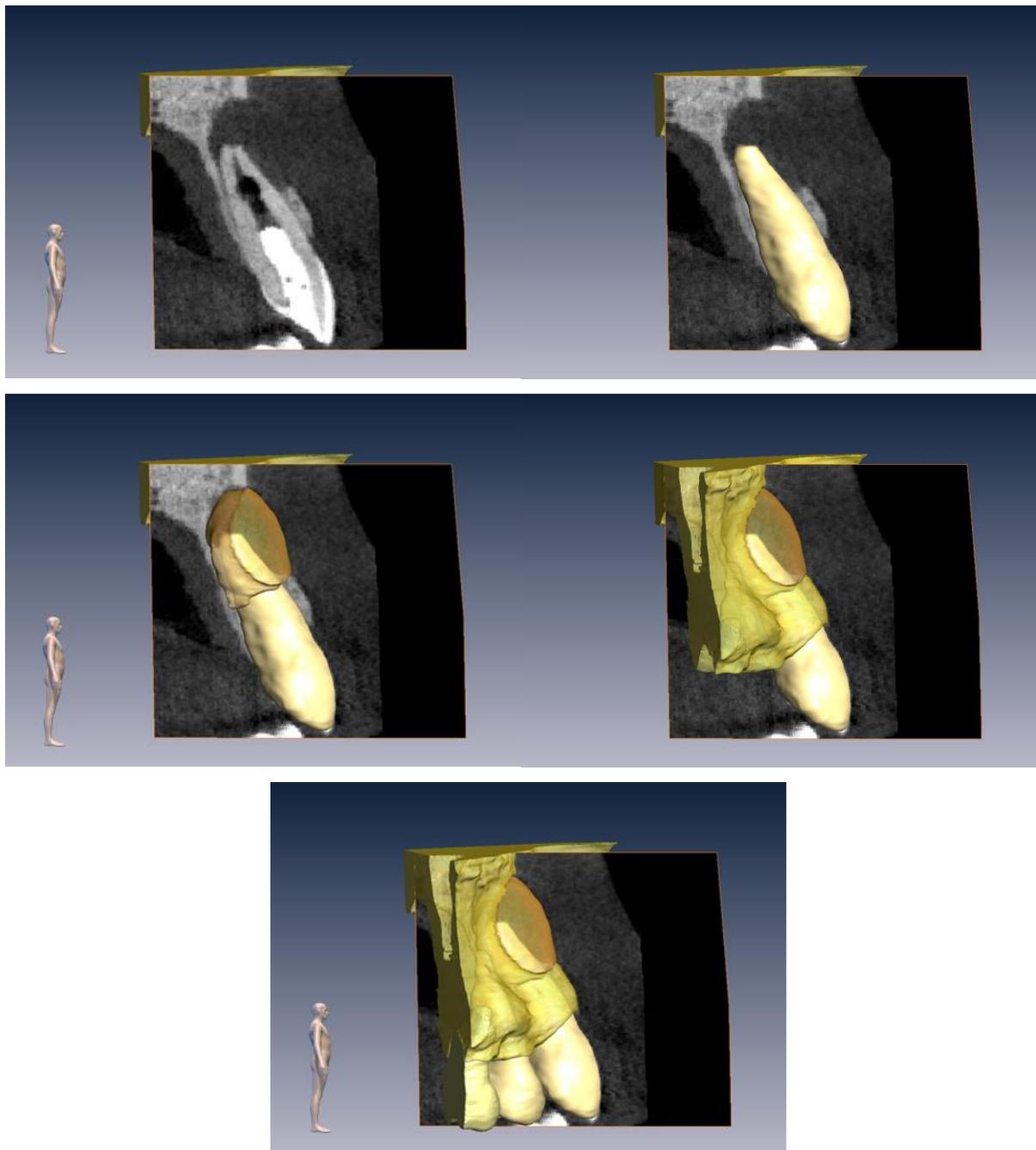


Figure 64 : Différentes vues d'un modèle réel de LIPOE sur 13 stade 5ED CBCT-PAI par rapport à un plan de coupe axial du CBCT d'origine



**Figure 65 : Progression dans l'arrivée des structures 3D numériques des différents éléments anatomiques sur une coupe sagittale de l'examen CBCT d'origine**

- Création d'animations vidéo

Il est possible de réaliser des vidéos à l'aide des modèles créés précédemment. La vidéo doit être scénarisée et de courte durée. Elle permet d'apporter progressivement les éléments anatomiques et pathologiques, de visualiser les rapports entre ces structures selon des mouvements et angles de vues choisis.

En effet, si certaines personnes sont capables de gérer un ensemble de données afin de resituer eux-mêmes, l'élément à comprendre, pour d'autres, il est important de le scénariser. Le scénario est un cheminement précis, « sorte de GPS », qui procure les informations nécessaires et suffisantes pour assimiler la notion à comprendre.

Nous souhaitons ainsi élaborer une vidéo montrant la progression d'une lésion inflammatoire « standard » en s'appuyant sur les 7 stades créés artificiellement.

### *4.3.3 – Création de Modèles physiques*

#### **4.3.3.1 – Fab Lab UBO OpenFactory**

Afin de créer des modèles physiques issus de nos modèles 3D numériques « classification » et « cas cliniques », nous travaillons en collaboration avec un service commun de l'Université, l'UBO Open Factory, atelier ouvert d'innovation pluridisciplinaire. Inspiré du modèle des Fablabs et des espaces collaboratifs, ce lieu met à disposition des outils traditionnels, mais aussi des machines à commandes numériques tel que des imprimantes 3D, des fraiseuses numériques, des scanners 3D, etc. Cet atelier multiculturel est un carrefour entre l'enseignement, la recherche et le milieu socio-économique. Le lien avec l'open Factory se situe au niveau de la fabrication par le biais des techniques d'impression 3D.

#### **4.3.3.2 – Techniques d'impression 3D**

Ces techniques innovantes permettent de fabriquer des pièces physiques en volume par ajout ou agglomération de matières. Ce procédé de fabrication additive entraîne un dépôt de matière couche par couche de fine épaisseur par déplacement des buses de l'imprimante suivant différents axes.

Plusieurs méthodes d'impression 3D existent. Nous allons tester deux méthodes.

La stratégie discutée est la suivante :

Dans un premier temps : test de faisabilité avec deux technologies d'impression

-Test 1 : créer un modèle 3D physique dent 11 + os maxillaire antéro-supérieur + LIPOE stade 4

(Technologie : fil fondu ; Echelle : 1:1 et 2:1)

-Test 2 : créer un modèle 3D physique dent 11 + os maxillaire antéro-supérieur + LIPOE stade 4

(Technologie : stéréolithographie ; Echelle : 1:1)

Afin d'imprimer un objet avec une imprimante 3D, il est nécessaire d'avoir un fichier gcode. Pour cela il faut commencer par créer l'objet dans un logiciel de modélisation 3D, exporter le modèle au format STL, l'importer dans un trancheur qui va générer un fichier compréhensible par l'imprimante au format GCODE (UBO Openfactory) (Fig. 66).

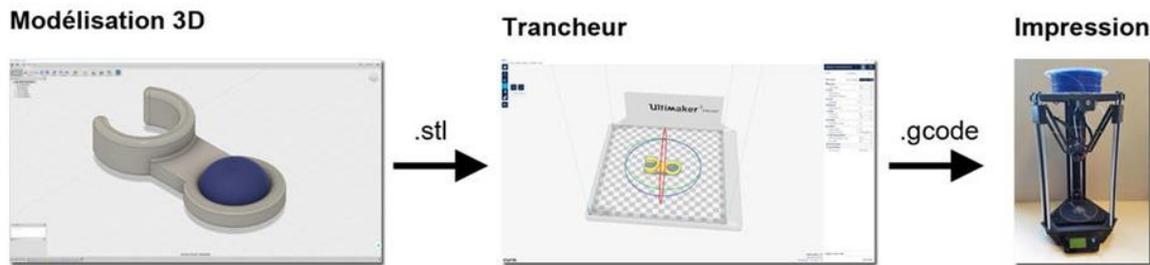


Figure 66 : Schéma générique du processus pour imprimer un objet 3D (UBO Openfactory)

#### Technique du Fil fondu ou FDM (Fuse Deposition Modeling) :

Un matériau présenté sous forme de bobine de filament thermoplastique, passe à travers une buse d'extrusion chauffée (de 160 à 400°C selon le polymère utilisé). Ce matériau alors fondu est déposé sur un support par couche de finesse variable qui dépend des réglages et du matériau, et vient se coller à la couche précédemment déposée. Le plateau descend au fur et à mesure de l'apposition des différentes couches. L'imprimante peut avoir deux buses d'extrusion ce qui donne la possibilité d'utiliser deux matériaux différents ou deux couleurs différentes. La précision est limitée par le diamètre de sortie de la buse.

L'imprimante utilisée (Fig. 67) a des épaisseurs de couche variant de 600 à 20 µm. Elle présente deux buses d'extrusion.

#### Stéréolithographie ou SLA (StereolithographieApparatus) :

Première technologie d'impression 3D (1986), cette technique utilise le principe de la photopolymérisation pour fabriquer les modèles à partir d'une résine sensible aux UV. Elle est solidifiée par le passage d'un laser au sein d'un bain de photopolymère liquide couche après couche. Le plateau immergé dans le bac monte au fur et à mesure de l'apposition des couches. La surface obtenue est très qualitative par rapport à la technologie du fil fondu. Il y a moins d'effets de stries et moins de problèmes de « coulure » qu'avec la technique FDM. Les matériaux sont peu nombreux et les objets restent relativement fragiles. Le volume des pièces est limité. L'imprimante utilisée (Fig. 68) a un volume de

fabrication maximum de 43x27x15mm (lxPxH). Les épaisseurs de couche sont de 30  $\mu$ m et la résolution de 56  $\mu$ m.



