



En vue de l'obtention du DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par l'Université Toulouse 3 - Paul Sabatier

Présentée et soutenue par

Jérôme MICHETTI

Le 1 juillet 2019

Segmentation endodontique sur des images scanner 3D : méthodes et validation.

Ecole doctorale : EDMITT - Ecole Doctorale Mathématiques, Informatique et Télécommunications de Toulouse

Spécialité : Informatique et Télécommunications

Unité de recherche : IRIT : Institut de Recherche en Informatique de Toulouse

> Thèse dirigée par Denis KOUAME et Franck DIEMER

> > Jury

M. Reza ARBAB-CHIRANI, Rapporteur Mme Françoise PEYRIN, Rapporteure M. Adrian BASARAB, Examinateur Mme Christine CHAPPARD, Examinatrice M. Denis KOUAME, Directeur de thèse M. Franck DIEMER, Directeur de thèse





En vue de l'obtention du DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par l'Université Toulouse 3 - Paul Sabatier

Présentée et soutenue par

Jérôme MICHETTI

Le 1 juillet 2019

Segmentation endodontique sur des images scanner 3D : méthodes et validation.

Ecole doctorale : EDMITT - Ecole Doctorale Mathématiques, Informatique et Télécommunications de Toulouse

Spécialité : Informatique et Télécommunications

Unité de recherche : IRIT : Institut de Recherche en Informatique de Toulouse

> Thèse dirigée par Denis KOUAME et Franck DIEMER

> > Jury

M. Reza ARBAB-CHIRANI, Rapporteur Mme François PEYRIN, Rapporteure M. Adrian BASARAB, Examinateur Mme Christine CHAPPARD, Examintarice M. Denis KOUAME, Directeur de thèse M. Franck DIEMER, Directeur de thèse M. Xavier RIPOCHE, Membre invité

Merci...

... à l'IRIT pour m'avoir accueilli et soutenu pendant ces quelques années de doctorats.

... à mes directeurs de thèse au sein de l'IRIT, Denis Kouamé et Adrian Basarab. Vous avez courageusement accepté de m'accompagner dans ce parcours de doctorat sur le sujet intrigant de la dévitalisation dentaire. Sujet qui maintenant je l'espère n'a plus de secret pour vous. Je vous suis infiniment reconnaissant pour le temps inestimable que vous avez consacré à m'enseigner l'imagerie médicale et à me guider dans cette thèse. J'espère que ce travail, témoin du profond respect que je vous porte, sera à la hauteur de vos attentes.

... à mon directeur de thèse au sein de la Faculté Dentaire, Franck Diemer. Vous avez à nouveau accepté de me suivre dans ce nouveau projet après ma thèse d'exercice. Depuis 2009 vous me soutenez au pays de l'imagerie. De la « défragmentation » nous arrivons maintenant à parler « d'intelligence artificielle » en endodontie. Et le voyage n'est pas terminé. Merci infiniment pour vos conseils, le goût de la recherche et le support inestimable que vous avez apporté à ce projet.

... à mon épouse Marie-Alice. Je te remercie profondément pour ta patience et pour ton écoute. Ce projet n'aurait jamais abouti sans ton soutien. Marie-Alice, bientôt ton mari ne sera plus « étudiant ».

... à ma fille Chloé. À force de voir ton père derrière un ordinateur, Chloé, tu es devenue une experte en image radiographique de dent et tu commences déjà à coder sur un ordinateur. Je suis très fier.

... à mon fils Maxime. Tu es une source d'énergie et je suis heureux de voir que tu as le même goût que moi pour les constructions 3D.

TABLE DES MATIERES

REMERCIEMENTS	ii
TABLE DES MATIERES	<i>iii</i>
RÉSUMÉ	iv
LISTE DES FIGURES	v
LISTE DES TABLEAUX	<i>viix</i>
INTRODUCTION	1
Chapitre 1 - ENDODONTIE	5
Chapitre 2 – SEGMENTATION ENDODONTIQUE	21
Chapitre 3 – VALIDATION SUR DENTS EXTRAITES	37
Chapitre 4 – RÉALISATION D'UN FANTÔME PARODONTAL	51
Chapitre 5 – PERSPECTIVES	69
CONCLUSION GÉNÉRALE	77
LISTE DES CONTRIBUTIONS	79
RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	83

Dans les cabinets dentaires, la dévitalisation des dents est un traitement réalisé quotidiennement (6 millions de traitement par an en France). Une bonne connaissance de l'anatomie canalaire (intérieur de la dent ou endodonte) est un pré requis indispensable au succès d'un traitement endodontique. Pour faire face aux nombreuses variations anatomiques qui viennent compliquer cette thérapeutique, les chirurgiens-dentistes ne disposent essentiellement que de la radiographie intra-buccale deux dimensions (2D) laquelle ne permet pas la complète compréhension de cette anatomie 3D. Distorsion, compression de l'anatomie et superposition des structures avoisinantes perturbent la qualité de l'image n'autorisant pas une évaluation qualitative et quantitative précise de cette anatomie. Les appareils de tomographie volumique à faisceau conique ou cone-beam (CBCT) présents dans les cabinets dentaires pourraient constituer une alternative en fournissant de petites reconstructions 3D de structures dentomaxillofaciales. Mais l'évaluation de la précision diagnostique des CBCT dentaires sur l'anatomie canalaire est nécessaire afin de pouvoir justifier leur indication pour les traitements endodontiques. En effet, le développement d'une méthode de segmentation endodontique sur des images CBCT n'est pas aisée du fait de la finesse de cette anatomie canalaire par rapport à la résolution du système d'imagerie, de la qualité d'image et de la difficulté à valider les résultats obtenus.

Afin d'aider la thérapeutique endodontique, les travaux réalisés dans cette thèse ont pour but de fournir des outils informatiques et des méthodes utiles à l'obtention d'une évaluation quantitative du réseau canalaire radiculaire.

Nous avons proposé une méthode pour évaluer quantitativement les résultats de segmentation endodontique CBCT par comparaison avec les données équivalentes micro-scanners. Un recalage automatique entre les deux modalités d'imagerie a permis de comparer les volumes segmentés, la surface et le diamètre des sections canalaires. Afin de valider cette méthode et d'évaluer la faisabilité d'une segmentation l'endodonte en CBCT, nous avons testé un seuillage local adaptatif développé pour répondre à notre problématique sur des dents extraites.

Pour permettre la validation des résultats de segmentation sur des images de qualité clinique (qualité dégradée par les structures anatomiques présentes autour des dents dans le champ de vue et celles hors du champ de vue), nous avons élaboré et validé un fantôme parodontal. Ce fantôme a été réalisé autour de dents extraites et a permis de préserver notre méthode de comparaison avec la vérité terrain fournie par les micro-scanners.

En fin de thèse, nous avons évoqué les perspectives basées sur l'apprentissage profond et les premières études réalisées pour compenser la réduction de la qualité d'image afin de pouvoir tester et valider la segmentation endodontique en condition clinique.

LISTE DES FIGURES

Figure 1: Vascularisation de la pulpe : 1. émail, 2. veines, 3. artère, 4. ligament parodontal, 5. cément, 6. dentine,7. os alvéolaire [Auriol et al 2000]
Figure 2: Endodonte ou cavité pulpaire d'une molaire supérieure [Vertucci 2005]6
Figure 3: Différentes anatomies endodontiques après coloration du réseau canalaire et diaphanisation des dents. A : Molaire inférieure, B et C : prémolaires, D et E : Molaires supérieures [Vertucci 2005]
Figure 4: Concept traditionnel de la morphologie apicale avec la partie la plus étroite du canal (ou « constriction apicale ») située au niveau de la jonction cémento-dentinaire. Au-delà de ce repère, le canal s'élargit et forme le foramen apical7
Figure 5: Exemple d'instruments endodontiques rotatifs (2Shape® de Microméga)8
Figure 6: A gauche : radiographies pré-opératoires des molaires supérieures droites (16 et 17), atteintes de caries profondes, en pulpite aigüe. A droite : Radiographies post-opératoires après obturation des canaux
Figure 7: Concept traditionnel de la morphologie apicale avec la partie la plus étroite du canal (ou « constriction apicale ») située au niveau de la jonction cémento-dentinaire. Au-delà de ce repère, le canal s'élargit et forme le foramen apical [Vertucci 2005]9
Figure 8: « Endodontic case difficulty assessment form and guidelines » criteria B [version française réalisée par l'Académie Candienne d'Endodontie – Normes de pratique]
Figure 9: Système d'acquisition CBCT regroupant sur un même bras rotatif le tube émetteur et le détecteur. Le centre du champ de vue est positionné au niveau de l'axe de rotation du bras.15
Figure 10: Positionnement patient lors de l'acquisition avec le CS 81003D ® de Carestream Dental. 17
Figure 11: Mise en évidence d'une deuxième racine palatine et d'un canal non obturé sur la deuxième molaire supérieure droite (17). À droite : rétro-alvéolaire. À gauche : coupes CBCT orthogonales (résolution 150µm)
Figure 12: Évaluation d'une pathologie apicale sur la deuxième prémolaire inférieure gauche (35). Radiographie conventionnelle avec compression de l'anatomie sur une image 2D (A). Reconstruction CBCT (B)
Figure 13: Anatomie endodontique générale de la première molaire mandibulaire. À gauche, schémas localisant la dent dans le secteur droit. À droite, représentation en 3D de la partie radiculaire de cette dent
Figure 14: Extraits de la plaquette commerciale du PTG
Figure 15: Extraits de la plaquette commerciale du TS
Figure 16: Représentation schématique de la méthode de recalage des volumes coronaire et apical26
Figure 17: Section radiculaire de la racine mésiale d'une première molaire mandibulaire après segmentation et labellisation (fond = 0 ; dentine = 1 ; canal = 2)

Figure 18: Addition des contours détectés des surfaces pré-opératoires avec le complément des surfaces Figure 19: Visualisation 3D du pourcentage de surface non préparée avec la surface radiculaire en transparence. (A) Vues mésiales, (B) vues vestibulaires. La surface canalaire est colorée en vert pour la pré-opértoire et en rouge pour la post-opératoire. En (3) superposition des 2 Figure 20: Représentation des mesures de déviation canalaire sur une section d'une racine mésiale d'une molaire mandibulaire. Avant traitement (A) et après préparation (B). MB : mesiobuccal ou Figure 21: Visualisation d'une mesure automatique de déviation canalaire sur une coupe......30 Figure 24: Comparaison de la qualité d'image µCT vs CBCT sur des sections radiculaires d'une Figure 25: Représentation schématique de la méthode de seuillage local. (A) Descriptif général de l'ensemble de l'algorithme. Présentation détaillée de chaque étape de traitement : (B) seuillage global, (C) diffusion des seuils locaux détectés, (D) exclusion de certains kernels de seuils locaux et remplacement par le seuil global pour créer une carte de seuils locaux, (E) fermeture Figure 26: Histogramme d'un volume CBCT de la molaire inférieure. Sur la gauche, le graphique de l'histogramme présente les 3 pics correspondant aux différentes structures de la dent (émail, dentine et pulpe). Sur la droite, reconstruction 2D CBCT d'une coupe coronaire de cette Figure 27: Les différentes étapes du seuillage local adaptatif appliquées sur l'image CBCT d'une coupe radiculaire de la molaire inférieure. (A) Valeurs de gris initiales, (B) résultat du seuillage local, (C) image binaire après détection de contour, (D) valeurs de gris initiales pour chaque point de contour, (E) carte finale de seuils locaux avec la valeur du seuil global attribuée aux kernels exclus, (F) image binaire de la dent résultat de la segmentation par seuillage local [Michetti 2017]......40 Figure 28: Représentation schématique d'une section canalaire. Présentation des 2 mesures utilisées Figure 29: Représentations cone-beam 3D des segmentations canalaires sur les 3 échantillons de l'étude : l'incisive (I) sur la gauche, la molaire inférieure (II) au milieu et la molaire supérieure (III) à droite. Le seuillage global selon la méthode d'Otsu a été utilisé sur les visuels de la première ligne. Les résultats du seuillage local développé dans cette étude sont présentés sur la ligne du bas [Michetti 2017]......44 Figure 30: Visualisations 3D des segmentations avec l'incisive sur la ligne supérieure (I), la molaire inférieure sur la ligne du milieu (II) et la molaire supérieure sur la ligne inférieure (III). La colonne (A) à gauche présente les segmentations μ CT en vert. Les segmentations CBCT en rouge sont dans la colonne (B). Le codage couleur de la différence CBCT-µCT est visualisé

Figure 31: Graphique en nuage de points avec la droite de régression linéaire représentant les mesures μ CT et CBCT pour la surface canalaire (à gauche). Graphique de Bland et Altman pour la différence des mesures de surface entre le μ CT et le CBCT. Les valeurs positives indiquent une surface calculée plus petite pour le CBCT comparée au μ CT (à droite) [Michetti 2017].

Figure 32: Graphique en nuage de points avec la droite de régression linéaire représentant les mesures
µCT et CBCT pour le diamètre de Feret (à gauche). Graphique de Bland et Altman pour la
différence des mesures de diamètre entre le µCT et le CBCT. Les valeurs positives indiquent
une distance calculée plus petite pour le CBCT comparée au µCT (à droite) [Michetti 2017].