**Figure 67 : Imprimante 3D utilisant la technique du fil fondu – Ultimaker 3 (UBO Openfactory)**



**Figure 68 : Imprimante 3D utilisant la stéréolithographie – ProJet 1200 (UBO Openfactory)**

#### 4.3.3.3 – Résultats préliminaires

Nous avons souhaité dans un premier temps faire les tests avec une LIPOE stade 4 au niveau de la dent n°11. Le modèle utilisé et envoyé pour la réalisation des premiers prototypes possède une zone qui permet la séparation du modèle au niveau de la lésion afin de mieux visualiser les rapports des structures avec la lésion (Fig. 69).

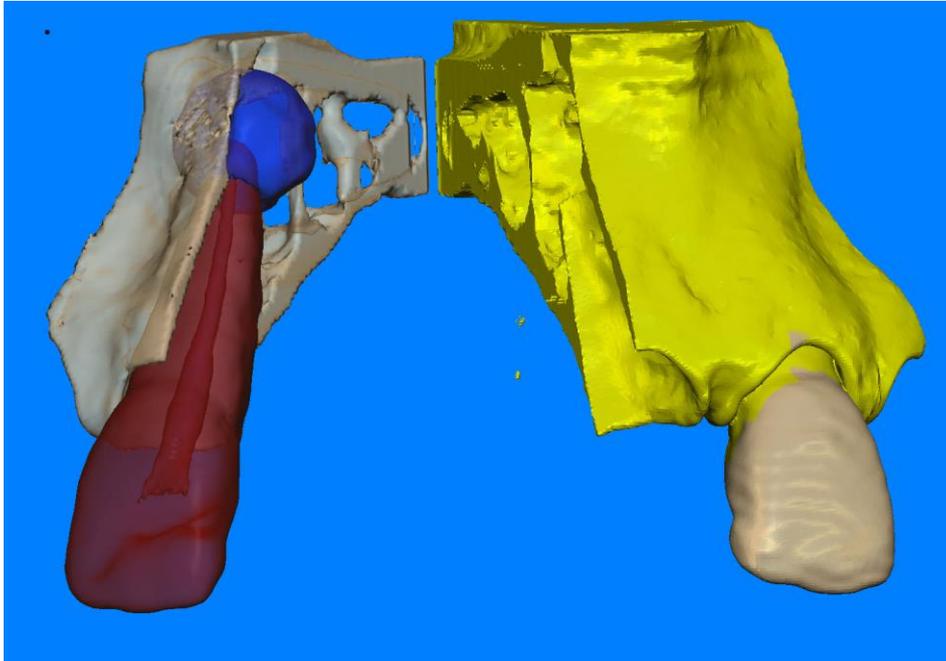


Figure 69 : Modèle utilisé pour les tests d'impression (vue éclatée)

Les premiers essais vont être livrés très prochainement. Après ces tests, nous affinerons la stratégie et les choix d'impression en fonction des résultats. Il faudra notamment évaluer :

- la précision,
- l'état de surface,
- la possibilité de montage/démontage du modèle,
- la visualisation des rapports des structures,
- le choix des couleurs.

#### 4.3.4 – Discussion - Conclusions

L'objectif de ce travail a été de créer une classification en trois dimensions des lésions péri-apicales, à la fois outil pédagogique et clinique, afin d'améliorer la représentation spatiale des lésions péri-apicales. Cet outil se base en partie sur la classification existante CBCT PAI d'Estrela.

### Discussion sur la segmentation et le modelage

Au cours de la segmentation du gold standard, la délimitation de l'os alvéolaire, des points de contact interdentaires ou encore l'interface au niveau des points d'occlusion n'étaient pas toujours bien individualisables, créant ainsi des erreurs de segmentation. Le problème de contraste du CBCT engendre des difficultés notamment dans les transitions entre les coupes. Le choix des paramètres d'acquisition lors de la réalisation de l'examen CBCT, et sa mise en œuvre, sont à ce titre importants car ceux-ci vont influencer la qualité de l'image. L'objet lui-même va influencer le résultat notamment négativement en présence de matériel dit métallique (tenon métallique, reconstitution prothétique, matériaux d'obturation canalaire et coronaire...). Dans notre cas, le CBCT « gold standard » présentait peu d'artéfacts dus au métal, ce qui a rendu le travail plus facile. Les images de LIPOE sont souvent en rapport avec des dents préalablement traitées endodontiquement et/ou reconstituées coronairement. Il n'est pas rare non plus de retrouver des ancrages radiculaires métalliques. Dans ces cas, la lecture des CBCT est plus difficile et la segmentation très complexe voire impossible à cause des nombreux artéfacts. C'est une des raisons qui nous a orienté vers la création de pathologies sur un CBCT exempts d'artéfacts. Toutefois, pour illustrer la variabilité des lésions et apporter plus de réalisme, la banque de données illustrant la classification sera obligatoirement générée à partir de CBCT avec des LIPOE réelles et donc dans de nombreux cas avec tous les inconvénients en matière de qualité d'image. Il sera nécessaire d'opérer un choix concernant les cas cliniques qui alimenteront la banque de données afin d'obtenir des modèles de qualité correcte.

L'aspect des images de LIPOE varie énormément, en volume, en forme...selon le stade d'évolution de la pathologie. La résorption osseuse n'est pas uniforme. Comme évoqué précédemment, les bords et limites des lésions ne sont pas forcément nettes et homogènes et les différences de niveau de gris et d'intensité avec les structures environnantes sont insuffisantes et rendent la segmentation complexe. Pour obtenir une image fiable et donc fidèle à la réalité clinique, celle-ci doit être correctement segmentée. Toutefois, la qualité de la segmentation est directement liée à la qualité de l'examen d'imagerie tridimensionnelle et sa lisibilité. La résolution spatiale, le bruit, les artéfacts, le processus de numérisation du signal et son échantillonnage auront une influence importante. En effet, il faut se poser la question de savoir jusqu'où on a le droit de dire que l'on voit tel ou tel élément sur l'image. Ceci aura des conséquences aussi bien sur la lecture de l'examen d'imagerie que sur la segmentation et la reconstruction tridimensionnelle issue de ce même examen.

Il est important de rappeler que la segmentation manuelle doit toujours se faire en alternant le traitement des images entre les trois coupes afin d'appréhender au mieux certains détails difficilement visibles ou compréhensibles sur les autres coupes. La segmentation manuelle est extrêmement chronophage. Il serait intéressant de travailler et tester de nouvelles méthodes de segmentation semi-automatiques afin de réduire le temps de travail sans pour autant nuire de façon importante à la qualité de la segmentation.

Nous avons commencé à tester un logiciel utilisé pour notre étude pilote, ITK Snap. Il semble qu'il y ait des pistes intéressantes à exploiter. Il existe d'autres logiciels open source qui pourraient permettre de générer relativement rapidement des modèles anatomiques mais qui nécessite un temps de formation préalable (Pujol *et al.* 2016). Ceci est à nuancer car la segmentation des structures osseuses n'est pas l'élément problématique contrairement à la zone apicale lorsqu'il existe une résorption osseuse.

Que ce soit pour la segmentation ou le modelage, l'utilisation de logiciels informatiques performants est impérative. Sans compter le coût non négligeable de certains d'entre eux, leur maîtrise reste un obstacle, tout au moins au début.

### Discussion sur l'élaboration de modèles 3D et leur intérêt

Les modalités d'acquisition que nous appelons 3D, ne restent finalement que des empilements de coupes 2D. Seuls les objets après segmentation offrent une véritable vision 3D apportant un réalisme de la représentation des structures.

L'avantage de créer des lésions en trois dimensions est de pouvoir observer ces dernières en vision tridimensionnelle et ainsi de pouvoir faire tourner la lésion dans tous les plans de l'espace dans différentes positions pour mieux appréhender tous les détails : la forme, la taille, l'orientation ... sans que l'observateur ne bouge lui-même.

La perception tridimensionnelle d'un objet se nourrit du mouvement relatif entre l'observateur et l'objet. Face à un modèle numérique, c'est l'objet qui se déplace devant nos yeux sur l'écran alors que face à un modèle physique, nous pouvons pencher la tête pour obtenir un angle de vue différent ou bien déplacer l'objet. Nous enrichissons la compréhension de ces pathologies et levons les ambiguïtés d'une classification écrite.

Nous souhaitons aussi réintroduire les lésions créées en 3D, dans les coupes du CBCT du patient sain d'origine, proposant ainsi un cheminement pédagogique complet.

Les images pathologiques sont ciblées dans un premier temps sur le maxillaire supérieur antérieur. L'objectif est d'étendre la création de modèles 3D à d'autres secteurs afin d'explorer de nouveaux rapports. Le secteur maxillaire supérieur, notamment, au niveau de la première molaire, permettrait d'explorer les rapports potentiels d'une lésion inflammatoire volumineuse avec le sinus et le secteur molaire mandibulaire, les rapports lésion/nerf alvéolodentaire inférieur. Il est aussi important d'alimenter la banque de modèles 3D réels de LIPOE afin de montrer la variabilité des lésions. Ces modèles devront systématiquement être complétés et associés aux éléments recueillis lors de l'examen clinique.

Ces nouveaux outils pédagogiques devront être testés auprès des étudiants afin de les valider (ou non) et les faire évoluer pour améliorer leur pertinence.

Les méthodes d'imagerie modernes offrent le potentiel de compléter les méthodes d'enseignement traditionnelles pour l'anatomie. Les outils ne remplaceront jamais la pédagogie mais la 3D numérique ou physique sert à appuyer son propos, à l'illustrer et à le rendre plus facile à comprendre.

Ce travail de recherche nécessite la collaboration de plusieurs compétences médicales, scientifiques et techniques.

Quel que soit l'étape dans la réalisation des modèles numériques ou physiques, le regard du clinicien reste primordial. Celui-ci interprète, transpose des éléments non visibles dans les examens radiographiques. L'expérience apporte une dimension complémentaire, permettant d'intégrer des connaissances par exemple en interpolant les coupes en 2D entre elles lors de la lecture d'examens CBCT, ou encore lors du travail des objets surfaciques afin de rendre le modelage au plus proche de la réalité.

## 5 Conclusions du chapitre

En odontologie, le CBCT est une technique complémentaire d'imagerie dorénavant incontournable dans la pratique courante pour la gestion des pathologies endodontiques et périradiculaires. Son exploitation peut être optimisée en endodontie au vu des potentialités d'un tel outil. En effet, comme nous l'avons vu, il est très intéressant de reconstruire des modèles précis que ce soit dans un objectif clinique, pour la planification, la simulation voire le guidage du geste chirurgical ; et dans un objectif pédagogique pour appuyer le propos de l'enseignant et améliorer l'apprentissage.

Si l'utilisation de la reconstruction et de l'impression 3D pour guider le geste thérapeutique existe depuis longtemps en implantologie, cette technologie commence doucement à investir le champ de l'endodontie afin par exemple de guider le geste clinique lors de l'aménagement des voies d'accès sur des dents complexes type dens in dente (van der Meer *et al.* 2016). Cette technique pourra être aussi utilisée pour créer des modèles destinés à la simulation et à l'entraînement du geste en endodontie chirurgicale ou encore à la planification et l'entraînement avant une chirurgie endodontique complexe.

Actuellement, la principale limite reste l'étape de segmentation des tissus et structures. C'est un champ d'investigation vaste et nécessaire pour rendre compatible la création de modèles numériques et physiques avec une utilisation clinique ou pédagogique fréquente.

## CHAPITRE 5

### CONCLUSION ET PERSPECTIVES

*Perspective n.f (lat. médiév. Perspectiva, de perspicere, voir à travers). 1. Art, technique de la représentation en deux dimensions, sur une surface plane, des objets en trois dimensions tels qu'ils apparaissent vus à une certaine distance et dans une position donnée. (...) 4. Attente d'événements considérés comme probables. (...) (Larousse, 2007)*

La 3D numérique est un art, celui de la perspective. L'interface de l'écran nous impose, de fait, deux dimensions. Il est évident que les progrès de l'informatique et du traitement des images permettent à ces représentations d'être réalistes, précises, attrayantes voire étonnantes. Toutefois, le clinicien ne peut s'en contenter. Les modèles numériques ne sont qu'un maillon, un lien entre différentes réalités, celles du chirurgien-dentiste qui opère les structures buccales et dentaires et qui doit établir des diagnostics, anticiper les difficultés opératoires... Mais aussi, celles du chercheur qui veut analyser les effets des nouvelles techniques, les comparer et les améliorer, et celles de l'enseignant qui aime interagir avec les étudiants, futurs chirurgiens-dentistes, et voir s'illuminer les regards lorsque l'intérêt et la compréhension sont réunies.

Notre projet a été d'explorer et de mettre en avant les atouts et les potentialités de cet outil. Après avoir rappelé les conséquences potentiellement néfastes d'un traitement endodontique sur la structure dentaire elle-même et sur les structures environnantes osseuses et ligamentaires, nous avons exploré les intérêts de l'imagerie tridimensionnelle utilisant un faisceau conique de rayons X en endodontie. Ces outils sont dorénavant incontournables dans le cadre de la recherche *in vitro* car ils permettent à haute résolution l'évaluation des effets de la préparation canalair. Les deux investigations réalisées nous confortent dans l'idée que la haute résolution est nécessaire et que ces évaluations doivent se faire de façon tridimensionnelle.

La tomographie utilisée *in vivo* qui permet la visualisation et la compréhension de la pathologie endodontique et sa prise en charge, est sans conteste un examen complémentaire très utile, mais dont la réalisation doit bénéficier d'une analyse au cas par cas. Notre travail a montré que reconstruire des modèles précis est très intéressant que ce soit dans un objectif clinique, pour la planification, la simulation voire le guidage du geste chirurgical ; et dans un objectif pédagogique pour appuyer le propos de l'enseignant et améliorer l'apprentissage. Actuellement, la principale limite à l'utilisation fréquente de modèles numériques et physiques, réalistes et performants, en endodontie est l'étape de segmentation des structures. C'est un champ d'investigation complexe qui nécessite des compétences spécifiques mais qui est nécessaire, afin de permettre l'utilisation de modèles endodontiques dans un objectif clinique, comme cela existe déjà largement en implantologie.

L'évolution des technologies numériques de l'image a modifié les pratiques pédagogiques et cliniques, si nous nous plaçons du point de vue de l'enseignant en santé. Ce travail tente finalement d'apporter des réponses à la question suivante : « Quelle est la place de l'imagerie tridimensionnelle dans la triple mission d'un enseignant chercheur hospitalo-universitaire ? » Sa place est, sans aucun doute, transversale et relie tous les aspects inhérents à cette fonction : clinique, recherche et enseignement. Tous se « nourrissent », s'enrichissent, se mutualisent avec un même objectif, qui est l'amélioration et l'optimisation de la prise en charge des patients. La finalité est identique mais le niveau d'intervention et le point de départ diffèrent. Si les techniques d'imagerie tel que le CBCT sont d'ores et déjà largement utilisées, le développement de chaînes numériques complètes est en pleine expansion. Les champs d'explorations, d'investigations qui sont importants, quel que soit l'axe choisi, nécessitent des collaborations entre différentes compétences cliniques, scientifiques, techniques. Il est important de prendre et suivre le mouvement du développement numérique, car il va modifier nos pratiques quel qu'en soit le niveau. De nombreuses perspectives de progrès et de recherche pour le futur...

# ANNEXES

## 1 Publications internationales et Abstracts en rapport avec la thèse

### Publications

Vallaey K, Chevalier V, Arbab-Chirani R. Comparative analysis of canal transportation and centring ability of three NiTi rotary endodontic systems: Protaper, MTwo and RevoS, assessed by micro-computed tomography. *Odontology* 2016 Jan;104(1):83-8. doi: 10.1007/s10266-014-0176-z.

Vallaey K, Kacem A, Legoux H, Le Tenier M, Hamitouche C, Arbab-Chirani R. 3Ddento-maxillary osteolytic lesion and active contour segmentation pilot study in CBCT: semi-automatic vs manual methods. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(8):20150079. doi: 10.1259/dmfr.20150079

### Abstract

Vallaey K, Chevalier v, Arbab-Chirani. A comparison of canal transportation and centering ability of three Ni-Ti rotary systems by using micro-computed-tomography. *Inter Endod J* 2013 46 (suppl 100) :1-75

## 2 Communications

Vallaey K, Chevalier V, Arbab-Chirani. A comparison of canal transportation and centring ability of three Ni-Ti rotary systems by using micro-computed tomography. *ESE*; Septembre 2013, Lisbonne.

Vallaey K, Chevalier V, Arbab-Chirani R. Comparaison des effets sur la préparation canalaire de trois systèmes rotatifs en Ni-Ti en utilisant la microtomographie. 3<sup>ème</sup> journée des doctorants de l'EDSICMA, septembre 2013, Brest.

Vallaey K, Kacem A, Arba-Chirani R, Hamitouche Djabou C. Segmentation d'images de LIPOE: comparaison de procédures semi-automatiques vs procédures manuelles. *CNEOC*, Juin 2014, Lille.

Vallaey K, Bourbouze G, Chevalier V, Boulic R, Arbab-Chirani R. Méthode originale d'exploration et d'évaluation des effets de la préparation canalaire en imagerie 3D. *CNEOC*, Juin 2014, Lille.

## RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

AAE. Glossary of Endodontic Terms. American Association of Endodontists; 2016.

Abdolali F, Zoroofi RA, Otake Y, Sato Y. Automatic segmentation of maxillofacial cysts in cone beam CT images. *Comput Biol Med.* 1 mai 2016;72:108-19.

Abdolali F, Zoroofi RA, Otake Y, Sato Y. Automated classification of maxillofacial cysts in cone beam CT images using contourlet transformation and Spherical Harmonics. *Comput Methods Programs Biomed.* févr 2017;139:197-207.

AbouHashem Y, Dayal M, Savanah S, Štrkalj G. The application of 3D printing in anatomy education. *Med Educ Online.* 2015;20(1):29847.

Aguiar CM, Sobrinho PB, Teles F, Câmara AC, de Figueiredo JAP. Comparison of the centring ability of the ProTaper™ and ProTaper Universal™ rotary systems for preparing curved root canals. *Aust Endod J J Aust Soc Endodontology Inc.* avr 2013;39(1):25-30.

Ahlowalia MS, Patel S, Anwar HMS, Cama G, Austin RS, Wilson R, et al. Accuracy of CBCT for volumetric measurement of simulated periapical lesions. *Int Endod J.* juin 2013;46(6):538-46.

Akhlaghi NM, Rahimifard N, Moshari A, Vatanpour M, Darmiani S. The effect of size and taper of apical preparation in reducing intra-canal bacteria: a quantitative SEM study. *Iran Endod J.* 2014;9(1):61.