- Figure 37: Sur la gauche, exemple de placements des petites régions d'intérêt sur une coupe axiale. Sur la droite, mise en place de la procédure de mesures sur le logiciel MeVisLab®......55

Figure 41: Application du plâtre au pinceau pour simuler la lamina dura......60

- Figure 43: Reconstructions 2D radiculaires des volumes rééchantillonnés et recalés d'une prémolaire. De gauche à droite : image CBCT avec modèle ex vivo complet, image CBCT avec modèle ex vivo sans la vertèbre, image CBCT dent extraite sans modèle ex vivo, image µCT........62
- Figure 45: Reconstructions 2D radiculaires des volumes rééchantillonnés et recalés d'une incisive. De gauche à droite : groupe 3, groupe 2, groupe 1 et µCT. Le profil de densité correspondant à la

ligne horizontale sur l'image μCT, est visualisé à l'aide du graphique situé en dessous de chaque image
Figure 46: Visualisations 3D des segmentations μCT des dents test : l'incisive sur la ligne supérieure, la prémolaire inférieure sur la ligne du milieu et la molaire inférieure sur la ligne inférieure. Le codage couleur met en évidence les différences CBCT-μCT à gauche et CNN subpixel- μCT à droite
Figure 47: Résultat de la segmentation automatique sur un germe dentaire à partir d'images CBCT 76µm [Galibourg 2018]

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Volumes canalaires moyens dans les différents groupes.	31
Tableau 2 : Déviation et centrage canalaire moyens dans les différents groupes	31
Tableau 3 : Comparaison des volumes entre le CBCTet le µCT	46
Tableau 4 : Mesures des sections canalaires radiculaires et différences entre le CBCT et le μ CT	46
Tableau 5 : Résultats du contraste sur bruit pour les différentes configurations de fantômes	57
Tableau 6 : Résultats du rapport contraste sur bruit pour les différents volumes	66
Tableau 7 : Résultats de l'estimation de la résolution pour les différents volumes	67
Tableau 8 : Moyenne des différences	73

1. Contexte

L'endodontie est la discipline odontologique qui concerne le traitement des maladies de la pulpe et du péri-apex de la dent. Une bonne connaissance de l'anatomie canalaire radiculaire est un prérequis essentiel pour assurer le succès d'un traitement endodontique. Selon Peters (2004), trois grandes règles sont à suivre durant ce traitement : identifier et préparer tous les canaux principaux au moyen d'instruments endodontiques, trouver et respecter les longueurs de travail, et évaluer le diamètre canalaire apical initial afin de réaliser une largeur de mise en forme optimale. La nécessité de réduire les échecs thérapeutiques en endodontie (infections périapicales) et leurs conséquences en termes de santé publique (devenir de la dent traitée, remplacement prothétique sur l'arcade ou impact sur les pathologies générales telles que les maladies cardiovasculaires ou le diabète) implique le besoin de promouvoir la qualité de ces soins [Cotti et *al* 2011a et 2011b, Segura-Egea et *al* 2012, Astolphi et *al* 2013, Gomes et *al* 2013].

Dans les cabinets dentaires, la tomographie volumique à faisceau conique ou cone-beam computed tomography (CBCT) permet l'exploration rapide et en 3D de structures dento-maxillo-faciales. Qualitativement, la morphologie canalaire est définie à l'aide des appareils CBCT même si la résolution spatiale n'est pas aussi bonne que pour les radiographies conventionnelles [Matherne 2008]. Cependant, la Commission Européenne sur la radioprotection [Sedentexct 2011] a précisé que de plus amples études sur la précision diagnostique des CBCT dentaires sur l'anatomie canalaire restent nécessaires afin de pouvoir justifier leur indication pour les traitements endodontiques. Une perspective intéressante serait la possibilité d'effectuer une analyse qualitative mais surtout quantitative du réseau canalaire radiculaire. Ceci permettrait d'offrir une complète compréhension de cette morphologie endodontique (nombre de canaux, localisation, longueur, courbure, finesse et diamètre apical) et d'aider à optimiser le traitement endodontique ou à surmonter les possibles difficultés ainsi mises en évidence.

2. But de la recherche

La réalisation d'une évaluation quantitative nécessite de pouvoir extraire précisément le réseau

canalaire du volume acquis ou d'un point de vue du traitement d'image d'effectuer la segmentation endodontique. Dans le cadre de la recherche endodontique, des outils d'exploration endodontique ont déjà été développés pour mesurer cette anatomie sur des images haute résolution segmentées issues de micro tomographes à rayons X (μ CT). Mais ces outils ne peuvent être appliqués directement sur les images CBCT. En effet, aucune méthode de traitement d'image n'existe actuellement pour compenser la résolution limitée de ces systèmes d'imagerie pour l'endodontie.

La principale motivation de cette thèse concerne le développement et la validation d'outils informatiques visant à améliorer la détection de l'anatomie canalaire sur des images CBCT.

3. Organisation du manuscrit

Les motivations et les travaux de cette thèse seront décrits au travers de cinq chapitres.

- 1- Endodontie : ce premier chapitre se divise en 2 sous-parties. Tout d'abord, l'anatomie endodontique sera décrite. Puis nous présenterons la thérapeutique et les outils existants pour mesurer et évaluer la difficulté opératoire du réseau canalaire radiculaire. Le principe de la tomographie volumique à faisceau conique sera ensuite décrit ainsi que les avantages et les limites actuelles de cette technique d'imagerie pour l'endodontie.
- 2- Segmentation endodontique : cette section évoquera l'ensemble des outils informatiques existants ou qui peuvent être développés pour évaluer de manière quantitative l'endodonte à partir des résultats d'une segmentation endodontique.
- 3- Validation de la segmentation sur dents extraites : ce chapitre présentera notre proposition de méthode pour valider les résultats d'une segmentation endodontique en imagerie CBCT. Afin de valider cette méthode et d'évaluer par une première étude la faisabilité d'une segmentation endodontique CBCT, nous décrirons et présenterons les résultats d'un seuillage local adaptatif appliqué sur des dents extraites.
- 4- Réalisation d'un fantôme parodontal : la conception d'un fantôme parodontal nécessaire à l'obtention d'images comparables à celles obtenues cliniquement, sera décrite dans cette section. Ce fantôme qui a pour but de préserver la comparaison avec la vérité terrain (fournie par l'imagerie μCT) pour le développement et l'analyse des méthodes de segmentation endodontique CBCT, sera également évalué en termes de qualité d'images.
- 5- Perspectives : ce chapitre présentera les développements futurs qui restent nécessaires pour

permettre l'obtention d'une analyse quantitative précise de l'anatomie endodontique à partir d'images CBCT. La première sous-section de ce chapitre évoquera la solution (basée sur l'apprentissage profond) que nous avons envisagée pour améliorer la qualité des images cliniques des dents et permettre ainsi la réalisation d'une segmentation précise. La deuxième sous-section exposera le besoin d'une segmentation dentaire en plus d'une segmentation endodontique pour pouvoir assurer et maintenir une correspondance non seulement avec la vérité terrain fournie par le μ CT mais aussi avec l'apprentissage profond.

1. Anatomie endodontique : le réseau canalaire

La cavité centrale de la dent ou endodonte contient la pulpe. Cette dernière constitue l'organe formateur de la dentine (tissu minéralisé constituant l'essentiel de l'organe dentaire recouvert en coronaire par l'émail et au niveau radiculaire par une fine épaisseur d'un tissu appelé cément). La pulpe assure également la nutrition et la sensibilité de la dentine par son réseau vasculo-nerveux (figure 1), et possède une capacité réparatrice dans certaines conditions pathologiques (formation de dentine réactionnelle ou réparatrice) [Auriol 2000].



Figure 1: Vascularisation de la pulpe : 1. émail, 2. veines, 3. artère, 4. ligament parodontal, 5. cément, 6. dentine,7. os alvéolaire [Auriol et al 2000].

La connaissance de l'anatomie endodontique est indispensable pour bien conduire un traitement canalaire. En effet, l'endodonte admet de multiples formes et configurations. Des variations existent en fonction des individus, des dents, de l'âge ou des agressions (dentine réactionnelle). L'endodonte se divise en 2 parties (figure 2) :

- *la chambre pulpaire* : elle correspond à la partie coronaire et est caractérisée par la présence de cornes pulpaires en regard des cuspides.
- *le canal radiculaire* : il représente tout le volume pulpaire présent dans les racines.



Figure 2: Endodonte ou cavité pulpaire d'une molaire supérieure [Vertucci 2005].

Un à plusieurs canaux principaux peuvent exister par dent et par racine et dans la majorité des cas, ils présentent des courbures qui peuvent venir compliquer les procédures endodontiques. À partir du canal principal, il est possible de retrouver des canaux latéraux, des canaux accessoires, des connections intercanalaires et des deltas apicaux (figure 3). On parle de « réseau canalaire ».



Figure 3: Différentes anatomies endodontiques après coloration du réseau canalaire et diaphanisation des dents. A : Molaire inférieure, B et C : prémolaires, D et E : Molaires supérieures [Vertucci 2005].

Au niveau apical (extrémité radiculaire), le rétrécissement du canal principal forme le cône dentinaire. Il s'oppose par son sommet au cône cémentaire (épaisseur de cément). Ce dernier est souvent déporté par rapport à l'axe canalaire principal (50 à 93% selon les études). Sa base constitue le **foramen apical** et sa hauteur augmente au cours de la vie du fait d'une apposition cémentaire continue. La distance séparant le foramen de l'apex anatomique varie de 0,5 à 3 mm. Cette opposition marque la

jonction cémento-dentinaire qui d'un point de vue histologique représente la zone de séparation entre tissu pulpaire et desmodonte (passage du paquet vasculo-nerveux) [Burch 1972, Kuttler 1955, Vertucci 2005, Simon 2012]. <u>D'un point de vue thérapeutique, cette jonction est importante car elle représente la limite théorique de tout traitement endodontique</u>. Cette configuration apicale évolue tout au long de la vie (figure 4). Elle peut être transformée par la production physiologique ou pathologique de dentine et de cément (rétrécissement canalaire et élargissement foraminal). Dans certaines conditions, elle peut même être détruite (ex : lors des lésions péri-apicales).



Figure 4: Concept traditionnel de la morphologie apicale avec la partie la plus étroite du canal (ou « constriction apicale ») située au niveau de la jonction cémento-dentinaire. Au-delà de ce repère, le canal s'élargit et forme le foramen apical.

2. Le traitement endodontique

2.1. Principe

L'endodontie est la discipline odontologique qui concerne la prévention, le diagnostic et le traitement des maladies de la pulpe et du péri-apex (inflammation, dégénérescence, résorption, infection). Son objectif est la conservation sur l'arcade des dents atteintes de ces pathologies, après leur avoir redonné préalablement un état de santé biologiquement, cliniquement et radiologiquement contrôlable ainsi qu'une fonction normale [European Society of Endodontology 2006, Simon 2012].

Le traitement endodontique ou « dévitalisation » est une procédure réalisée lorsque la pulpe présente une inflammation irréversible, une nécrose ou lorsque la cavité pulpaire est utilisée pour augmenter la rétention d'une restauration. Le geste thérapeutique consiste dans un premier temps à éliminer le tissu pulpaire, enflammé ou nécrosé, voire les bactéries et leurs toxines présentes grâce à une mise en forme ou préparation canalaire (nettoyage mécanique à l'aide d'instruments endodontiques manuels ou rotatifs, voir figure 5) et à un nettoyage des canaux (nettoyage chimique à l'aide d'irrigants désinfectant et chélatant).



Figure 5: Exemple d'instruments endodontiques rotatifs (2Shape® de Microméga).

Puis dans un deuxième temps, une obturation complète et étanche de ce réseau canalaire est réalisée pour éviter toute pénétration de fluides tissulaires apicaux (figure 6). Le résultat est le maintien de l'organe dentaire sur l'arcade en bon état physiologique.



Figure 6: A gauche : radiographies pré-opératoires des molaires supérieures droites (16 et 17), atteintes de caries profondes, en pulpite aigüe. A droite : Radiographies post-opératoires après obturation des canaux.

Selon Peters (2004), 3 règles importantes sont à respecter au cours du traitement endodontique :

- **Identifier** et préparer les <u>canaux principaux</u> (un canal non traité ou insuffisamment est une source potentielle d'échec),
- Déterminer et maintenir la longueur de travail,
- Évaluer le <u>diamètre canalaire apical initial</u> afin d'obtenir une largeur optimale de préparation pour assurer une bonne désinfection et une bonne obturation.

2.2. Détermination de la longueur de travail

La préparation canalaire doit être arrêtée à la **jonction cémento-dentinaire** (figure 4) ou à l'opposition du cône dentinaire avec le cône cémentaire (comme l'a recommandé Grove en 1931) [Cohen 2006, Grove 1931, Weine 2004]. Ce dernier ne contient pas de tissu pulpaire mais uniquement le paquet vasculo-nerveux desmodontal. La distance séparant le repère coronaire de l'instrument endodontique de cette limite apicale de préparation est appelée « longueur de travail ou LT » (voir figure 5). Tout dépassement au niveau des tissus de soutien est source de blessures, de contaminations infectieuses, de réactions inflammatoires. Une sous-estimation de la longueur de travail conduit à l'échec thérapeutique à plus ou moins long terme par persistance d'un moignon pulpaire infecté ou par création d'un réservoir bactérien.

Le respect du périapex et surtout de la longueur de travail est une règle d'or en endodontie [Cochet 2004]. Il est vrai que la jonction cémento-dentinaire constitue une limite théorique idéale mais elle demeure une structure histologique dont la localisation clinique est impossible. D'après Kuttler (1955) le rétrécissement maximal du canal est localisé dans la majorité des cas au niveau de cette jonction (figure 7).



Figure 7: Concept traditionnel de la morphologie apicale avec la partie la plus étroite du canal (ou « constriction apicale ») située au niveau de la jonction cémento-dentinaire. Au-delà de ce repère, le canal s'élargit et forme le foramen apical [Vertucci 2005].

Cependant la possibilité de retrouver physiquement cette « constriction apicale » est sujette à controverse. Cette dernière n'est pas un repère anatomique constant : elle peut être détruite, transformée et le concept même d'une constriction apicale unique est remis en cause par certains auteurs [Dummer 1984, Vertucci 2005]. D'après une étude de Dummer (1984), le concept traditionnel de constriction apicale unique (évoquée par Kuttler) n'existe que dans moins de 50% des dents observées (voir figure 4). Le plus souvent les parois canalaires sont parallèles, s'effilent, ou présentent de multiples constrictions. Elle peut également prendre une position variable selon les individus. La détermination

de la longueur de travail semble donc devoir s'adapter à chaque cas. Vertucci (2005) parle d'une région apicale caractérisée par sa variabilité et son imprévisibilité. Néanmoins, les praticiens restent à la recherche de solutions cliniques basées sur des faits plutôt que des opinions [Ricucci 1998a].

Les méthodes recommandées pour déterminer la limite apicale de préparation au cours du traitement endodontique sont électroniques ou radiographiques.

Le localisateur électronique d'apex identifie le franchissement du **foramen apical** en mesurant la résistance électrique de la racine. Cette méthode fournit une mesure de la longueur de travail précise dans la majorité des cas par estimation de la position de la jonction cémento-dentinaire à partir du foramen apical (structure anatomique constante). La longueur de travail retenue sera cette mesure diminuée de 0,5 à 1 mm (la constriction apicale se situant en retrait du foramen) [Georgelin-Gurgel 2008]. La distance conseillée de 0,5 à 1 mm représente une moyenne. Elle ne tient pas compte de l'importante variabilité qu'il peut exister entre chaque dent et chaque individu [Vertucci 2005]. Ricucci trouve que le plus souvent la distance séparant la constriction apicale du foramen est supérieure à 1 mm et qu'elle peut aller jusqu'à plusieurs millimètres [Ricucci 1998b]. Enfin des mesures imprécises ou erronées surviendront en présence de dents immatures, de tissu carieux, d'un exsudat apical persistant ou d'une bifurcation apicale.

La radiographie rétroalvéolaire est une radiographie 2D intra buccale intéressant deux à trois dents (exemple voir figure 6). C'est la seule technique radiographique permettant d'aider à la détermination de la longueur de travail au cours du traitement endodontique grâce au cliché « lime en place » (radiographie avec un instrument endodontique inséré dans chaque canal). Néanmoins elle présente certains inconvénients :

- interprétation subjective d'une radiographie pour un contraste et une définition donnés.

- *projection sur un plan d'un volume* : les courbures canalaires sont difficilement appréciables et nécessitent la multiplication des incidences [Vertucci 2005]. Ex : une lime positionnée à l'apex radiologique peut en réalité dépasser le foramen apical si la racine présente une courbure dans le sens du faisceau de rayons X.

- superpositions anatomiques : ex : foramen mentonnier, plancher sinusien...

- *distorsions et mesures impossibles* : difficultés de positionnement du film radiographique intra buccal au contact de la dent et face aux rayons incidents. En endodontie, la technique des plans parallèles est limitée par le peu de compatibilité des angulateurs avec le champ opératoire.

La jonction cémento-dentinaire est un point de repère histologique marquant la séparation entre deux tissus qui ne peut être mise en évidence par un cliché rétroalvéolaire. De la même manière, la constriction apicale, souvent absente ou altérée, est une structure anatomique trop fine pour être distinguée par une radiographie 2D lorsqu'elle est présente. Le foramen apical pourrait alors apparaître

comme un repère anatomique plus utile dans le choix de la longueur de travail sur un cliché radiographique. Une fois sa position déterminée, l'emplacement de la constriction apicale, si elle existe, ou de la jonction cémento-dentinaire pourrait être estimé. Cependant, du fait de la déviation de l'axe du cône cémentaire, le foramen ne se trouve que rarement au niveau de l'extrémité apicale (50 à 93% de déviation [Burch 1972]). Cette déviation est en effet détectée par l'examen radiographique seulement lorsque le foramen se termine en mésial ou en distal de l'apex. En vestibulaire ou lingual, une superposition avec la structure radiculaire a lieu [Burch 1972, Ricucci 1998a]. En outre, il n'existe pas de distance moyenne commune séparant la constriction apicale du foramen apical.

Au niveau radiologique, seule l'extrémité apicale de la racine est visible de manière constante : elle est définie comme le « dôme radiographique » ou « apex radiologique » (point le plus éloigné du bord incisif ou occlusal sur le cliché). En effet, selon l'incidence du faisceau de rayons X et suivant la courbure de la racine, cette structure ne peut être définie comme le vertex apical ou apex anatomique. Le cliché peropératoire « lime en place » consiste donc à repérer la position de l'extrémité de la lime endodontique par rapport à l'apex radiologique. La distance séparant le foramen apical du dôme radiographique varie de 0 à 3 mm [Burch 1972, Dummer 1984, Kuttler 1955, Wu 2000].

2.3. Détermination du diamètre canalaire initial

Un canal a une longueur et un diamètre, et ce sont ces 2 dimensions qui doivent être considérées lors d'un traitement endodontique [Senia 2001]. Les bactéries à l'origine des lésions péri-apicales infiltrent les tissus et sont retrouvées dans les tubuli dentinaires adjacents à la pulpe. Il devient donc utile de retirer au maximum cette couche de dentine infectée lors de la préparation canalaire en réalisant un élargissement du diamètre canalaire apical. Cet élargissement a également pour but de favoriser l'irrigation sur toute la longueur en créant un réservoir (le traitement endodontique doit par la préparation et l'irrigation assurer la réduction voire l'élimination totale des bactéries présentes dans le péri-apex) et d'assurer la mise en forme du canal en vue de son obturation. Il doit cependant ne pas être trop important au risque de fragiliser la racine.

Une approche recommandée, datant de plus de 30 ans, [Weine 2004, Grossman 1988] consiste à élargir la portion apicale du canal avec les 3 diamètres d'instrument qui suivent dans la séquence le premier à atteindre en contrainte la longueur de travail. La séquence ISO en endodontie représente un code couleur associé à des largeurs d'instruments différentes. En général, le diamètre à la pointe de l'instrument augmente de 5/100 ème de mm en 5/100 ème de mm dans la séquence. Ce concept est basé sur le principe que le diamètre à la pointe de ce premier instrument est ajusté au diamètre canalaire et que les 3 instruments suivants vont successivement travailler sur toutes les parois canalaires en vue de

retirer la couche de dentine infectée et de créer un stop apical. Cependant beaucoup d'instruments manuels sont coniques, effilés : la plus petite dimension à la pointe et augmentation du diamètre vers le manche. Lors de leur insertion dans le canal, ils peuvent bloquer à la longueur de travail sans qu'il n'y ait pour autant un ajustage de la pointe au diamètre apical [Senia 2001]. Leeb (1983) a en effet démontré que cette sensation de butée était le plus souvent le résultat d'un contact de l'instrument avec des interférences situées dans les 2/3 coronaux de la racine. Irrégularités de surface, courbures interfèrent avec la capacité du praticien à jauger le diamètre apical avec une lime. En conséquence, la partie terminale des canaux serait souvent non préparée et non nettoyée.

Ce principe qui vise à évaluer le diamètre canalaire avec le premier instrument à atteindre en butée la limite apicale de préparation serait donc basé sur la fausse croyance que le canal est plus étroit en apical et que l'instrument parcourt le canal sans interférence jusqu'à la constriction [Pécora 2005]. Contreras (2001) a réalisé une comparaison entre le premier instrument à arriver en butée à la longueur de travail avant et après évasement coronaire (« preflaring » : élargissement uniquement de la partie coronaire du canal). Il en a résulté que le diamètre retenu est significativement augmenté après travail instrumental (manuel ou mécanique) des 2/3 coronaux : jusqu'à deux tailles d'instrument endodontique ISO. Cette préparation offre ainsi au praticien une meilleure appréciation des dimensions apicales. Une meilleure décision peut être prise en ce qui concerne le diamètre final pour une préparation optimale. Pécora (2005) et Barroso (2005), ont également démontré l'utilité d'une préparation coronaire du canal. Et selon ces auteurs, le type d'instrument utilisé dans cet évasement joue un rôle important quant aux dimensions apicales répertoriées à la longueur de travail. Pécora (2005) et Barroso (2005), ont également démontré l'utilité d'une préparation coronaire du canal. Et selon ces auteurs, le type d'instrument utilisé dans cet évasement joue un rôle important quant aux dimensions apicales répertoriées à la longueur de travail. Des études ont démontré que le diamètre apical était beaucoup plus large que ce qui pouvait être pensé [Kerekes 1977] et qu'il dépassait fréquemment le diamètre de l'instrument utilisé en fin de préparation canalaire. Les canaux radiculaires semblent donc devoir être préparés de façon plus large que ce qui est habituellement recommandé et ceci apparaît d'autant plus vrai si aucun instrument spécifique d'appréciation du diamètre apical initial n'a été utilisé et que le canal est infecté. Actuellement, il n'existe aucune méthode précise d'évaluation du diamètre canalaire apical. Aucune règle n'existe non plus en ce qui concerne l'amplitude de l'élargissement pour une préparation apicale optimale sans fragiliser la racine. La notion selon laquelle les canaux ont des diamètres apicaux petits est un des mythes de l'endodontie.

2.4. Évaluation de la difficulté opératoire

Environ 6 millions de traitements endodontiques sont réalisés chaque année en France [HAS 2008]. Même si ce traitement est une procédure courante selon les données épidémiologiques, son taux de succès en pratique générale n'est que de seulement 60-85% [Eriksen 2002, Ng 2007].

Une bonne connaissance de l'anatomie endodontique, un bon aménagement des voies d'accès au réseau canalaire, une exploration détaillée de l'intérieur des canaux ainsi qu'une interprétation soignée des radiographies 2D rétroalvéolaires sous différents angles représentent des prérequis indispensables pour assurer le succès de la thérapeutique.

En Europe, tout omnipraticien doit être capable de reconnaître et de traiter efficacement les pathologies pulpaires et périapicales classiques à partir des connaissances acquises au cours de sa formation initiale [European society of endodontology (ESE) 2006]. Les cas cliniques dont la difficulté pour le diagnostic ou le traitement dépasse les connaissances individuelles d'un praticien doivent être adressés à des confrères ayant acquis des compétences spécifiques dans cette discipline endodontique [American Association of Endodontists 2017]. Le praticien a une obligation légale et éthique de déterminer pour chaque cas s'il possède les compétences et les outils pour gérer de manière prévisible les besoins du patient et assurer des soins de qualité [American Association of endodontists 2005]. De nombreux facteurs influencent le niveau de difficulté d'un traitement endodontique. La reconnaissance de ces facteurs avant le début du traitement aide les patients et les praticiens à comprendre les risques. L'association américaine des endodontistes (AAE) a développé dans ce sens une classification des cas selon les degrés de difficulté et de risque [« Endodontic case difficulty assessment form and guidelines »]. Cette classification a pour but d'aider les praticiens dans leur plan de traitement en rendant l'évaluation des cas cliniques et des facteurs de difficulté plus efficaces. Ces facteurs sont classés en 3 groupes : évaluation du patient, évaluation de la dent et facteurs additionnels. Pour chacune de ces catégories, des sous-critères existent et sont divisés en 3 niveaux de risque : moyen, élevé et très élevé. Un poids relatif en unités étant attribué pour chacun de ces niveaux (1, 2 ou 5 respectivement), la somme de l'ensemble des sous-critères des 3 groupes permet de classer selon la difficulté opératoire chaque cas clinique. Dans la catégorie qui vise à évaluer la dent à traiter, la forme des canaux ou des racines (courbures), les variations morphologiques, le diamètre des canaux constituent des sous-critères de difficulté (figure 8).

Selon cette classification, si toutes les évaluations se situent dans la catégorie de risque moyen, le praticien s'il a de l'expérience avec la procédure devrait atteindre un résultat de traitement prévisible. Il est prévu qu'une personne diplômée de la Faculté de Chirurgie-Dentaire serait à l'aise à ce niveau. Une combinaison d'une ou de plusieurs évaluations dans la catégorie à risque élevé, ou une seule notation dans la catégorie à très haut risque peuvent constituer la base d'une consultation avec un spécialiste, en

fonction du niveau d'expérience du praticien avec le(s) risque(s) particulier(s). Atteindre un résultat prévisible sera difficile même pour les praticiens hautement qualifiés.