Alattar S, Nehme W, Diemer F, Naaman A. The Influence of Brushing Motion on the Cutting Behavior of 3 Reciprocating Files in Oval-shaped Canals. *J Endod.* 1 mai 2015;41(5):703-9.

de Almeida BC, Ormiga F, de Araújo MCP, Lopes RT, Lima ICB, dos Santos BC, et al. Influence of Heat Treatment of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments on Apical Preparation: A Micro-Computed Tomographic Study. *J Endod.* déc 2015;41(12):2031-5.

Aminoshariae A, Kulild JC, Mickel A, Fouad AF. Association between Systemic Diseases and Endodontic Outcome: A Systematic Review. *J Endod.* 1 avr 2017;43(4):514-9.

Aoki EM, Abdala-Júnior R, Oliveira JX de, Arita ES, Cortes ARG. Reliability and Reproducibility of Manual and Automated Volumetric Measurements of Periapical Lesions. *J Endod.* 1 sept 2015;41(9):1555-9.

Arbab-Chirani R, Chevalier V, Arbab-Chirani S, Calloch S. Comparative analysis of torsional and bending behavior through finite-element models of 5 Ni-Ti endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* janv 2011;111(1):115-21.

Association Dentaire Française. Lecture des examens. In: *Tomographie Volumique à Faisceau Conique.* 2015.

Bareither ML, Arbel V, Growe M, Muszczyński E, Rudd A, Marone JR. Clay modeling versus written modules as effective interventions in understanding human anatomy. *Anat Sci Educ.* juin 2013;6(3):170-6.

Basrani B, Roth K, Sas G, Kishen A, Peters OA. Torsional profiles of new and used Revo-S rotary instruments: an in vitro study. *J Endod.* 2011;37(7):989-92.

Beer, Baumann MA, Kielbassa AM. Atlas de poche d'endodontie. Médecine Sciences. Flammarion; 2008.

Berney S, Bétrancourt M. Does animation enhance learning? A meta-analysis. *Comput Educ.* 1 oct 2016;101:150-67.

Berney S, Bétrancourt M, Molinari G, Hoyek N. How spatial abilities and dynamic visualizations interplay when learning functional anatomy with 3D anatomical models. *Anat Sci Educ.* oct 2015;8(5):452-62.

Berutti E, Cantatore G, Castellucci A, Chiandussi G, Pera F, Migliaretti G, et al. Use of nickel-titanium rotary PathFile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals. *J Endod.* mars 2009;35(3):408-12.

Boucher Y, Toledo R. Pathologies pulpaire et péri-apicales et traitement de l'urgence. In: *Endodontie. CdP.* Wolters Kluwer France; 2012. (JPIO).

Boyle WJ, Simonet WS, Lacey DL. Osteoclast differentiation and activation. *Nature.* 15 mai 2003;423(6937):337-42.

Brown J, Jacobs R, Leving Jäghagen E, Lindh C, Baksi G, Schulze D, et al. Basic training requirements for the use of dental CBCT by dentists: a position paper prepared by the European Academy of DentoMaxilloFacial Radiology. *Dentomaxillofacial Radiol.* janv 2014;43(1):1-7.

Brynolf I. A histological and roentgenological study of the periapical region of human upper incisors. Vol. 11. Almqvist & Wiksell; 1967.

Bürklein S, Benten S, Schäfer E. Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J.* 2013;46(6):590-7.

Bürklein S, Hinschitzka K, Dammaschke T, Schäfer E. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. *Int Endod J.* mai 2012;45(5):449-61.

Bürklein S, Poschmann T, Schäfer E. Shaping ability of different nickel-titanium systems in simulated S-shaped canals with and without glide path. *J Endod.* août 2014;40(8):1231-4.

Calas P, Vulcain JM. le concept du HERO 642. *Rev Odontostomatol (Paris).* 1999;28(1):47-56.

Capar ID, Ertas H, Ok E, Arslan H, Ertas ET. Comparative study of different novel nickel-titanium rotary systems for root canal preparation in severely curved root canals. *J Endod.* juin 2014;40(6):852-6.

Carroll JB. Human cognitive abilities: A survey of factor-analytic studies. Cambridge University Press; 1993.

Casas L, Estop E. Virtual and Printed 3D Models for Teaching Crystal Symmetry and Point Groups. *J Chem Educ.* 2015;92(8):1338-43.

Caselles V, Kimmel R, Sapiro G. Geodesic active contours. *Int J Comput Vis.* 1997;22(1):61-79.

Cavézian R, Pasquet G. Du cliché rétroalvéolaire 2D à l'imagerie sectionnelle: tomographie, scanner, cone beam 3D. In: *Cone Beam: Imagerie diagnostique en odontostomatologie.* Elsevier Masson; 2011.

Çelik D, Taşdemir T, Er K. Comparative study of 6 rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation in severely curved root canals of extracted teeth. *J Endod.* 2013;39(2):278-82.

- Cevitanes LHC, Tucker S, Styner M, Kim H, Chapuis J, Reyes M, et al. Three-dimensional surgical simulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1 sept 2010;138(3):361-71.
- Ceyhanli KT, Erdilek N, Tatar I, Cetintav B. Comparative micro-computed tomography evaluation of apical root canal transportation with the use of ProTaper, RaCe and Safesider systems in human teeth. *Aust Endod J Aust Soc Endodontology Inc.* avr 2014;40(1):12-6.
- Chan LK, Cheng MMW. An analysis of the educational value of low-fidelity anatomy models as external representations. *Anat Sci Educ.* 1 sept 2011;4(5):256-63.
- Chen T, Metaxas D. A hybrid framework for 3D medical image segmentation. *Med Image Anal.* 2005;9(6):547-65.
- CNEOC. Fiches de procédure clinique. 2009.
- CNEOC. Dictionnaire francophone des termes d'odontologie conservatrice. 2010.
- Codd AM, Choudhury B. Virtual reality anatomy: is it comparable with traditional methods in the teaching of human forearm musculoskeletal anatomy? *Anat Sci Educ.* juin 2011;4(3):119-25.
- Coldero LG, McHugh S, MacKenzie D, Saunders WP. Reduction in intracanal bacteria during root canal preparation with and without apical enlargement. *Int Endod J.* mai 2002;35(5):437-46.
- Cormier J. Activity analysis to help the design and the assessment of Virtual Environment for Training : the case of dental implantology [Internet] [Theses]. Université de Bretagne occidentale - Brest; 2012 [cité 11 sept 2017]. Disponible sur: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00844758>
- CSP. Code de la santé publique - Article L1333-1. Code de la santé publique.
- Cui D, Wilson TD, Rockhold RW, Lehman MN, Lynch JC. Evaluation of the effectiveness of 3D vascular stereoscopic models in anatomy instruction for first year medical students. *Anat Sci Educ.* janv 2017;10(1):34-45.
- Davies A, Patel S, Foschi F, Andiappan M, Mitchell PJ, Mannocci F. The detection of periapical pathoses using digital periapical radiography and cone beam computed tomography in endodontically retreated teeth - part 2: a 1 year post-treatment follow-up. *Int Endod J.* juill 2016;49(7):623-35.
- Diemer F, Michetti J, Mallet J-P, Piquet R. Effect of Asymmetry on the Behavior of Prototype Rotary Triple Helix Root Canal Instruments. *J Endod.* 1 juin 2013;39(6):829-32.
- Dillenseger J-P, Moerschel E. Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie: quand la théorie éclaire la pratique. Elsevier Masson; 2016.
- Duparc F, Norton NS. Précis d'anatomie clinique de la tête et du cou. Elsevier Masson; 2009.
- Elnaghy AM, Al-Dharrab AA, Abbas HM, Elsaka SE. Evaluation of root canal transportation, centering ratio, and remaining dentin thickness of TRUShape and ProTaper Next systems in curved root canals using micro-computed tomography. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2017;48(1):27-32.
- Elnaghy AM, Elsaka SE. Evaluation of root canal transportation, centering ratio, and remaining dentin thickness associated with ProTaper Next instruments with and without glide path. *J Endod.* déc 2014;40(12):2053-6.
- Elsherief SM, Zayet MK, Hamouda IM. Cone-beam computed tomography analysis of curved root canals after mechanical preparation with three nickel-titanium rotary instruments. *J Biomed Res.* 2013;27(4):326.

Esposito SA, Huybrechts B, Slagmolen P, Cotti E, Coucke W, Pauwels R, et al. A novel method to estimate the volume of bone defects using cone-beam computed tomography: an in vitro study. *J Endod.* sept 2013;39(9):1111-5.

Estevez ME, Lindgren KA, Bergethon PR. A novel three-dimensional tool for teaching human neuroanatomy. *Anat Sci Educ.* déc 2010;3(6):309-17.

Estrela C, Bueno MR, Azevedo BC, Azevedo JR, Pécora JD. A new periapical index based on cone beam computed tomography. *J Endod.* nov 2008a;34(11):1325-31.

Estrela C, Bueno MR, Leles CR, Azevedo B, Azevedo JR. Accuracy of cone beam computed tomography and panoramic and periapical radiography for detection of apical periodontitis. *J Endod.* mars 2008b;34(3):273-9.

Estrela C, Bueno MR, Sousa-Neto MD, Pécora JD. Method for determination of root curvature radius using cone-beam computed tomography images. *Braz Dent J.* 2008c;19(2):114-8.

Estrela C, Decurcio D de A, Silva JA, Batista AC, de Souza Lima NC, de Freitas Silva BS, et al. Immune-Inflammatory Cell Profile and Receptor Activator of Nuclear Factor Kappa B Ligand/Osteoprotegerin Expression in Persistent Apical Periodontitis after Root Canal Retreatment Failure. *J Endod.* 1 mars 2016;42(3):439-46.