B . İ	VALUATION DE LA DENT					
5.	Position et inclinaison de la dent sur l'arcade	Antérieure ou prémolaire Inclinaison faible (-10°) Rotation faible (-10°)		1ère ou 2ième molaire Inclinaison modérée (10-30°) Rotation modérée (10-30°)		3ième molaire Inclinaison marquée (+30°) Rotation extrême (+30°)
6.	Accès et isolation de la dent / morphologie compliquée de la couronne	Couronne normale originale ou restauration adéquate Aucun pré-traitement requis pour isoler la dent Crampon stable		Taurodontisme / microdens Pré-traitement simple requis pour isoler la dent Crampon instable (manque de rétention)		Fusion / dens in dente* Pré-traitements élaborés requis pour isoler la dent Obstruction (pivot / faux moignon / instrument brisé / amalgame) Couronne métal / porcelaine / incrust. / attelle
7.	Formes du canal et de la racine	Trajet du canal en I Peu ou pas d'angle (-10°) dans le canal Canal unique sur antérieure ou prémolaire Apex fermé(s)		Courbure canalaire en J Courbure modéré (10-30°) Molaire avec 3 canaux ou – Prémolaire ou antérieure 2 can. Traitement de canal préalablement initié Axe de la couronne différent de l'axe de la racine		Crampon quasi impossible à placer Courbure canalaire en C ou S Courbure extrême (+30°) Molaire avec 4 canaux ou + Prémolaire avec 3 canaux Subdivision du canal au 1/3 apical ou au 1/3 moyen Système de canal en C Dent très longue (+30nm) Aper ouvert(s)
8.	Calcifications des canaux	Canal large et net		Forme visible bien que réduite du canal/ch. pulpaire Pulpolithes		Trajet / forme du canal presque imperceptible (complet ou en partie) Canal invisible*
9	Résorptions			Résorption interne sans communication canalaire Résorption apicale		Résorption interne avec communication canalaire* Résorption externe avec* / sans communication canalaire
10.	Perforation mécanique		Ц	remoration supra-osseuse	Ц	remoration sous-osseuse*

Figure 8: « Endodontic case difficulty assessment form and guidelines » criteria B [version française réalisée par l'Académie Candienne d'Endodontie – Normes de pratique].

Les courbures canalaires qui représentent des difficultés opératoires sont fréquentes mais néanmoins peu évidentes à distinguer sur les radiographies 2D [Vertucci 2005]. Une des principales causes d'échec des traitements endodontiques des molaires est la non mise en évidence et le non traitement de toutes les parties du réseau canalaire. La compression de l'anatomie explorée, la superposition des structures ainsi que les distorsions de l'image lors d'un cliché rétro alvéolaire 2D limitent cet examen [Patel 2009a]. Ces limitations techniques associées aux variations anatomiques peuvent compromettre la mise en évidence de pathologies ou l'appréciation des structures anatomiques [AAE 2017]. **C'est pourquoi, l'étude 3D d'un volume d'intérêt limité pourrait présenter de grandes perspectives dans cette discipline lorsque les informations fournies par la clinique et la radiologie conventionnelle 2D ne sont pas suffisamment contributives (cela rejoint les principes de justification et d'optimisation des clichés irradiants)**.

3. Tomographie volumique à faisceau conique en endodontie

Parmi les techniques d'imagerie à notre disposition (radiographie rétroalvéolaire, orhtopantomogramme), la tomographie volumique à faisceau conique ou cone-beam computed tomography (CBCT) permet l'exploration rapide et en 3D de la sphère maxillo-faciale. Cette exploration

peut être limitée aux structures maxillo-mandibulaire et dento-alvéolaire. Selon le rapport de la Haute Autorité de Santé (HAS) de 2009, le CBCT a une résolution spatiale et une fiabilité qui semblent comparables à celles du scanner pour explorer des structures minéralisées telles que l'os ou les dents.

3.1. Caractéristiques techniques

À la différence du scanner à rayons X, le faisceau ouvert, pyramidal ou conique (largement ouvert) n'effectue **qu'une seule rotation** autour de la tête du patient. Le détecteur n'est plus constitué d'une ou de plusieurs couronnes mais d'un capteur 2D [Cotton 2007, Hauret 2006, Hashimoto 2003]. Il est avec le tube émetteur de rayons X connectés sur un bras rotatif en forme de « C » qui tourne sur le plan horizontal (figure 9). Cette rotation autorise la position assise ou debout du patient pendant l'acquisition.



Figure 9: Système d'acquisition CBCT regroupant sur un même bras rotatif le tube émetteur et le détecteur. Le centre du champ de vue est positionné au niveau de l'axe de rotation du bras.

Pour positionner le système d'acquisition selon la région à explorer (notamment pour les petits champs de vue), une translation limitée du bras est réalisable dans les plans horizontaux et verticaux [Pauwels 2015]. La taille des champs de vue des appareils CBCT varie de 5 cm à moins de 15 cm [Scarfe 2009]. Les paramètres d'acquisition, c'est-à-dire le courant du tube (quelques mA) et la tension du tube (quelques kV), peuvent être modifiés selon la qualité d'image désirée et la taille du patient. Lors de l'acquisition, le temps de rotation du système d'acquisition varie en général entre 10 et 40 secondes. Plus d'une centaine de projections 2D sont enregistrées par le détecteur lors de cette unique rotation. La plupart des systèmes d'acquisition CBCT utilise des détecteurs plans à numérisation indirecte. Une couche de scintillateur, du gadolinium oxysulfide (Gd2 O2 S:Tb) ou du caesium iodide (CsI:Tl), est utilisée pour convertir les rayons X en photons lumineux, lesquels sont ensuite convertis en signal électrique [Pauwels 2015].

Avant la reconstruction du volume, les projections 2D sont corrigées ou pré-traitées par différentes étapes qui varient selon les fabricants. Elles visent à compenser les différences entre les détecteurs et entre les pixels d'un détecteur en termes de sensibilité, et à corriger le "dark" signal lorsque aucun rayon X n'est reçu. Une correction de la rémanence peut être appliquée pour retirer l'image latente des projections précédentes, notamment lorsqu'un grand nombre de projections par seconde est acquis. Les tâches liées aux pixels ou lignes défectueuses peuvent être mises en évidence et corrigées. D'autres étapes de pré-traitement peuvent encore être réalisées. Leur efficacité dépend du système d'acquisition utilisé (spectre, rayons diffusés, distance détecteur-source, réponse du détecteur...) [Pauwels 2015].

La tomographie volumique restitue un volume isotrope (le voxel est cubique) ce qui offre une haute résolution dans tous les plans de l'espace. La reconstruction du volume 3D est généralement effectuée par rétroprojection filtrée en vertu du théorème de la tranche centrale [Zhao 1995].

Théorème de la tranche centrale :

Soit $p(t, \theta)$ la projection de f(x,y) avec t = lieu de la projection et $\theta = angle$ de projection. Le théorème de la tranche centrale permet de relier la transformée de Fourier (TF) 2D de l'objet f(x,y) à la TF 1D de la projection $p(t, \theta)$.

$$\int_{-\infty}^{+\infty} p(t,\theta). e^{-2\pi i w t} dt = \iint f(x,y). e^{-2\pi i (xw_x + yw_y)} dx dy$$

Alors que les projections correspondent à la somme des différents coefficients d'atténuation traversés par les rayons X, les rétroprojections en sont l'inverse. Il s'agit des mêmes projections, pondérées et filtrées (le filtre provient de l'inversion de la transformée de Fourier en coordonnées polaires), qui sont épandues en sens inverse. La valeur de chaque pixel de cette rétroprojection est attribuée à chaque pixel de la matrice de reconstruction suivant l'axe des rayons X de la projection. La résolution spatiale du volume est liée au champ de vue utilisé. Un petit champ de vue correspond à une haute résolution de l'image (elle varie de 0,6 à 0,075 mm) [Nemtoi 2013, Pauwels 2015].

L'algorithme de Feldkamp-Davis-Kress (FDK), généralisation de la rétroprojection filtrée en 3D, est utilisé dans la plupart des appareils cone-beam du fait de sa simplicité et de son temps de reconstruction très court en adéquation avec les besoins des applications médicales.

NB : L'utilisation des unités Hounsfield dans les images CBCT est compromise du fait notamment de l'importance du rayonnement diffusé mais aussi par le fait que le champ de vue limité est plus petit que le volume traversé par les rayons X. Les valeurs de gris ne peuvent être associées à des valeurs de densité précises.

ENDODONTIE

Les CBCT présentent comme avantage d'offrir une variété importante de modes de visualisation. Ces appareils sont, de plus, moins irradiants et moins encombrants que les scanners conventionnels (voir figure 10). La dose délivrée est inférieure à celle du scanner mais demeure significativement plus élevée que celle de la radiographie dentaire conventionnelle, panoramique et intra-orale. Les doses peuvent varier d'un coefficient 1,5 à 12 par rapport au scanner et de 4 à 42 par rapport au panoramique selon les appareils utilisés (grand ou petit champ) [HAS 2009]. Actuellement, il existe plus de 40 appareils CBCT sur le marché qui diffèrent suivant leurs champs, leurs paramètres d'acquisition, leur dose effective ou d'un point de vue de la qualité d'image [Nemtoi 2013].



Figure 10: Positionnement patient lors de l'acquisition avec le CS 81003D ® de Carestream Dental.

3.2. Indications

Comme pour toute technique irradiante, les principes de justification et d'optimisation prévalent lors de la réalisation de clichés CBCT [ESE 2014]. Les images 3D devraient pouvoir présenter un réel bénéfice pour le diagnostic et la prise en charge du problème endodontique (suspecté) du patient [Balasundaram 2012]. La dose d'irradiation est optimisée afin de fournir une qualité d'image diagnostique suffisante (ALADA, *as low as diagnostically achievable*). Le rapport d'évaluation technologique de la HAS (2009) rapporte que dans le cadre de l'endodontie, le CBCT nécessite une bonne résolution spatiale. La taille du voxel et donc la résolution doivent être adaptées à la problématique à étudier (< 200µm ou inférieure à 2 fois l'épaisseur desmodontale non pathologique). L'utilisation d'un champ d'exploration réduit sera ainsi préférée et permettra de limiter la zone irradiée à la région d'intérêt [Sedentexct 2011]. Dans le cadre de leur indication, le champ de vue des appareils CBCT peut être limité à seulement quelques dents afin de produire des images claires et contrastées pour une dose d'irradiation réduite. Une information complète et éclairée doit être fournie au patient pour obtenir son consentement à la réalisation de cette acquisition 3D. L'ensemble du volume exploré doit être examiné et un compte-rendu d'acquisition doit être associé à chaque cliché par le clinicien prescripteur ou par le praticien ayant réalisé le cliché.

Selon la HAS (2009), en endodontie, lorsque les informations fournies par la clinique et la radiologie conventionnelle ne sont pas suffisamment contributives au diagnostic, le CBCT est actuellement indiqué :

- pour la recherche et la localisation d'un canal endodontique supplémentaire,
- pour la recherche et la visualisations de lésions péri-apicales ou péri-radiculaires,
- pour le bilan pré-chirurgical, particulièrement dans la région maxillaire postérieure ou dans la région du foramen mentonnier,
- et pour la recherche de fracture ou de résorptions.

3.3. Apports diagnostiques

Dans ces indications, le CBCT permet d'apporter de nombreux avantages en termes de diagnostic endodontique et par conséquent de pronostic pour les différentes options thérapeutiques envisageables.

Apport du CBCT pour le diagnostic anatomique :

L'apport de la 3D permet au CBCT de localiser et de caractériser dans tous les sens de l'espace les canaux radiculaires. Les particularités anatomiques comme les racines ou les canaux surnuméraires sont très facilement identifiés, ainsi que la présence ou non d'une lumière canalaire au sein d'une racine (voir figure 11). De même, les anomalies anatomiques comme par exemple, les canaux en « C », les « dens in dente », seront parfaitement définies [Tian 2012, Vier-Pelisser 2012].



Figure 11: Mise en évidence d'une deuxième racine palatine et d'un canal non obturé sur la deuxième molaire supérieure droite (17). À droite : rétro-alvéolaire. À gauche : coupes CBCT orthogonales (résolution 150μm).

ENDODONTIE

Apport du CBCT pour le diagnostic pathologique :

La sensibilité du CBCT, comparée à la rétro-alvéolaire, pour la détection des lésions inflammatoires péri-apicales d'origine endodontiques (LIPOE), n'est plus à prouver [Estrella 2008, Ordinola-Zapata 2011]. De plus, un bilan d'extension de la pathologie en direction de la corticale vestibulaire, du sinus, du nerf alvéolaire inférieur pourra être établi avec précision [Bornstein 2012]. Le CBCT présente un intérêt tout particulier pour la détection des fractures radiculaires et osseuses post traumatique [Edlund 2011]. Enfin, lorsque le diagnostic de résorption radiculaire interne ou externe est évoqué la réalisation d'un CBCT permet d'établir là encore un bilan d'extension de la perte de substance et d'ainsi établir un projet thérapeutique basé sur le pronostic [Patel 2009b].

Apport du CBCT pour la thérapeutique endodontique :

Une meilleure connaissance de l'anatomie radiculaire et canalaire permet indirectement, la réalisation d'un geste thérapeutique d'une plus grande précision et adapté au diagnostic. En présence de difficultés opératoires, les appareils cone-beam pourraient être utilisés en per-opératoires afin de pallier les difficultés rencontrées et d'éviter toute erreur thérapeutique [Ball 2013]. Le CBCT est aussi d'un grand intérêt lorsqu'un retraitement par voie chirurgicale est envisagé : les rapports anatomiques de la lésion pathologique (sinus, émergences nerveuses, apex voisins...) ainsi que l'épaisseur de la corticale à éliminer et le nombre de canaux apicaux à obturer sont évaluables [Kim 2010, Patel 2009c] (voir figure 12). L'imagerie 3D a une influence significative sur la décision thérapeutique surtout sur les cas complexes [Rodrìguez 2017] et permet à la chirurgie de se dérouler dans les meilleures conditions.