Estrela C, Pécora JD, Estrela CRA, Guedes OA, Silva BSF, Soares CJ, et al. Common Operative Procedural Errors and Clinical Factors Associated with Root Canal Treatment. *Braz Dent J.* avr 2017;28(2):179-90.

European Society of Endodontology. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *Int Endod J.* 1 déc 2006;39(12):921-30.

European Society of Endodontology, Patel S, Durack C, Abella F, Roig M, Shemesh H, et al. European Society of Endodontology position statement: the use of CBCT in endodontics. *Int Endod J.* juin 2014;47(6):502-4.

Flores A, Rysavy S, Enciso R, Okada K. Non-invasive differential diagnosis of dental periapical lesions in cone-beam CT. In: 2009 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro. 2009. p. 566-9.

Freire LG, Gavini G, Branco-Barletta F, Sanches-Cunha R, dos Santos M. Microscopic computerized tomographic evaluation of root canal transportation prepared with twisted or ground nickel-titanium rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* déc 2011;112(6):e143-148.

Freire LG, Gavini G, Cunha RS, Santos M dos. Assessing apical transportation in curved canals: comparison between cross-sections and micro-computed tomography. *Braz Oral Res.* juin 2012;26(3):222-7.

Friedman S, Mor C. The success of endodontic therapy--healing and functionality. *J Calif Dent Assoc.* juin 2004;32(6):493-503.

Gagliardi J, Versiani MA, de Sousa-Neto MD, Plazas-Garzon A, Basrani B. Evaluation of the Shaping Characteristics of ProTaper Gold, ProTaper NEXT, and ProTaper Universal in Curved Canals. *J Endod.* 1 oct 2015;41(10):1718-24.

Gambill JM, Alder M, del Rio CE. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *J Endod.* 1 juill 1996;22(7):369-75.

- Gan Y, Xia Z, Xiong J, Zhao Q, Hu Y, Zhang J. Toward accurate tooth segmentation from computed tomography images using a hybrid level set model. *Med Phys.* 2015;42(1):14-27.
- Garg AX, Norman G, Sperotable L. How medical students learn spatial anatomy. *The Lancet.* 3 févr 2001;357(9253):363-4.
- Garip Y, Günday M. The use of computed tomography when comparing nickel-titanium and stainless steel files during preparation of simulated curved canals. *Int Endod J.* sept 2001;34(6):452-7.
- Gergi R, Arbab-Chirani R, Osta N, Naaman A. Micro-computed tomographic evaluation of canal transportation instrumented by different kinematics rotary nickel-titanium instruments. *J Endod.* août 2014;40(8):1223-7.
- Gergi R, Osta N, Bourbouze G, Zgheib C, Arbab-Chirani R, Naaman A. Effects of three nickel titanium instrument systems on root canal geometry assessed by micro-computed tomography. *Int Endod J.* févr 2015;48(2):162-70.
- Gergi R, Rjeily JA, Sader J, Naaman A. Comparison of canal transportation and centering ability of twisted files, Pathfile-ProTaper system, and stainless steel hand K-files by using computed tomography. *J Endod.* mai 2010;36(5):904-7.
- Guillot A, Champely S, Batier C, Thiriet P, Collet C. Relationship Between Spatial Abilities, Mental Rotation and Functional Anatomy Learning. *Adv Health Sci Educ.* 1 nov 2007;12(4):491-507.
- Gutmann JL, Lovdahl PE. *Problem Solving in Endodontics - E-Book: Prevention, Identification and Management.* Elsevier Health Sciences; 2010.
- Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel-titanium instruments from past to future. *Endod Top.* 2013;(29):3-17.
- Haapasalo M, Shen Y, Qian W, Gao Y. Irrigation in endodontics. *Dent Clin North Am.* 2010;54(2):291-312.
- HAS. *Tomographie volumique à faisceau conique de la face - Rapport d'évaluation des technologies de la santé.* HAS; 2009.
- Hashem AAR, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GAF. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *J Endod.* 2012;38(7):996-1000.
- Hassan B, Couto Souza P, Jacobs R, de Azambuja Berti S, van der Stelt P. Influence of scanning and reconstruction parameters on quality of three-dimensional surface models of the dental arches from cone beam computed tomography. *Clin Oral Investig.* juin 2010;14(3):303-10.
- Hauret L, Hodez C. A new modality for dentomaxillofacial imaging: cone beam CT. *J Radiol.* 2009;90(5 Pt 2):604-17.
- Hildebrand TOR, Rügsegger P. Quantification of Bone Microarchitecture with the Structure Model Index. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 1997;1(1):15-23.
- Hoareau C. *Assessment and evaluation of ergonomic recommendations for learner's cueing in VET : application learning process in the biomedical field [Internet] [Theses].* Université de Bretagne occidentale - Brest; 2016 [cité 11 sept 2017]. Disponible sur: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01371887>

Hodez C, Bravetti P. Imagerie dento-maxillo-faciale par faisceau conique : « Cone Beam ». Journée de Nancy du 13 mars 2010 - [Internet]. Sauramps Médical; 2010 [cité 14 oct 2017]. Disponible sur: <https://www.decitre.fr/livres/imagerie-dento-maxillo-faciale-par-faisceau-conique-cone-beam-9782840236610.html>

Hodez C, Griffaton-Taillandier C, Bensimon I. Cone-beam imaging: applications in ENT. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis.* 2011;128(2):65-78.

Höffler TN. Spatial Ability: Its Influence on Learning with Visualizations—a Meta-Analytic Review. *Educ Psychol Rev.* 1 sept 2010;22(3):245-69.

Hoyek N, Collet C, Di Rienzo F, De Almeida M, Guillot A. Effectiveness of three-dimensional digital animation in teaching human anatomy in an authentic classroom context. *Anat Sci Educ.* déc 2014;7(6):430-7.

Hoyek N, Collet C, Rastello O, Fargier P, Thiriet P, Guillot A. Enhancement of mental rotation abilities and its effect on anatomy learning. *Teach Learn Med.* juill 2009;21(3):201-6.

Huang T-C, Lin C-Y. From 3D modeling to 3D printing: Development of a differentiated spatial ability teaching model. *Telemat Inform.* 1 mai 2017;34(2):604-13.

Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Top.* 1 mars 2005;10(1):30-76.

Hwang Y-H, Bae K-S, Baek S-H, Kum K-Y, Lee W, Shon W-J, et al. Shaping ability of the conventional nickel-titanium and reciprocating nickel-titanium file systems: a comparative study using micro-computed tomography. *J Endod.* août 2014;40(8):1186-9.

Ingle JI, Bakland LK, Baumgartner JC. Ingle's Endodontics [Internet]. BC Decker; 2008. Disponible sur: <https://books.google.fr/books?id=aV1kEf7mlckC>

Jardine AP, Rosa RA da, Santini MF, Zaccara IM, S6 MVR, Kopper PMP. Shaping ability of rotatory or reciprocating instruments in curved canals: a micro-computed tomographic study. *Braz Oral Res.* 14 juin 2016;30(1).

Ji DX, Ong SH, Foong KWC. A level-set based approach for anterior teeth segmentation in cone beam computed tomography images. *Comput Biol Med.* 2014;50:116-28.

Jolicoeur P, Milliken B. Identification of disoriented objects: effects of context of prior presentation. *J Exp Psychol Learn Mem Cogn.* 1989;15(2):200.

Journal officiel. Ordonnance n° 2001-270 du 28 mars 2001 relative à la transposition de directives communautaires dans le domaine de la protection contre les rayonnements ionisants. 2001.

Junaid A, Freire LG, da Silveira Bueno CE, Mello I, Cunha RS. Influence of single-file endodontics on apical transportation in curved root canals: an ex vivo micro-computed tomographic study. *J Endod.* mai 2014;40(5):717-20.

Kakehashi S, Stanley HR, Fitzgerald RJ. The effects of surgical exposures of dental pulps in germ-free and conventional laboratory rats. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1 sept 1965;20(3):340-9.

Kakoli P, Nandakumar R, Romberg E, Arola D, Fouad AF. The Effect of Age on Bacterial Penetration of Radicular Dentin. *J Endod.* janv 2009;35(1):78-81.