Figure 12: Évaluation d'une pathologie apicale sur la deuxième prémolaire inférieure gauche (35). Radiographie conventionnelle avec compression de l'anatomie sur une image 2D (A). Reconstruction CBCT (B).

3.4. Inconvénients

Les appareils CBCT présentent néanmoins certaines limitations. La tomographie volumique à faisceau conique fait appel à la reconstruction active, c'est-à-dire effectuée par le praticien. Il est possible d'obtenir des coupes ou reconstructions suivant n'importe quel plan de l'espace sans compresser l'anatomie (coupe d'un voxel d'épaisseur évitant les superpositions) (figure 12). L'ensemble des structures anatomiques explorées par l'acquisition CBCT doit pouvoir être examiné à l'aide de ces différents outils de visualisation. Ceci implique également une notion de compétence et de capacité diagnostique du praticien face aux différentes pathologies pouvant être mises en évidence via ce type d'examen complémentaire dans le volume exploré.

Contrairement aux scanners médicaux conventionnels, les appareils cone-beam présentent un pouvoir de contraste inférieur ne permettant pas l'analyse des tissus mous. La recherche d'un trajet d'une lésion d'origine endodontique ayant dépassé le cadre osseux s'avère ainsi impossible. De la même manière, l'évaluation de l'homogénéité d'une obturation canalaire sera préférentiellement réalisée sur une radiographie rétro-alvéolaire conventionnelle [Loubele 2009, Song 2009]. Un autre élément qui entre dans les limites du cone-beam et qui est lié au principe algorithmique de reconstruction du volume à partir des projections est la présence possible d'artéfacts générés par les matériaux d'obturation et les éléments métalliques [Pauwels 2015]. Ces artéfacts peuvent venir limiter la capacité diagnostique de cet examen radiographique. Les projections étant réalisées les dents en position axiale, l'impact de ces éléments à forte densité ne sera porté que sur leur hauteur ; l'examen d'une zone apicale reste envisageable en présence d'un ancrage radiculaire métallique, mais la dépose sera nécessaire dans la mesure du possible avant l'examen si le besoin diagnostique concerne l'ensemble de la zone radiculaire. La présence de pénombre à proximité immédiate de ces zones à forte densité, et sans correspondance clinique, peut également être observée.

1. Segmentation endodontique sur des images de micro tomographie

1.1. Évaluation quantitative de l'anatomie canalaire

Actuellement, la référence pour imager et analyser quantitativement l'anatomie canalaire est le micro tomographe à rayons X ou micro-computed tomography (μ CT). Il s'agit d'une forme miniaturisée de scanners conventionnels dédiée à l'étude de petits échantillons. Les images issues de ces appareils sont caractérisées par une haute résolution spatiale ainsi que par un excellent contraste permettant la distinction facile des différentes structures anatomiques composant les dents. En effet, un simple seuillage global appliqué sur ces images μ CT est suffisant pour détecter l'endodonte et fournir une visualisation 3D précise de la morphologie à la fois externe et interne des dents [Gao 2009].

De nombreux outils, essentiellement issus des études réalisées sur les trabéculations osseuses [Hildebrand 1997a et b], ont été utilisés et développés pour analyser qualitativement et quantitativement les anatomies canalaires de dents extraites à des fins de recherche. La forme de la section canalaire, ronde ou en ruban, peut être appréciée au moyen du « structure model index ». La finesse canalaire peut être évaluée à l'aide de calculs de distance [Peters 2001, Paqué 2009]. Volume, surface et courbure canalaire sont également mesurés [Paqué 2005, Lee 2006]. À partir d'images μ CT, Jung [Jung 2005] a même étudié les différents composants constitutifs d'un matériau d'obturation canalaire.

1.2. Évaluation de l'effet d'instruments endodontiques (2 shape[®]) sur l'anatomie canalaire (contribution 1)

Une utilisation possible du μ CT en recherche endodontique concerne l'évaluation de l'effet d'instruments endodontiques de préparation canalaire sur l'anatomie canalaire [Hartmann 2007, Busquim 2015, Gergi 2015, Marceliano-Alves 2015]. De nombreux systèmes de préparation canalaire sont à la disposition des chirurgiens-dentistes pour les aider à mettre en forme l'endodonte en vue de sa désinfection (accès des irrigants jusqu'à la zone apicale) et de son obturation (suture étanche de la totalité du réseau canalaire afin d'éviter la colonisation bactérienne). Ces systèmes peuvent être composés d'un ou de plusieurs instruments. Ils sont activés mécaniquement en rotation continue ou en réciprocité. Les

instruments diffèrent par leur alliage, leur conicité, leur largeur ainsi que leur profil. L'ensemble de ces paramètres entraîne des comportements physiques différents et des effets variables sur les canaux à préparer notamment en présence de courbure canalaire.

Le but recherché par la préparation canalaire, outre la mise en forme, est l'élimination de la couche dentinaire infectée au niveau des parois canalaires sans fragiliser les parois dentinaires. Les bactéries à l'origine des lésions péri-apicales infiltrent les tissus et sont retrouvées dans les tubuli dentinaires adjacents à la pulpe (multitudes de canaux très fins rentrant dans la constitution de la dentine). Il devient donc utile de retirer (grâce à ces instruments endodontiques) au maximum cette couche de dentine infectée lors de la préparation canalaire en réalisant un élargissement du diamètre canalaire apical. Cet élargissement a également pour but de favoriser l'irrigation sur toute la longueur en créant un réservoir (le traitement endodontique doit par la préparation et l'irrigation assurer la réduction voire l'élimination totale des bactéries présentes dans le péri-apex). Il doit cependant ne pas être trop important au risque de fragiliser la racine. Le respect de l'axe canalaire dans la racine est important ; tout redressement d'un instrument métallique de préparation pouvant entrainer des fragilités dentinaires.

Dans le cadre de cette thèse, nous avons été amenés à réaliser une étude microtomographique pour évaluer l'effet de 2 séquences d'instruments rotatifs sur l'anatomie canalaire. Ces 2 systèmes ont la particularité d'être composés d'instruments ayant été traités thermiquement au niveau de leur alliage après usinage. Ils présentent néanmoins des différences en ce qui concerne le nombre d'instruments les composant, leur design ou leur profil. Le but de cette étude était d'évaluer l'effet de ce traitement thermique sur le comportement physique d'instruments à concept différent.

1.2.1. Matériels et méthodes

Trente-deux molaires mandibulaires présentant une édification radiculaire complète ainsi que 3 canaux distincts, ont été sélectionnées pour cette étude parmi un pool de 160 dents extraites. Ces dents ont été extraites pour des raisons médicales et sont issues de dons anonymes. Notre étude a été réalisée sur des premières molaires mandibulaires car ce sont les dents les plus fréquemment traitées et celles qui présentent la plus forte prévalence de lésion inflammatoire d'origine endodontique. Au niveau anatomique, la première molaire mandibulaire a dans la majorité des cas 2 racines. L'étude a porté sur la racine mésiale c'est-à-dire la racine la plus rapprochée de la ligne médiane de la face. Cette racine possède la plupart du temps 2 canaux principaux (figure 13) :

- un canal situé proche de la joue, appelé « canal mésio-vestibulaire »,
- et un canal situé proche de la langue, appelé « canal mésio-lingual ».



Figure 13: Anatomie endodontique générale de la première molaire mandibulaire. À gauche, schémas localisant la dent dans le secteur droit. À droite, représentation en 3D de la partie radiculaire de cette dent.

Avant traitement, les dents ont été nettoyées avec une pierre ponce et ont été conservées dans du thymol à 0.1%. L'accès aux canaux a été réalisé à l'aide d'une fraise diamantée HiDi 541 et d'une fraise Endo-Z (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suisse) sous spray air-eau. Des instruments endodontiques 10 K-files (Dentsply Maillefer) ont été insérés dans chaque canal mésial jusqu'au foramen apical. La limite apicale de la longueur de travail a été visuellement établie comme étant la longueur au foramen apical moins 0,5mm. Afin d'obtenir une longueur de travail équivalente sur l'ensemble des échantillons, la référence coronaire a été modifiée par fraisage des pointes cuspidiennes. Chaque dent a ensuite été radiographiée (radiographie numérique 2D, Sopro Imaging 2.35, ACTEON, Merignac, France) avec un instrument 10 K-file dans chaque canal afin de mesurer l'angle de courbure canalaire. Les échantillons ont pu ainsi être divisés de manière aléatoire en 2 groupes homogènes (n=16).

Préparation canalaire :

Chacun des 2 groupes a été préparé avec l'un des 2 systèmes de préparation canalaire : la séquence d'instruments Protaper Gold® (PTG ; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) ou la séquence 2 Shape® (TS ; Micro-Mega, Besançon, France).

Le système PTG (figure 14) a été introduit par le fabricant pour remplacer le système Protaper Universal (PTU). Ces 2 systèmes sont identiques en ce qui concerne le nombre d'instruments (4 instruments : S1, S2, F1 et F2), ils présentent la même section triangulaire convexe et sont tous les 2 à conicité variable (figure 14). Cependant après la fabrication des arêtes de coupe, l'alliage du PTG a subi un traitement thermique (370~510° C pendant 10 à 60 minutes selon l'instrument).

PROTAPER•GOLD[~]

La géométrie du PROTAPER® UNIVERSAL avec le traitement thermique GOLD



Une flexibilité améliorée^{1*}...

Figure 14: Extraits de la plaquette commerciale du PTG.

Le système TS est composé lui de seulement 2 instruments : TS1 (0,25 de diamètre à la pointe avec une conicité fixe de 4%) et TS2 (0,25 de diamètre à la pointe et 6% de conicité). Ce système possède un design de section unique en triple hélice. En effet, TS possède 2 arêtes de coupes principales et 1 arête en retrait pour améliorer la remontée de débris et réduire les contraintes sur l'instrument (figure 15). Cette forme asymétrique de section est présentée par le fabricant comme capable de réduire les risques de fracture de l'instrument dans le canal et permet d'augmenter l'efficacité du nettoyage canalaire. De plus et de la même manière que pour le PTG, les instruments TS ont subi un post traitement thermique spécifique pour améliorer la flexibilité du NiTi et fournir de meilleures propriétés mécaniques [Gambarini 2001, Shen 2009, Park 2010].



Figure 15: Extraits de la plaquette commerciale du TS.

Seuls les 2 canaux mésiaux ont été mis en forme. Les préparations canalaires ont été menées selon les recommandations du fabricant par un spécialiste en endodontie. Avant l'utilisation de ces 2 séquences, la lumière canalaire a été ouverte avec les instruments Pathfiles® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) pour le premier groupe et avec le One G® (Micro-Mega, Besançon, France) pour le second. Les instruments ont été activés en rotation continue grâce au moteur endodontique X-Smart® (Dentsply Maillefer). Le couple et la vitesse de rotation ont été programmés selon les recommandations du fabricant. Chaque instrument a été utilisé pour préparer une seule racine (soit 2 canaux). Entre chaque étape de préparation, l'instrument a été nettoyé et une irrigation du canal (rinçage) a été réalisée avec 5 ml d'hypochlorite de sodium à 2,5% (NaOCI). Le diamètre apical final de préparation qui définit la largeur à la pointe de l'instrument endodontique a été fixé à 25/100^{ème} de millimètre. En fin de préparation, chaque canal a été rincé avec 10 ml de NaOcl à 5% puis avec 5 ml d'EDTA à 17%. Les canaux ont ensuite été séchés avec des pointes de papier (Dentsply Maillefer) avant acquisition μ CT. Le temps d'action des 2 séquences ainsi que le temps nécessaire au changement d'instruments ont été relevés.

Acquisition µCT et évaluation :

Les acquisitions scanners ont été réalisées au sein de la plateforme « Imageries du Vivant » de l'Université Paris Descartes (PIV, EA2496, Montrouge, France). Chaque dent a été scannée individuellement avec un μ CT (Quantum FX; PerkinElmer Health Sciences; Hopkinton; United-States) avant et après préparation canalaire. Le champ de vue utilisé a été paramétré à 10 mm afin d'obtenir des images 3D avec une résolution isotropique de 20 μ m. Deux volumes, coronaire et apical, ont été enregistrés par dent. Les paramètres d'acquisition étaient fixés à 160 kV / 90mA et une rotation complète de 360° a été effectuée. Le temps moyen d'acquisition était de 2 minutes par dent.

Après acquisition, le logiciel Quantum FX micro-CT® a permis de reconstruire des images 3D de 512x512x512 voxels. Les volumes coronaire et apical ont été recalés de manière à obtenir un unique volume par dent. Un recalage rigide a été effectué à l'aide du logiciel Matlab® (v. R2014b) en exploitant le tronçon commun présent dans les 2 différents volumes. Afin de diminuer les temps de calculs, cette reconstruction de la dent a été effectuée en plusieurs étapes. Une description schématique de cette méthode est présentée figure 16.