- Kanagasingham S, Lim CX, Yong CP, Mannocci F, Patel S. Diagnostic accuracy of periapical radiography and cone beam computed tomography in detecting apical periodontitis using histopathological findings as a reference standard. *Int Endod J.* 1 mai 2017;50(5):417-26.
- Kandaswamy D, Venkateshbabu N, Porkodi I, Pradeep G. Canal-centering ability: An endodontic challenge. *J Conserv Dent JCD.* janv 2009;12(1):3-9.
- Kass M, Witkin A, Terzopoulos D. Snakes: Active contour models. *Int J Comput Vis.* 1988;1(4):321-31.
- Khalighinejad N, Aminoshariae MR, Aminoshariae A, Kulild JC, Mickel A, Fouad AF. Association between Systemic Diseases and Apical Periodontitis. *J Endod.* 1 oct 2016;42(10):1427-34.
- Khayat B, Jouanny G. La chirurgie endodontique. Espace id; 2015.
- Khot Z, Quinlan K, Norman GR, Wainman B. The relative effectiveness of computer-based and traditional resources for education in anatomy. *Anat Sci Educ.* août 2013;6(4):211-5.
- Kim H-C, Hwang Y-J, Jung D-W, You S-Y, Kim H-C, Lee W. Micro-computed tomography and scanning electron microscopy comparisons of two nickel-titanium rotary root canal instruments used with reciprocating motion. *Scanning.* avr 2013;35(2):112-8.
- Kimak A, Strycharz-Dudziak M, Bachanek T, Kimak E. Lipids and lipoproteins and inflammatory markers in patients with chronic apical periodontitis. *Lipids Health Dis.* 14 déc 2015;14:162.
- Kirchhoff AL, Chu R, Mello I, Garzon ADP, dos Santos M, Cunha RS. Glide Path Management with Single- and Multiple-instrument Rotary Systems in Curved Canals: A Micro-Computed Tomographic Study. *J Endod.* nov 2015;41(11):1880-3.
- Koivisto T, Bowles WR, Rohrer M. Frequency and Distribution of Radiolucent Jaw Lesions: A Retrospective Analysis of 9,723 Cases. *J Endod.* 1 juin 2012;38(6):729-32.
- Krontiris-Litowitz J. Using manipulatives to improve learning in the undergraduate neurophysiology curriculum. *Adv Physiol Educ.* déc 2003;27(1-4):109-19.
- Kum K-Y, Spängberg L, Cha BY, Il-Young J, Seung-Jong L, Chan-Young L. Shaping ability of three ProFile rotary instrumentation techniques in simulated resin root canals. *J Endod.* 2000;26(12):719-23.
- Larousse. Le petit Larousse illustré. Larousse; 2007.
- Lasfargues J-J. Concepts cliniques en endodontie: l'essentiel de "Réalités cliniques. Éditions SNPMD; 2005.
- Laux M, Abbott PV, Pajarola G, Nair PN. Apical inflammatory root resorption: a correlative radiographic and histological assessment. *Int Endod J.* nov 2000;33(6):483-93.
- Leonardi Dutra K, Haas L, Porporatti AL, Flores-Mir C, Nascimento Santos J, Mezzomo LA, et al. Diagnostic Accuracy of Cone-beam Computed Tomography and Conventional Radiography on Apical Periodontitis: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Endod.* mars 2016;42(3):356-64.
- Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, et al. A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multi-slice CT (MSCT): Part I. On subjective image quality. *Eur J Radiol.* 2010;75(2):265-9.
- Liang Y-H, Jiang L, Gao X-J, Shemesh H, Wesselink PR, Wu M-K. Detection and measurement of artificial periapical lesions by cone-beam computed tomography. *Int Endod J.* 2014;47(4):332-8.

Lima TF, Gamba T de O, Zaia AA, Soares A de J. Evaluation of cone beam computed tomography and periapical radiography in the diagnosis of root resorption. *Aust Dent J.* 2016;61(4):425-31.

Liu W, Wu B. Root Canal Surface Strain and Canal Center Transportation Induced by 3 Different Nickel-Titanium Rotary Instrument Systems. *J Endod.* 1 févr 2016;42(2):299-303.

Lofthag-Hansen S, Huumonen S, Gröndahl K, Gröndahl H-G. Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2007;103(1):114-9.

Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Gröndahl K. Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. *Eur J Radiol.* nov 2011;80(2):483-8.

Love RM. Regional variation in root dentinal tubule infection by *Streptococcus gordonii*. *J Endod.* 1 juin 1996;22(6):290-3.

Love RM, Jenkinson HF. Invasion of Dentinal Tubules by Oral Bacteria. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1 mars 2002;13(2):171-83.

Marceliano-Alves MFV, Sousa-Neto MD, Fidel SR, Steier L, Robinson JP, Pécora JD, et al. Shaping ability of single-file reciprocating and heat-treated multifile rotary systems: a micro-CT study. *Int Endod J.* 1 déc 2015;48(12):1129-36.

Maret D, Peters OA, Galibourg A, Dumoncel J, Esclassan R, Kahn J-L, et al. Comparison of the accuracy of 3-dimensional cone-beam computed tomography and micro-computed tomography reconstructions by using different voxel sizes. *J Endod.* sept 2014;40(9):1321-6.

Maret D, Telmon N, Peters OA, Lepage B, Treil J, Inglessè JM, et al. Effect of voxel size on the accuracy of 3D reconstructions with cone beam CT. *Dento Maxillo Facial Radiol.* déc 2012;41(8):649-55.

Mariano-Goulart D. Reconstruction tomographique en imagerie médicale. sept 2016;11(1):1-18.

Marseillier É. Les dents humaines: morphologie. Dunod; 2004.

Martin-Duverneuil N, Hodez C. Imagerie dentaire, sinusienne et maxillofaciale. Du cone beam à l'IRM - Nadine Martin-Duverneuil, Claude Hodez. Médecine Sciences publications; 2016.

Matherne RP, Angelopoulos C, Kulild JC, Tira D. Use of cone-beam computed tomography to identify root canal systems in vitro. *J Endod.* 2008;34(1):87-9.

McNulty JA, Halama J, Espiritu B. Evaluation of computer-aided instruction in the medical gross anatomy curriculum. *Clin Anat N Y N.* janv 2004;17(1):73-8.

McNulty JA, Sonntag B, Sinacore JM. Evaluation of computer-aided instruction in a gross anatomy course: a six-year study. *Anat Sci Educ.* févr 2009;2(1):2-8.

McRay B, Cox TC, Cohenca N, Johnson JD, Paranjpe A. A micro-computed tomography-based comparison of the canal transportation and centering ability of ProTaper Universal rotary and WaveOne reciprocating files. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. févr 2014;45(2):101-8.

McSpadden JT. Mastering endodontic instrumentation. Arbor Books; 2007.

van der Meer WJ, Vissink A, Ng YL, Gulabivala K. 3D Computer aided treatment planning in endodontics. *J Dent.* févr 2016;45:67-72.

- Michetti J, Maret D, Mallet J-P, Diemer F. Validation of cone beam computed tomography as a tool to explore root canal anatomy. *J Endod.* 2010;36(7):1187-90.
- Morgan LF, Montgomery S. An evaluation of the crown-down pressureless technique. *J Endod.* 1 oct 1984;10(10):491-8.
- Müller-Stich BP, Löb N, Wald D, Bruckner T, Meinzer H-P, Kadmon M, et al. Regular three-dimensional presentations improve in the identification of surgical liver anatomy—a randomized study. *BMC Med Educ.* 2013;13(1):131.
- Murphy RJ, Gray SA, Straja SR, Bogert MC. Student learning preferences and teaching implications. *J Dent Educ.* août 2004;68(8):859-66.
- Murray CA, Saunders WP. Root canal treatment and general health: a review of the literature. *Int Endod J.* 1 janv 2000;33(1):1-18.
- Nair PNR. Apical periodontitis: a dynamic encounter between root canal infection and host response. *Periodontol 2000.* 1 févr 1997;13(1):121-48.
- Nair PNR. Pathogenesis of Apical Periodontitis and the Causes of Endodontic Failures. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1 nov 2004;15(6):348-81.
- Naumovich SS, Naumovich SA, Goncharenko VG. Three-dimensional reconstruction of teeth and jaws based on segmentation of CT images using watershed transformation. *Dento Maxillo Facial Radiol.* 2015;44(4):20140313.
- Neves FS, Freitas DQ, Campos PSF, Ekestubbe A, Lofthag-Hansen S. Evaluation of cone-beam computed tomography in the diagnosis of vertical root fractures: the influence of imaging modes and root canal materials. *J Endod.* 2014;40(10):1530-6.
- 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.* juill 2011;44(7):583-609.
- Oh C-S, Kim J-Y, Choe YH. Learning of cross-sectional anatomy using clay models. *Anat Sci Educ.* 2009;2(4):156-9.
- Okada K, Rysavy S, Flores A, Linguraru MG. Noninvasive differential diagnosis of dental periapical lesions in cone-beam CT scans. *Med Phys.* avr 2015;42(4):1653-65.
- Ørstavik D, Kerekes K, Eriksen HM. The periapical index: A scoring system for radiographic assessment of apical periodontitis. *Dent Traumatol.* 1 févr 1986;2(1):20-34.
- Özer S. Detection of Vertical Root Fractures by Using Cone Beam Computed Tomography with Variable Voxel Sizes in an In Vitro Model. *J Endod.* 1 janv 2011;37(1):75-9.
- Pak JG, Fayazi S, White SN. Prevalence of periapical radiolucency and root canal treatment: a systematic review of cross-sectional studies. *J Endod.* sept 2012;38(9):1170-6.
- Paqué F, Ganahl D, Peters OA. Effects of root canal preparation on apical geometry assessed by micro-computed tomography. *J Endod.* juill 2009;35(7):1056-9.
- Paqué F, Zehnder M, De-Deus G. Microtomography-based comparison of reciprocating single-file F2 ProTaper technique versus rotary full sequence. *J Endod.* oct 2011a;37(10):1394-7.
- Paqué F, Zehnder M, De-Deus G. Microtomography-based comparison of reciprocating single-file F2 ProTaper technique versus rotary full sequence. *J Endod.* oct 2011b;37(10):1394-7.

Paraskevopoulou MT, Khabbaz MG. Influence of Taper of Root Canal Shape on the Intracanal Bacterial Reduction. *Open Dent J.* 2016;10:568-74.

Pashley DH. Clinical considerations of microleakage. *J Endod.* 1 févr 1990;16(2):70-7.

Pasqualini D, Alovise M, Cemenasco A, Mancini L, Paolino DS, Bianchi CC, et al. Micro-Computed Tomography Evaluation of ProTaper Next and BioRace Shaping Outcomes in Maxillary First Molar Curved Canals. *J Endod.* 1 oct 2015;41(10):1706-10.

Pasternak-Júnior B, Sousa-Neto MD, Silva RG. Canal transportation and centring ability of RaCe rotary instruments. *Int Endod J.* 2009;42(6):499-506.