Reconstruction de la dent

- 1. La partie fixe est définie par défaut comme étant la partie inférieure ou apicale.
- 2. Utilisation d'un coefficient de corrélation pour déterminer la coupe du volume supérieur la plus similaire à la première coupe du volume inférieur.
- Recalage à l'aide de la fonction 'imregtform' des 15 coupes centrées autour de celle ayant donné le coefficient de corrélation le plus élevé lors de l'étape 2 (évaluation des translations et des rotations).
- 4. Utilisation à nouveau d'un coefficient de corrélation sur les 15 coupes transformées.
- 5. Application à la partie supérieure de la transformation de la coupe pour laquelle le résultat du calcul de coefficient de corrélation est le plus proche de 1. Ce volume coronaire est au préalable redimensionné suivant le niveau de cette coupe.
- 6. Une interface utilisateur est utilisée pour vérifier le résultat et le corriger si nécessaire. En effet, pour certains recalages, un effet « retour » peut être observé lors du défilement des coupes si la coupe choisie par cette méthode (suivant son niveau de corrélation) se situe juste en dessous du niveau idéal. Une sélection manuelle de la coupe est alors appliquée.



Figure 16: Représentation schématique de la méthode de recalage des volumes coronaire et apical.

La comparaison des surfaces canalaires avant et après traitement a nécessité un recalage pour aligner les 2 temps d'acquisition ainsi qu'une segmentation du canal pour détecter les contours. Une rotation manuelle a été effectuée avant le recalage automatique pour diminuer le temps de calcul et le risque que l'algorithme ne converge pas vers un minimum local. La procédure de recalage était basée sur la fonction 'imregtform' du logiciel Matlab® (temps de calcul d'approximativement 3 heures par

dent). Une fois la matrice de transformation géométrique obtenue, celle-ci a été appliquée au volume post opératoire en utilisant la fonction 'imwarp'. Les surfaces amellaires et dentinaires ont été utilisées comme références par deux cliniciens afin de valider les résultats du recalage.

Un seuillage global basé sur l'histogramme selon la méthode d'Otsu [1979] a été utilisé pour segmenter le canal de la dentine. Nous rappelons qu'une telle méthode de segmentation suffit à obtenir des résultats satisfaisants compte tenu de l'excellent contraste et résolution spatiale des images μ CT. Le résultat de cette segmentation est une image binaire 3D où les voxels des tissus durs ont une valeur 1 (blanc) et tous les voxels du fond et du canal sont à 0 (noir). Pour séparer le réseau canalaire du fond, une procédure semi-automatique de fermeture apicale a été employée [Michetti 2017]. En sortie, les volumes ont été labélisés de manière à permettre la réalisation des mesures mais également pour faciliter les travaux de visualisation (voir figure 17).



Figure 17: Section radiculaire de la racine mésiale d'une première molaire mandibulaire après segmentation et labellisation (fond = 0 ; dentine = 1 ; canal = 2).

Avant la réalisation des mesures, un volume d'intérêt a été défini pour chaque échantillon. Ce volume s'étendait de la furcation (séparation des 2 canaux mésiaux en coronaire) jusqu'à l'apex de la racine mésiale.

Pour évaluer l'effet des instruments endodontiques sur les canaux, le volume, la surface canalaire non préparée et la déviation de l'axe canalaire ont été mesurés à l'aide d'outils dédiés spécialement élaborés avec le logiciel Matlab®.

Le volume a été mesuré avant et après préparation canalaire. La quantité de dentine retirée par les instruments a été calculée par soustraction du résultat des dents préparées au volume des dents non préparées.

Le pourcentage de surface canalaire non préparée a été définie comme la somme de tous les voxels-surface identiques entre les 2 volumes (voxels statiques) divisée par le nombre total de voxelssurface des canaux non-traités. Pour réaliser cette mesure, une détection de contours suivant la méthode de Canny [1986] a dans un premier temps été appliquée sur les volumes canalaires non traités de manière à obtenir un contour unique labellisé à '1' et le reste à '0'. Le volume ainsi obtenu a été ensuite additionné au complément de la matrice contenant les volumes canalaires post-opératoires (c'est-à-dire avec les canaux labellisés à '0' et le fond à '1'). Dans la matrice résultat, les voxels-surface identiques ou non-préparés étaient ceux pour lesquels leur valeur était égale à 2 (1 du contour + 1 du fond). La somme de ces voxels a déterminé la quantité de surface non préparée entre les 2 acquisitions (voir figure 18).



Figure 18: Addition des contours détectés des surfaces pré-opératoires avec le complément des surfaces canalaires post-opératoires.

Afin d'obtenir une valeur en pourcentage, ce résultat a été divisé par la somme des voxels-surface du volume canalaire pré-opératoire. Une représentation graphique 3D de ce résultat (voir figure 19) a été obtenue à l'aide du logiciel **MeVisLab**® afin de permettre une comparaison qualitative sur les canaux recalés. Un codage couleur a été utilisé sur ces visualisations : les surfaces initiales sont en vert et les surfaces traitées en rouge.



Figure 19: Visualisation 3D du pourcentage de surface non préparée avec la surface radiculaire en transparence. (A) Vues mésiales, (B) vues vestibulaires. La surface canalaire est colorée en vert pour la pré-opértoire et en rouge pour la post-opératoire. En (3) superposition des 2 surfaces.

La déviation de l'axe canalaire consiste à évaluer l'effet des instruments endodontiques sur l'axe canalaire. Plus l'axe est dévié par les instruments, plus fort est le risque de fragiliser une paroi dentinaire voire de perforer la racine. La déviation a été calculée sur 15 images 2D de sections radiculaires situées à des niveaux équidistants s'étendant de l'apex anatomique jusqu'à la furcation : 5 sections pour le tiers apical, 5 pour le tiers médian et 5 pour le tiers coronaire. La déviation canalaire a été mesurée en millimètres suivant la formule |(a1-a2) - (b1-b2)| proposée par Gambill [1996] :

- al correspond à la plus petite distance entre le canal et la dentine dans la direction mésiale sur la dent pré-opératoire.
- b1 correspond à la plus petite distance entre le canal et la dentine dans la direction distale sur la dent pré-opératoire.
- a2 correspond à la plus petite distance entre le canal et la dentine dans la direction mésiale sur la dent post-opératoire.
- et b2 définit la plus petite distance entre le canal et la dentine dans la direction distale sur la dent post-opératoire (voir figure 20). Cette mesure est effectuée sur les 15 coupes et pour chaque canal.



Figure 20: Représentation des mesures de déviation canalaire sur une section d'une racine mésiale d'une molaire mandibulaire. Avant traitement (A) et après préparation (B). MB : mesiobuccal ou vestibulo-mésial ; ML : mesiolingual ou linguo-mésial [Ferreira do Amaral 2016].

Les mesures pré et post-opératoires ont été obtenues de manière semi-automatique à l'aide d'un outil spécialement élaboré sur Matlab®. Dans un premier temps, les contours radiculaires et canalaires ont été extraits des volumes binarisés à l'aide d'un filtre de détection des contours selon la méthode de Canny (1986) : la valeur '1' a été attribuée au contour radiculaire et la valeur '2' au contour canalaire. Les canaux accessoires empêchant l'obtention automatique des mesures ont été manuellement exclus par les 2 examinateurs. Lorsque le nombre de canaux est strictement supérieur à 2 pour la racine mésiale

de la molaire mandibulaire, l'examinateur doit sélectionner les canaux principaux pour supprimer les autres canaux ou isthmes. Chacune des 15 sections a ensuite été divisée en 4 suivant la ligne reliant les centres de gravité des 2 canaux et la médiatrice à cette ligne. Ces quadrants ont permis de calculer automatiquement la plus courte distance entre le contour '1' et le contour '2' dans une direction spécifique (voir figure 21). Les mesures ainsi obtenues ont été comparées pour mettre en évidence ou non la présence de déviation canalaire et pour identifier la ou les régions les plus affectées. Suivant cette formule, un résultat à '0' indique une absence de déviation. Un résultat négatif met en évidence une déviation en mésial et un résultat positif une déviation distale (vers la furcation). Le centrage canalaire des instruments a été calculé à partir de ces valeurs en utilisant la formule (a1-a2)/(b1-b2).

Une analyse statistique des résultats a été réalisée avec un seuil de significativité fixé à 5%.



Figure 21: Visualisation d'une mesure automatique de déviation canalaire sur une coupe.

1.2.2. Résultats

Les échantillons composant les 2 groupes étaient similaires en termes de courbure canalaire et de volume. L'angle de courbure des molaires était de 20-30° et de 15-25° respectivement pour les canaux mésio-vestibulaires et mésio-linguaux. La moyenne des volumes canalaires initiaux avant préparation était de 3,19 mm³ (\pm 1,65) pour le PTG et de 3,71 mm³ (\pm 1,48) pour le TS. La mise en forme canalaire avec les 2 systèmes a entrainé une augmentation des volumes canalaires. 2,98 mm³ (\pm 1,56) de dentine

ont été retirés en moyenne pour le TS et 3,21 mm³ (\pm 1,78) (voir table 1). Le temps moyen nécessaire pour réaliser la mise en forme canalaire était significativement plus court avec le système TS : 7min 54s et 11 min 55s respectivement pour TS et PTG (Anova p=0,0096).

		Volume opératoire	me pré- ire (mm ³) opératoire (mm ³)		post- (mm ³)	Quantité de dentine retirée (mm ³)	
Groupes	Ν	Moyenne	ET	Moyenne	ET	Moyenne	ET
PTG	16	3,19	1,65	6,40	2,16	3,21	1,78
2-Shape	16	3,71	1,48	6,69	1,98	2,98	1,56

Tableau 1 : Volumes canalaires moyens dans les différents groupes

ET: écart-type

Aucune différence significative n'a été retrouvée entre les 2 systèmes en ce qui concerne la déviation canalaire que ce soit au niveau coronaire (p=0,732), au niveau médian (p=0,811) ou au niveau apical (p=0,080) (voir table 2). Pour les 2 systèmes, les valeurs de déviation canalaire étaient significativement différentes entre les 3 niveaux radiculaires (p<0,001) (figure 22).

			Déviation canalaire		Centrage canalaire	
	Groupes	Ν	Moyenne	ET	Moyenne	ET
1/3 coronaire	PTG	32	8,78	3,275	0,359	0,1737
	2-Shape	32	8,40	4,245	0,415	0,2161
	PTG	32	4,75	2,165	0,522	0,1654
1/3 médian	2-Shape	32	4,95	3,458	0,499	0,2028
	PTG	32	2,53	1,497	0,609	0,1509
1/3 apical	2-Shape	32	3,23	1,622	0,550	0,1609

 Tableau 2 : Déviation et centrage canalaire moyens dans les différents groupes

ET: écart-type



Figure 22: Déviation canalaire moyenne dans les différents niveaux.

En ce qui concerne le centrage canalaire, aucune différence statistiquement significative n'a été retrouvée entre les 2 séquences d'instruments que ce soit dans la partie coronaire, médiane ou apicale (p>0,05) (voir table 2). De la même manière que pour la déviation canalaire, des différences significatives ont été observées pour les 2 systèmes entre les 3 parties radiculaires : PTG (p<0,001) et TS (p=0,01). Le centrage canalaire était significativement réduit en coronaire, intermédiaire dans le tiers médian et élevé en apical (figure 23).



Figure 23: Centrage canalaire moyen dans les différents niveaux.

La surface moyenne non-instrumentée n'était pas significativement différente entre les 2 groupes (p=0,168). 29,78% (\pm 15,145) et 36,60% (\pm 11,968) ont été relevés respectivement pour le PTG et pour le TS.

1.2.3. Discussion

Dans cette étude, l'automatisation de la mesure de la déviation canalaire selon la formule de Gambill [1996] a permis d'éviter la réalisation de multiples mesures manuelles. Ces dernières impliquaient la présence de plusieurs opérateurs entrainés et calibrés pour réaliser des mesures équivalentes ainsi qu'un temps de travail considérable.

Les 2 systèmes étudiés étaient composés d'instruments en nickel-titane (NiTi) ayant reçu un traitement thermomécanique afin d'améliorer leur comportement mécanique comme la flexibilité et la résistance à la fatigue. Ce traitement thermique a été réalisé après la fabrication des arêtes de coupe (profil de la section) [Aoun 2017].

La comparaison entre les 2 systèmes n'a révélé aucune différence significative en ce qui concerne les changements apportés sur les caractéristiques 3D des canaux. Des résultats comparables ont été observés pour la déviation canalaire avec les meilleurs résultats dans la partie apicale. Ces résultats peuvent être liés au traitement thermique apporté sur les alliages des 2 systèmes pour améliorer leur flexibilité. Ces résultats semblent cohérents avec ceux rapportés dans une précédente étude qui montrait que PTG était significativement plus flexible que le PTU [Hieawy 2015]. Un autre facteur qui joue un rôle important dans la déviation canalaire est le nombre d'instruments utilisé dans la séquence. La déviation canalaire est plus réduite avec l'utilisation de séquence utilisant de multiples instruments [Marzouk 2013]. La recommandation d'utilisation du TS (2 instruments : TS1 et TS2), avec plusieurs insertions d'un même instrument pour atteindre progressivement la LT, semble permettre une préparation progressive comparable à celle du PTG (4 instruments : S1, S2, F1 et F2) malgré un nombre d'instruments inférieur. Par conséquence, une préparation canalaire avec le système TS est plus rapide. La déviation canalaire réduite dans cette étude peut également être corrélée au bon centrage des instruments. De nombreux facteurs affectent la capacité à être centré : diamètre à la pointe de l'instrument, flexibilité, type d'alliage et conicité des instruments. Malgré un concept différent de conicité qui est progressive pour le PTG et constante pour le TS, la capacité de centrage est comparable entre les 2 groupes.

En conclusion et dans les limites de cette étude, aucune différence significative n'a été observée entre les 2 techniques d'instrumentation que ce soit sur la déviation, le centrage canalaire ou la quantité de surface non-instrumentée. Malgré un design, un nombre d'instruments et une méthode d'utilisation qui différaient, PTG et TS avec un post-traitement thermique de leur alliage, ont permis la réalisation de préparations centrées sans difficultés opératoires.

1.3. Inconvénients

Malgré sa haute résolution permettant une segmentation endodontique aisée et des outils déjà développés pour étudier l'anatomie canalaire, le μ CT présente certains inconvénients qui limitent son utilisation pour l'exploration *in vivo* des structures maxillo-faciales. Son champ de vue est limité et ne permet l'étude que de petits échantillons tels que des dents extraites (ex : une résolution de 20 μ m peut être associée à un champ de vue de 1cm). Suivant la résolution recherchée, le temps d'acquisition μ CT peut être long (jusqu'à plusieurs heures pour l'acquisition et la reconstruction d'un volume). Enfin, contrairement aux scanners médicaux conventionnels, la dose d'irradiation délivrée est importante. Ces éléments contre-indiquent l'utilisation clinique du μ CT en endodontie qui reste donc limitée aux études *in vitro* à des fins de recherche.

2. Segmentation endodontique sur des images cone-beam

Les appareils de tomographie volumique à faisceau conique ou cone-beam (CBCT) fournissent aux chirurgiens-dentistes des images diagnostiques 3D des structures maxillo-faciales. De nombreuses disciplines dentaires, telle que l'endodontie, utilisent le potentiel de ces appareils CBCT pour améliorer le diagnostic, le choix thérapeutique ou la planification chirurgicale [Cotton 2007, Patel et Dawood 2007, Patel 2007, Tsurumachi et Honda 2007]. Néanmoins, et malgré les caractéristiques très intéressantes du CBCT (cf. chapitre 1), il n'existe actuellement aucune application dédiée au traitement endodontique capable d'explorer quantitativement le réseau canalaire. Or, cette analyse quantitative permettrait une complète compréhension de la morphologie endodontique (nombre de canaux, localisation, longueur, courbure, finesse, diamètre canalaire apical initial) pour aider les praticiens à gérer les difficultés opératoires rencontrées lors des traitements endodontiques.

La segmentation automatique du réseau canalaire à partir d'images CBCT constitue une étape indispensable à l'analyse quantitative de cette anatomie. Mais la principale difficulté de cette segmentation endodontique est liée à l'effet de volume partiel et au rapport signal sur bruit. En effet, le canal représente une structure particulièrement fine (diamètre canalaire apical compris en moyenne entre 210 et 244 μ m selon Kuttler [1955]) face à la résolution des CBCT (au minimum 75 μ m). Du fait de ce manque de résolution, les contours canalaires sont difficilement identifiables (voir la figure 24 pour comparer les résolutions μ CT et CBCT). La conséquence de l'effet de volume partiel est que toutes les intensités de gris peuvent exister dans l'histogramme entre les valeurs vraies de la dentine et du canal.



Figure 24: Comparaison de la qualité d'image μCT vs CBCT sur des sections radiculaires d'une première prémolaire maxillaire droite. De coronaire (1) à apical (4).

Le choix d'une méthode de segmentation adaptée est important compte tenu de l'influence que cela peut avoir sur les paramètres morphométriques [Hangartner 2007]. Les techniques standard de segmentation (manuelles ou semi-automatiques) sont opérateur-dépendantes et fastidieuses. Le seuillage global pourrait constituer une solution de choix du fait de son extrême simplicité. Cependant, le résultat de segmentation dépend du seuil choisi et ce dernier peut être affecté par l'effet de volume partiel. Suivant l'histogramme, un seuil peut convenir à un certain niveau radiculaire mais être totalement inapproprié dans une zone primordiale pour le traitement endodontique comme la région apicale. Un seuil inadapté à l'ensemble du volume peut concourir à des mesures aberrantes [Rajon 2006].

Valider une méthode de segmentation endodontique peut aussi constituer un défi du fait de la difficulté à obtenir la vérité terrain. Les mesures exactes de l'endodonte nécessitent l'extraction des dents pour réaliser soit des techniques invasives qui entrainent la perte de l'échantillon [Rhodes 1999, Michetti 2010] soit des acquisitions µCT [Liu 2010, Maret 2010].

Une proposition de méthode pour valider les résultats d'une segmentation endodontique en imagerie CBCT sera abordée dans le chapitre suivant.

1. Introduction

Dans ce chapitre nous avons proposé un procédé de traitement d'images afin de fournir des mesures canalaires précises à partir d'images CBCT de dents extraites. La méthode proposée dans cette étude combinait une segmentation à une fermeture apicale (*MICHETTI J., BASARAB A., DIEMER F., KOUAME D. Comparison of an adaptive local thresholding method on CBCT and µCT endodontic images. Physics in Medecine and Biology, 2017 Oct*).

Pour valider cette méthode, nous avons réalisé un recalage automatique entre les images CBCT et μ CT pour comparer les résultats de segmentation pour une même dent. Étant donné la haute qualité d'image du μ CT par rapport au CBCT, les segmentations issues du μ CT ont été considérées comme vérité terrain. L'alignement des deux modalités d'imagerie a permis de comparer les volumes segmentés non seulement qualitativement mais aussi quantitativement [Rhodes 1999, Maret 2010, Michetti 2015]. Le μ CT a été utilisé comme référence et en aucun cas pour guider la méthode de segmentation CBCT ou pour régler les paramètres du procédé d'analyse d'images.

La section 2 de ce chapitre présente la méthode de segmentation des volumes CBCT, le recalage avec les volumes μ CT et l'évaluation de la précision des segmentations. Les résultats obtenus sur 3 dents extraites sont inclus dans la section 3 et montrent la précision de la segmentation endodontique. Enfin, discussion et conclusions sont respectivement abordées dans les sections 4 et 5.

Procédé de traitement d'images

2.1. Seuillage local adaptatif et fermeture apicale

Une méthode automatique de segmentation a été proposée et appliquée sur des données CBCT et μ CT pour détecter le canal radiculaire. La figure 25(a) fournit une représentation schématique du procédé de segmentation utilisé. Ce dernier est basé sur une méthode de seuillage local adaptatif proposé par Chang et *al* (2013).



Figure 25: Représentation schématique de la méthode de seuillage local. (A) Descriptif général de l'ensemble de l'algorithme. Présentation détaillée de chaque étape de traitement : (B) seuillage global, (C) diffusion des seuils locaux détectés, (D) exclusion de certains kernels de seuils locaux et remplacement par le seuil global pour créer une carte de seuils locaux, (E) fermeture apicale pour extraire le réseau canalaire radiculaire [Michetti 2017].

Du fait de l'effet de volume partiel présent dans les images CBCT, les données n'ont pas été filtrées pour diminuer le bruit de manière à éviter toute perte de résolution. Dans un premier temps, un seuil global selon la méthode d'Otsu (1979) a été calculé pour chaque volume dentaire (voir figure 25(b)). Les dents sont constituées de 3 structures anatomiques (émail, dentine, pulpe) qui présentent des densités radiographiques différentes. En conséquence, les histogrammes des volumes CBCT et μ CT adoptent un profil à 3 pics, comme cela est représenté dans la figure 26.

Le seuil le plus faible parmi les 2 seuils calculés avec la méthode d'Otsu pour séparer les 3 classes, a été choisi comme seuil global pour binariser les données 3D. La figure 27(b) offre un exemple d'un résultat de cette segmentation par seuillage global sur une coupe radiculaire d'une molaire mandibulaire. Les 2 canaux présents dans la racine mésiale (racine de droite) ne sont pas détectés par cette méthode de seuillage. Pour améliorer le seuillage global, des seuils locaux ont été calculés et utilisés pour remplacer le seuil global dans les zones canalaires des volumes.



Figure 26: Histogramme d'un volume CBCT de la molaire inférieure. Sur la gauche, le graphique de l'histogramme présente les 3 pics correspondant aux différentes structures de la dent (émail, dentine et pulpe). Sur la droite, reconstruction 2D CBCT d'une coupe coronaire de cette molaire inférieure.

Contrairement à Chang et al. (2013) qui ont utilisé la méthode d'Otsu dans une image subdivisée en kernels pour fournir des seuils locaux, nous avons utilisé un algorithme de détection de contours comme suggéré par Waarsing et al. (2004). Le seuillage par hystérisis (chaînage des points de contours) a été paramétré de 0,08 à 0,14 pour les volumes CBCT et de 0,5 à 0,6 pour les données μ CT (voir figure 27(c)). Le choix de ces paramètres a été guidé empiriquement par un compromis entre la surestimation des contours non-anatomiques et la sous-estimation des contours anatomiques (parties manquantes au niveau du canal radiculaire). Les paramètres choisis ont permis pour l'ensemble des échantillons d'obtenir des contours canalaires et radiculaires les plus complets et cohérents possibles avec un minimum d'erreur anatomique. L'image binaire résultante de cette détection a été multipliée point par point aux données initiales 3D de manière à obtenir les valeurs de gris initiales pour chaque point de contour (voir figure 27(d)). Cette première matrice de seuils locaux a été par la suite subdivisée en une série de kernels de taille 3x3x3 voxels. Une extension de ces seuils a été obtenue en donnant aux voxels de chaque kernel la valeur de la moyenne des intensités de gris présentes dans le kernel qui sont supérieures à 0. La taille du kernel (3x3x3 voxels) a été choisie dans le but d'éviter un moyennement excessif des seuils locaux dans les images CBCT et pour optimiser le seuillage local dans les zones de contours. Cette taille est restée la même pour tous les échantillons utilisés dans cette étude. Une représentation schématique de cette étape utilisée pour la génération de ces kernels de seuils locaux est présente dans la figure 25(c).

Les kernels pour lesquels l'intensité du seuil local est inférieure de 100% ou supérieure de 210% à la valeur du seuil global ont été exclus de la matrice finale et remplacés par l'intensité du seuil global pour les voxels concernés (voir figure 25(d)). Un filtre Gaussien 3D a été utilisé pour lisser les seuils locaux restants et ainsi produire la cartographie finale du seuillage local adaptatif. La figure 27(e) expose

VALIDATION SUR DENTS EXTRAITES

un exemple de cette carte pour une coupe radiculaire d'une molaire mandibulaire. La segmentation de la dent a été obtenue en seuillant les données initiales 3D des acquisitions avec la matrice résultant du seuillage local adaptatif. Le résultat final est une image binaire où tous les voxels des tissus durs ont une valeur fixée à 1 (blanc) et tous les voxels du fond ou du réseau canalaire ont une valeur fixée à 0 (noire). Un exemple de ce type d'image est présenté dans la figure 27(f).



Figure 27: Les différentes étapes du seuillage local adaptatif appliquées sur l'image CBCT d'une coupe radiculaire d'une molaire mandibulaire. (A) Valeurs de gris initiales, (B) résultat du seuillage local, (C) image binaire après détection de contour, (D) valeurs de gris initiales pour chaque point de contour, (E) carte finale de seuils locaux avec la valeur du seuil global attribuée aux kernels exclus, (F) image binaire de la dent résultat de la segmentation par seuillage local [Michetti 2017].

Au bout de la racine au niveau de l'apex se trouve une ouverture (le foramen apical) où nerfs et vaisseaux provenant du tissu osseux pénètrent à l'intérieur de la dent pour occuper l'espace canalaire radiculaire (pulpe). Ce foramen a pour conséquence de créer une connexion entre le fond de l'image et le réseau canalaire radiculaire lorsque les acquisitions sont réalisées sur des dents extraites. Afin d'isoler seulement l'endodonte des données binaires segmentées, une fermeture apicale est nécessaire (voir figure 25(e)). Pour fermer de manière quasi automatique cette ouverture, des opérations morphologiques de fermeture ont été utilisées pour créer un volume dentaire binarisé sans réseau canalaire. La différence point par point en valeur absolue entre ce volume binarisé sans endodonte et le volume préalablement segmenté par le seuillage local adaptatif a permis d'obtenir le volume canalaire ainsi que des résidus de contours radiculaires. Ces derniers étaient la conséquence de la légère modification du volume dentaire

par les opérations morphologiques. Pour ne garder que le volume endodontique, nous avons considéré ce volume comme un objet où tous les voxels sont connectés en 6-voisins. En sélectionnant un voxel constitutif de ce volume sur une coupe, nous avons extrait ce volume et exclu les artéfacts. Une comparaison avec le volume binarisé issu du seuillage a permis de vérifier la complétude de l'endodonte. Si ce dernier avait été segmenté en plusieurs morceaux, la sélection d'un seul voxel aurait entrainé un volume canalaire tronqué. Dans ce cas précis, deux ou autant d'objets connectés en 6-voisins correspondant aux différentes parties du volume canalaire ont été sélectionnés et enregistrés.

2.2. Recalage CBCT-µCT

La comparaison des résultats des segmentations canalaires CBCT et μ CT implique la réalisation d'une procédure de recalage pour aligner ces 2 types de données. Avant recalage, un souséchantillonnage en 75µm est effectué sur les données μ CT (de résolution initiale 27,25µm) par interpolation linéaire afin d'accorder la résolution μ CT à celle du CBCT. Le choix d'adapter les données μ CT, au lieu d'interpoler les volumes CBCT à la résolution du μ CT, a pour avantage de réduire les temps de calcul pour le recalage. Avant la procédure automatique de recalage, une rotation manuelle des volumes est réalisée dans le but également de diminuer les temps de calcul mais également pour limiter les risques d'erreurs.