Patel S, Durack C, Abella F, Shemesh H, Roig M, Lemberg K. Cone beam computed tomography in Endodontics – a review. *Int Endod J.* 1 janv 2015;48(1):3-15.

de Paula-Silva FWG, Wu M-K, Leonardo MR, da Silva LAB, Wesselink PR. Accuracy of periapical radiography and cone-beam computed tomography scans in diagnosing apical periodontitis using histopathological findings as a gold standard. *J Endod.* 2009;35(7):1009-12.

Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dento Maxillo Facial Radiol.* 2015;44(1):20140224.

Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol.* févr 2012;81(2):267-71.

Perez F, Rochd T, Lodter J-P, Calas P, Michel G. In vitro study of the penetration of three bacterial strains into root dentine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1 juill 1993;76(1):97-103.

Pertot W Joseph, Pommel L. Mise en forme et nettoyage du système canalaire. In: *Endodontie.* CdP. Wolters Kluwer France; 2012. (JPIO).

Peters LB, Wesselink PR, Buijs JF, van Winkelhoff AJ. Viable bacteria in root dentinal tubules of teeth with apical periodontitis. *J Endod.* févr 2001a;27(2):76-81.

Peters LB, Wesselink PR, Moorer WR. Penetration of bacteria in bovine root dentine in vitro. *Int Endod J.* 1 janv 2000;33(1):28-36.

Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod.* août 2004a;30(8):559-67.

Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod.* août 2004b;30(8):559-67.

Peters OA, Boessler C, Paqué F. Root canal preparation with a novel nickel-titanium instrument evaluated with micro-computed tomography: canal surface preparation over time. *J Endod.* juin 2010;36(6):1068-72.

Peters OA, Laib A, Göhring TN, Barbakow F. Changes in Root Canal Geometry after Preparation Assessed by High-Resolution Computed Tomography. *J Endod.* 1 janv 2001b;27(1):1-6.

Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int Endod J.* 2003;36(2).

Peters OA, Schönenberger K, Laib A. Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *Int Endod J.* avr 2001c;34(3):221-30.

- PlanMeca. Caractéristiques techniques - Planmeca ProMax 3D Mid [Internet]. [cité 9 oct 2017]. Disponible sur: <http://www.planmeca.com/fr/Imagerie-dentaire/Imagerie-3D/Planmeca-ProMax-3D-Mid/Caracteristiques-techniques/>
- Plotino G, Grande NM, Falanga A, Di Giuseppe IL, Lamorgese V, Somma F. Dentine removal in the coronal portion of root canals following two preparation techniques. *Int Endod J.* 2007;40(11):852-8.
- Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study. *Odontology.* janv 2014;102(1):31-5.
- Preece D, Williams SB, Lam R, Weller R. « Let's get physical »: advantages of a physical model over 3D computer models and textbooks in learning imaging anatomy. *Anat Sci Educ.* août 2013;6(4):216-24.
- Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* févr 1997;23(2):77-85.
- Pujol S, Baldwin M, Nassiri J, Kikinis R, Shaffer K. Using 3D modeling techniques to enhance teaching of difficult anatomical concepts. *Acad Radiol.* avr 2016;23(4):507-16.
- Qu X, Li G, Ludlow JB, Zhang Z, Ma X. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* déc 2010;110(6):770-6.
- Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *J Endod.* 1 mai 1985;11(5):203-11.
- Robberecht L, Chai F, Dehurtevent M, Marchandise P, Bécavin T, Hornez J-C, et al. A novel anatomical ceramic root canal simulator for endodontic training. *Eur J Dent Educ Off J Assoc Dent Educ Eur.* nov 2017;21(4):e1-6.
- Rodrigues RCV, Zandi H, Kristoffersen AK, Enersen M, Mdala I, Ørstavik D, et al. Influence of the Apical Preparation Size and the Irrigant Type on Bacterial Reduction in Root Canal-treated Teeth with Apical Periodontitis. *J Endod.* juill 2017;43(7):1058-63.
- Ruddle CJ, Machtou P, West JD. The shaping movement 5th generation technology. *Dent Today.* 2013;32(4):94.
- Saber SEDM, Nagy MM, Schäfer E. Comparative evaluation of the shaping ability of ProTaper Next, iRaCe and Hyflex CM rotary NiTi files in severely curved root canals. *Int Endod J.* févr 2015;48(2):131-6.
- Saberi N, Patel S, Mannocci F. Comparison of centring ability and transportation between four nickel titanium instrumentation techniques by micro-computed tomography. *Int Endod J.* juin 2017;50(6):595-603.
- Salmon P. Non-linear pattern formation in bone growth and architecture. *Front Endocrinol.* 2014;5:239.
- Sanchez CA, Wiley J. The role of dynamic spatial ability in geoscience text comprehension. *Learn Instr.* 1 juin 2014;31(Supplement C):33-45.
- Schäfer E, Bürklein S. Impact of nickel-titanium instrumentation of the root canal on clinical outcomes: a focused review. *Odontology.* juill 2012;100(2):130-6.

Schäfer E, Diez C, Hoppe W, Tepel J. Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in human permanent teeth. *J Endod.* mars 2002;28(3):211-6.

Schäfer E, Erler M, Dammaschke T. Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J.* 2006;39(3):203-12.

Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel–titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J.* 2004;37(4):229-38.

Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* avr 1974;18(2):269-96.

Schloss T, Sonntag D, Kohli MR, Setzer FC. A Comparison of 2- and 3-dimensional Healing Assessment after Endodontic Surgery Using Cone-beam Computed Tomographic Volumes or Periapical Radiographs. *J Endod.* juill 2017;43(7):1072-9.

Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* août 1971;32(2):271-5.

Schulze D, Heiland M, Blake F, Rother U, Schmelzle R. Evaluation of quality of reformatted images from two cone-beam computed tomographic systems. *J Cranio-Maxillofac Surg.* 1 févr 2005;33(1):19-23.

Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dento Maxillo Facial Radiol.* juill 2011;40(5):265-73.

SedentexCT project. Radiation Protection : cone Beam CT for dental and maxillofacial radiology evidence based guidelines [Internet]. SedentexCT; 2011 [cité 14 oct 2017]. Disponible sur: <http://eadmfr.eu/sedentexct/guidance-cbct>

Segura-Egea JJ, Martín-González J, Castellanos-Cosano L. Endodontic medicine: connections between apical periodontitis and systemic diseases. *Int Endod J.* 1 oct 2015;48(10):933-51.

Sen BH, Piskin B, Demirci T. Observation of bacteria and fungi in infected root canals and dentinal tubules by SEM. *Dent Traumatol.* 1 févr 1995;11(1):6-9.

Shams L, Seitz AR. Benefits of multisensory learning. *Trends Cogn Sci.* 2008;12(11):411-7.

Shen Y, Cheung GSP. Methods and models to study nickel–titanium instruments. *Endod Top.* 1 sept 2013;29(1):18-41.

Shuping GB, Ørstavik D, Sigurdsson A, Trope M. Reduction of intracanal bacteria using nickel-titanium rotary instrumentation and various medications. *J Endod.* 2000;26(12):751-5.

Silva EJNL, Pacheco PT, Pires F, Belladonna FG, De-Deus G. Microcomputed tomographic evaluation of canal transportation and centring ability of ProTaper Next and Twisted File Adaptive systems. *Int Endod J.* juill 2017;50(7):694-9.

da Silva Limoeiro AG, dos Santos AHB, De Martin AS, Kato AS, Fontana CE, Gavini G, et al. Micro-Computed Tomographic Evaluation of 2 Nickel-Titanium Instrument Systems in Shaping Root Canals. *J Endod.* 1 mars 2016;42(3):496-9.

Sonntag D, Ott M, Kook K, Stachniss V. Root canal preparation with the NiTi systems K3, Mtwo and ProTaper. *Aust Endod J.* 2007;33(2):73-81.

Stern S, Patel S, Foschi F, Sherriff M, Mannocci F. Changes in centring and shaping ability using three nickel–titanium instrumentation techniques analysed by micro-computed tomography ( $\mu$ CT). *Int Endod J.* juin 2012;45(6):514-23.

Stoetzer M, Nickel F, Rana M, Lemound J, Wenzel D, von See C, et al. Advances in assessing the volume of odontogenic cysts and tumors in the mandible: a retrospective clinical trial. *Head Face Med.* 20 avr 2013;9:14.

Suetens P, Bellon E, Vandermeulen D, Smet M, Marchal G, Nuyts J, et al. Image segmentation: methods and applications in diagnostic radiology and nuclear medicine. *Eur J Radiol.* 1993;17(1):14-21.

Sugand K, Abrahams P, Khurana A. The anatomy of anatomy: A review for its modernization. *Anat Sci Educ.* 1 mars 2010;3(2):83-93.

Sweller J. Cognitive load during problem solving: Effects on learning. *Cogn Sci.* 1988;12(2):257-85.

Tam M, Hart AR, Williams S, Heylings D, Leinster S. Is learning anatomy facilitated by computer-aided learning? A review of the literature. *Med Teach.* 2009;31(9):e393-6.

Tambe VH, Vishwas J, Ghonmode WN, Nagmode P, Agrawal GP, Balsaraf O. Scanning electron microscopic analysis to compare the cleaning efficiency of three different irrigation systems at different root canal levels: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract.* 1 juill 2014;15(4):433-7.

Taschieri S, Del Fabbro M, Samaranayake L, Chang JWW, Corbella S. Microbial invasion of dentinal tubules: a literature review and a new perspective. *J Investig Clin Dent.* août 2014;5(3):163-70.

Tchorz JP, Brandl M, Ganter PA, Karygianni L, Polydorou O, Vach K, et al. Pre-clinical endodontic training with artificial instead of extracted human teeth: does the type of exercise have an influence on clinical endodontic outcomes? *Int Endod J.* sept 2015;48(9):888-93.

Tchounikine P. Pour une ingénierie des Environnements Informatiques pour l'Apprentissage Humain. *Rev I3-Inf Interact Intell.* 2002;2:59-95.

Theodorakou C, Walker A, Horner K, Pauwels R, Bogaerts R, Jacobs R, et al. Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms. *Br J Radiol.* févr 2012;85(1010):153-60.

UBO Openfactory. UBO Open Factory / UBO Open Factory - UBO Openfactory [Internet]. [cité 11 nov 2017]. Disponible sur: <http://uboopenfactory.univ-brest.fr/UBO-Open-Factory>

Uraba S, Ebihara A, Komatsu K, Ohbayashi N, Okiji T. Ability of Cone-beam Computed Tomography to Detect Periapical Lesions That Were Not Detected by Periapical Radiography: A Retrospective Assessment According to Tooth Group. *J Endod.* août 2016;42(8):1186-90.

Vallaeys K, Chevalier V, Arbab-Chirani R. Comparative analysis of canal transportation and centring ability of three Ni–Ti rotary endodontic systems: Protaper®, MTwo® and Revo-S™, assessed by micro-computed tomography. *Odontology.* 1 janv 2016;104(1):83-8.

Vallaeys K, Kacem A, Legoux H, Le Tenier M, Hamitouche C, Arbab-Chirani R. 3D dento-maxillary osteolytic lesion and active contour segmentation pilot study in CBCT: semi-automatic vs manual methods. *Dentomaxillofacial Radiol.* 21 mai 2015;44(8):20150079.

Van Merriënboer JGG, Sweller J. Cognitive load theory in health professional education: design principles and strategies. *Med Educ.* 1 janv 2010;44(1):85-93.

- Van Nuland SE, Rogers KA. The anatomy of E-Learning tools: Does software usability influence learning outcomes? *Anat Sci Educ.* 8 juill 2016;9(4):378-90.
- Vandenberg SG, Kuse AR. Mental rotations, a group test of three-dimensional spatial visualization. *Percept Mot Skills.* 1978;47(2):599-604.
- Vandenberghe B, Luchsinger S, Hostens J, Dhoore E, Jacobs R, SEDENTEXCT Project Consortium. The influence of exposure parameters on jawbone model accuracy using cone beam CT and multislice CT. *Dento Maxillo Facial Radiol.* sept 2012;41(6):466-74.
- Varela-Patiño P, Ibañez-Párraga A, Rivas-Mundiña B, Cantatore G, Otero XL, Martin-Biedma B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *J Endod.* janv 2010;36(1):157-9.
- Venino PM, Citterio CL, Pellegatta A, Ciccarelli M, Maddalone M. A Micro-computed Tomography Evaluation of the Shaping Ability of Two Nickel-titanium Instruments, HyFlex EDM and ProTaper Next. *J Endod.* avr 2017;43(4):628-32.
- Venskutonis T, Plotino G, Juodzbaly G, Mickevičienė L. The importance of cone-beam computed tomography in the management of endodontic problems: a review of the literature. *J Endod.* 2014;40(12):1895-901.
- Vuchkova J, Maybury TS, Farah CS. Testing the educational potential of 3D visualization software in oral radiographic interpretation. *J Dent Educ.* nov 2011;75(11):1417-25.
- Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod.* juill 1988;14(7):346-51.
- 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.
- Weine FS. *Endodontic therapy.* CV Mosby; 2003.
- Weine FS, Kelly RF, Lio PJ. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod.* 1 août 1975;1(8):255-62.
- Wu H, Peng C, Bai Y, Hu X, Wang L, Li C. Shaping ability of ProTaper Universal, WaveOne and ProTaper Next in simulated L-shaped and S-shaped root canals. *BMC Oral Health.* 2015;15(1):27.
- Wu MK, Fan B, Wesselink PR. Leakage along apical root fillings in curved root canals. Part I: effects of apical transportation on seal of root fillings. *J Endod.* avr 2000a;26(4):210-6.
- Wu M-K, Fan B, Wesselink PR. Leakage Along Apical Root Fillings in Curved Root Canals. Part I: Effects of Apical Transportation on Seal of Root Fillings. *J Endod.* 1 avr 2000b;26(4):210-6.
- Wu M-K, Wesselink PR. Efficacy of three techniques in cleaning the apical portion of curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 1995;79(4):492-6.
- Xi T, Schreurs R, Heerink WJ, Bergé SJ, Maal TJ. A novel region-growing based semi-automatic segmentation protocol for three-dimensional condylar reconstruction using cone beam computed tomography (CBCT). *PloS One.* 2014;9(11):e111126.
- Yammine K, Violato C. A meta-analysis of the educational effectiveness of three-dimensional visualization technologies in teaching anatomy. *Anat Sci Educ.* déc 2015;8(6):525-38.

- Yamine K, Violato C. The effectiveness of physical models in teaching anatomy: a meta-analysis of comparative studies. *Adv Health Sci Educ.* 1 oct 2016;21(4):883-95.
- Yang G, Yuan G, Yun X, Zhou X, Liu B, Wu H. Effects of two nickel-titanium instrument systems, Mtwo versus ProTaper universal, on root canal geometry assessed by micro-computed tomography. *J Endod.* oct 2011;37(10):1412-6.
- Yao WC, Regone RM, Huyhn N, Butler EB, Takashima M. Three-dimensional sinus imaging as an adjunct to two-dimensional imaging to accelerate education and improve spatial orientation. *The Laryngoscope.* mars 2014;124(3):596-601.
- Yau H-T, Yang T-J, Chen Y-C. Tooth model reconstruction based upon data fusion for orthodontic treatment simulation. *Comput Biol Med.* 1 mai 2014;48(Supplement C):8-16.
- Yilmaz E, Kayikcioglu T, Kayipmaz S. Computer-aided diagnosis of periapical cyst and keratocystic odontogenic tumor on cone beam computed tomography. *Comput Methods Programs Biomed.* juill 2017;146:91-100.
- You S-Y, Kim H-C, Bae K-S, Baek S-H, Kum K-Y, Lee W. Shaping ability of reciprocating motion in curved root canals: a comparative study with micro-computed tomography. *J Endod.* sept 2011;37(9):1296-300.
- Young JQ, Van Merriënboer J, Durning S, Ten Cate O. Cognitive Load Theory: implications for medical education: AMEE Guide No. 86. *Med Teach.* mai 2014;36(5):371-84.
- Yushkevich PA, Piven J, Hazlett HC, Smith RG, Ho S, Gee JC, et al. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage.* 2006;31(3):1116-28.
- Zanesco C, S6 MVR, Schmidt S, Fontanella VRC, Grazziotin-Soares R, Barletta FB. Apical Transportation, Centering Ratio, and Volume Increase after Manual, Rotary, and Reciprocating Instrumentation in Curved Root Canals: Analysis by Micro-computed Tomographic and Digital Subtraction Radiography. *J Endod.* mars 2017;43(3):486-90.
- Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Micro-computed tomography evaluation of the preparation of mesiobuccal root canals in maxillary first molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 instruments. *J Endod.* mars 2013;39(3):385-8.
- Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Root Canal Preparation of Mandibular Molars with 3 Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Micro-Computed Tomographic Study. *J Endod.* 6 sept 2014;
- Zhu SC, Yuille A. Region competition: Unifying snakes, region growing, and Bayes/MDL for multiband image segmentation. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell.* 1996;18(9):884-900.

**Titre : Exploitation des données endodontiques en tomographie volumique : de la microtomographie *in vitro* à la scanographie *in vivo*.**

**Résumé :** La Tomographie Volumique à Faisceau Conique (TVFC) est une technologie d'imagerie tridimensionnelle très pertinente à utiliser en odontologie. Notre travail a pour objectifs de montrer ses intérêts et les applications spécifiques en endodontie. Après avoir redéfini les conséquences délétères possibles per et post opératoires des traitements endodontiques et expliqué les principes de la TVFC, nous explorons dans un premier temps les effets de la préparation canalaire *in vitro* à l'aide de la microtomographie à haute résolution puis, dans un second temps, la problématique et les intérêts de la création de reconstructions tridimensionnelles fiables et précises. Cette dernière partie aborde les notions de traitement des images issues de TVFC avant d'expliquer la démarche adoptée pour élaborer une classification tridimensionnelle des lésions inflammatoires périapicales d'origine endodontique sous formes numérique et physique.

**Mots-Clés :** Tomographie Volumique à Faisceau Conique (TVFC), microtomographie, lésions inflammatoires périradiculaires d'origine endodontique, transport canalaire (LIPOE), traitement d'images, modèles numérique et physique.

**Title : Endodontic data utilization : from microtomography, *in vitro*, to scanning, *in vivo*.**

**Summary :** Cone Beam Computerized Tomography (CBCT) is a highly relevant three-dimensional imaging technology for use in dentistry. Our work aims to show its interests and specific applications in endodontics. After having redefined the possible deleterious per and post-operative consequences of endodontic treatments and explained the principles of CBCT, we first explore the effects of *in vitro* canal preparation, using high resolution microtomography and then, in a second time, the problematic and the interests of the creation of reliable and precise three-dimensional reconstructions. This last part deals with the notions of CBCT image processing before explaining the approach adopted to develop a three-dimensional classification of endodontic periapical lesions in digital and physical form.

**Keywords :** Cone Beam Computerized Tomography (CBCT), microtomography, periapical lesion, canal transportation, image processing, digital and physical models.