L'information mutuelle a été choisie comme mesure de similarité entre les volumes dans cette étude. Une matrice de transformation géométrique rigide (regroupant des translations, rotations et des effets d'échelle en 3D) a été estimée en maximisant l'information mutuelle entre les données CBCT et les données adaptées μ CT. Cette matrice a ensuite été appliquée aux données μ CT initiales (résolution de 27,5 μ m) de manière à éviter autant que possible une perte de résolution sur le μ CT qui est sensé fournir la vérité terrain concernant l'anatomie canalaire.

Les résultats obtenus dans cette étude ont confirmé l'efficacité de cette méthode de recalage. Les segmentations µCT sont apparues suffisamment précises pour servir de références et les résultats ont été validés pour chaque échantillon par 2 cliniciens.

Pour permettre la comparaison de mesures, un sous-échantillonnage en 75μ m a été effectué sur les données μ CT recalées dans l'axe z (plan axial) afin de faire correspondre l'épaisseur des reconstructions 2D μ CT avec celles issues des volumes CBCT. Cette procédure a permis d'éviter de choisir la coupe μ CT 27,5 μ m la plus proche de son équivalent CBCT 75 μ m, ce qui aurait entraîné des erreurs de positionnement pouvant influencer les résultats lors de la comparaison.

3. Matériels et résultats

3.1. Échantillons

Trois dents récemment extraites, de différents types (1 incisive, 1 molaire maxillaire et 1 molaire mandibulaire) et avec des apex fermés ont été sélectionnées. Ces dents provenaient de dons anonymes pour la recherche et ont été extraites pour des raisons médicales non liées à cette étude.

3.2. Acquisition et reconstruction

Les échantillons ont dans un premier temps été scannés dans un appareil *in vivo* cone-beam (CBCT) petit champ utilisé pour des applications cliniques dans les cabinets dentaires : le CS 8100 3D® (Carestream Health, Trophy, France). Pour chaque acquisition, la dent a été positionnée au centre du champ de vue du CBCT. Les paramètres d'acquisition étaient 80 kilovolts (kV) et 2 milliampères (mA). Ces paramètres assuraient aux examinateurs la meilleure visibilité du réseau canalaire. À la suite d'une unique rotation du système d'acquisition autour de l'échantillon (162 secondes), une reconstruction du volume (à partir des 687 projections de taille 617x669 pixels) a été effectuée à l'aide du logiciel fourni avec l'appareil cone-beam par le constructeur. Les volumes CBCT reconstruits présentaient une résolution spatiale de 75µm (voxel isotropique) et une résolution en contraste de 14 bits.

Ces mêmes échantillons ont ensuite été scannés avec un μ CT offrant une haute résolution pour des études *ex vivo* : le Skyscan 1172 ® (Burker, konitch, Belgium). Les acquisitions ont été réalisées au sein de la Plateforme d'Imagerie Ostéo-Articulaire (IMOSAR, Paris, France). Les paramètres d'acquisition étaient 80 kV et 100 μ A et ont permis également la visualisation de l'ensemble du réseau canalaire. À la suite d'une acquisition de 100 minutes, 2 volumes d'acquisition connectés de 387 projections chacun (projections de taille 668x1000 pixels) ont été reconstruits et assemblés à l'aide du logiciel NRecon® (1.6.8.0) pour fournir un unique volume par dent avec une résolution spatiale de 27,5 μ m (voxel isotropique) et un contraste de 16 bits.

3.3. Mesures

La précision des mesures de l'anatomie canalaire à partir des segmentations sur les images CBCT a été évaluée par comparaison avec les mesures équivalentes obtenues avec les données μ CT. Étant donné la haute résolution des images μ CT, l'anatomie canalaire fournie par ce scanner a été considérée comme vérité terrain. Les segmentations canalaires issues des 2 modalités ont été comparées visuellement mais

aussi quantitativement. Pour chaque racine, la surface canalaire et le diamètre de Feret ont été mesurés sur toutes les sections radiculaires ou reconstructions 2D axiales (voir figure 28). Le diamètre de Feret définit la plus grande distance séparant deux droites parallèles et tangentes à la forme du canal [Michetti 2010]. La comparaison de ces 2 mesures a été calculée avec le coefficient de corrélation de Pearson (r) et avec la méthode de Bland et Altman (1986) par l'estimation du biais (moyenne des différences entre 2 groupes de données) qui définit le degré de concordance entre les 2 techniques.



Figure 28: Représentation schématique d'une section canalaire. Présentation des 2 mesures utilisées pour comparer CBCT et μ CT : diamètre de Feret (Dmax) et surface canalaire (S).

3.4. Résultats de segmentation canalaire

Bien que la méthode d'Otsu fournisse rapidement et simplement des seuils à partir de l'histogramme des images, le seuillage global n'est pas suffisant pour obtenir une segmentation complète et précise de l'anatomie endodontique pour des images CBCT. Un exemple des résultats de segmentation CBCT avec le seuillage global et avec le seuillage local adaptatif développé dans cette étude est donné dans la figure 29. Cet exemple permet d'apprécier visuellement l'amélioration apportée par cette technique de seuillage local. Cette amélioration est en accord avec les résultats obtenus par Burghardt et *al.* (2007). Ils ont comparé les mesures des trabéculations d'un fémur humain obtenues avec des images provenant d'un HR-pQCT (high resolution peripheral quantitative CT) doté d'une résolution de 82 μ m avec celles issues d'un μ CT 16 μ m. Trois méthodes différentes de segmentation comme le seuillage local ont fourni une quantification des structures trabéculaires osseuses équivalente ou meilleure que celle donnée par le seuillage local.

Contrairement au CBCT, la haute qualité d'image du μ CT permet au seuillage global de fournir des résultats très similaires à ceux obtenus avec la méthode de seuillage local proposé dans cette étude. Néanmoins, afin de comparer la même méthode de segmentation entre les 2 modalités d'imagerie, le seuillage local a été utilisé pour segmenter les volumes μ CT.



Figure 29: Représentations cone-beam 3D des segmentations canalaires sur les 3 échantillons de l'étude : l'incisive (I) sur la gauche, la molaire inférieure (II) au milieu et la molaire supérieure (III) à droite. Le seuillage global selon la méthode d'Otsu a été utilisé sur les visuels de la première ligne. Les résultats du seuillage local développé dans cette étude sont présentés sur la ligne du bas [Michetti 2017].

La figure 30 présente pour les 3 dents, les résultats de segmentation canalaire obtenus avec les données μ ct (1^{ère} colonne) et avec les données CBCT (2^{ème} colonne). La 3^{ème} colonne propose une représentation des différences de segmentation via un codage couleur appliquée sur une représentation 3D des segmentations μ CT et indiquant la quantité d'erreurs entre les 2 modalités. Le codage couleur est calibré sur la résolution CBCT (75 μ m). Nous pouvons ainsi observer que la reconstruction et la segmentation des données CBCT sont très proches, en termes de quantité de différence, avec la vérité terrain fournie par le μ CT.



Figure 30: Visualisations 3D des segmentations avec l'incisive sur la ligne supérieure (I), la molaire inférieure sur la ligne du milieu (II) et la molaire supérieure sur la ligne inférieure (III). La colonne (A) à gauche présente les segmentations μ CT en vert. Les segmentations CBCT en rouge sont dans la colonne (B). Le codage couleur de la différence CBCT- μ CT est visualisé sur les segmentations μ CT en (C) [Michetti 2017].

La comparaison des volumes (voir tableau 3) a montré que les segmentations CBCT apparaissaient légèrement plus petites que les segmentations μ CT : -0,55 mm³ (-4,08%).

			Difference
Dent	$CBCT(mm^3)$	$\mu CT(mm^3)$	CBCT-µCT (%)
Incisive	10,82	12,07	-10,36%
Molaire supérieure	19,78	19,33	2,33%
Molaire inférieure	19,05	19,89	-4,20%

Tableau 3. Comparaison des volumes entre le CBCT et le μ CT.

853 sections canalaires ont été comparées dans cette étude à partir des 3 dents sélectionnées (6 racines au total). De manière à rehausser la valeur significative des statistiques des données, les mesures des trois dents ont été combinées que ce soit pour la surface canalaire ou pour le diamètre de Feret. Une forte corrélation a été retrouvée entre le CBCT et le μ CT pour la surface (r = 0.98, p < 0.001) et pour le diamètre (r = 0.88, p < 0.001). Le coefficient de corrélation de Pearson (r) permet d'évaluer la relation linéaire qu'il existe entre le CBCT et le μ CT. Pour tester l'hypothèse d'une absence de corrélation par rapport à l'alternative selon laquelle il existe une corrélation non nulle, une valeur-p a été associée à chaque r. Une valeur-p inférieure à 0.001 signifiait que la corrélation était significativement différente de 0.

Une forte corrélation n'implique pas forcément l'existence d'une bonne concordance entre les 2 groupes de mesures. Le degré de concordance entre les 2 modalités est présenté dans le tableau 4 avec la moyenne des différences et l'intervalle de confiance (IC). La moyenne des différences a montré s'il existait ou non une erreur systématique entre les 2 systèmes d'imagerie. La moyenne était de -21501 μ m² ±60872 (95% IC : de - 140810 à 97808) pour la surface et de -21,88 μ m ±123,48 (95% IC : de -264 à 220) pour le diamètre de Feret. Ces résultats ont montré également une sous-estimation CBCT par rapport au μ CT.

Tableau 4. Mesures des sections canalaires radiculaires et différences entre le CBCT et le μ CT.

Mesures	Nombre de sections	Moyenne CBCT (min. au max.)	Moyenne µCT (min. au max.)	$CBCT-\mu CT$ moyenne $\pm SD^{*}(IC)$
Surface (µm ²)	853	228937 (0 à 1,24e ⁺⁰⁶)	250438 (2228 à 1,48e ⁺⁰⁶)	-21501 ± 60872 (-140810 à 978708)
Diamètre de Feret (µm)	853	476,64 (0 à 1500)	498,52 (27,25 à 1690)	-21,88 ± 123,48 (-264 à 220)

SD : écart type

Les graphiques des corrélations et des degrés de concordance selon la méthode de Bland et Altman pour les mesures de surface canalaire et du diamètre de Feret sont présentés respectivement dans les figures 31 et 32. Le graphique en nuage de points de Bland et Altman offre un aperçu des erreurs mesurées en fonction de la taille des sections canalaires.



Figure 31: Graphique en nuage de points avec la droite de régression linéaire représentant les mesures μ CT et CBCT pour la surface canalaire (à gauche). Graphique de Bland et Altman pour la différence des mesures de surface entre le μ CT et le CBCT. Les valeurs positives indiquent une surface calculée plus petite pour le CBCT comparée au μ CT (à droite) [Michetti 2017].



Figure 32: Graphique en nuage de points avec la droite de régression linéaire représentant les mesures μ CT et CBCT pour le diamètre de Feret (à gauche). Graphique de Bland et Altman pour la différence des mesures de diamètre entre le μ CT et le CBCT. Les valeurs positives indiquent une distance calculée plus petite pour le CBCT comparée au μ CT (à droite) [Michetti 2017].

4. Discussion

Dans cette étude, les volumes de segmentation canalaire CBCT sont apparus légèrement plus faibles que ceux issus des données µCT. Cependant, la comparaison des 853 sections radiculaires provenant

des 3 dents étudiées a montré l'existence d'une forte corrélation entre les 2 modalités d'imagerie (0,98 pour la surface et 0,88 pour le diamètre). L'analyse de Bland et Altman a confirmé l'existence d'une concordance entre les mesures du diamètre (seules 38 sections n'étaient pas comprises entre les limites de concordance). L'intervalle de confiance a montré que les différences de mesure pour le diamètre entre le µCT et le CBCT n'ont pas dépassé l'équivalent 4 pixels CBCT, ce qui est relativement raisonnable étant donné que les segmentations ont été réalisées avec une précision au pixel près. En ce qui concerne la surface, l'erreur est d'autant plus grande que la taille de la section canalaire est importante. L'erreur moyenne équivaut à une surface correspondant à 4 pixels CBCT. De la même manière, la comparaison des mesures du diamètre et de la surface indique une sous-estimation des segmentations CBCT.

Six racines avec des morphologies canalaires différentes et issues des trois dents sélectionnées ont été analysées dans cette étude. Les erreurs de segmentation CBCT les plus importantes ont été localisées préférentiellement dans les zones où les canaux sont plus étroits que la résolution spatiale du CBCT (entrée canalaire de la racine vestibulo-distale de la molaire maxillaire) mais aussi au niveau des canaux latéraux et des deltas apicaux. Ces deux dernières zones ne sont cependant pas d'intérêt clinique pour la réalisation d'un traitement endodontique. L'isthme présent entre les deux canaux principaux de la racine mésiale de la molaire mais n'a pour autant pas gêné la segmentation de la zone apicale primordiale pour évaluer le diamètre canalaire apical initial.

La méthode de comparaison utilisée dans cette étude a permis l'utilisation du µCT comme vérité terrain pour valider les segmentations endodontiques. Les résultats de cette comparaison ont démontré que le CBCT associé à un procédé de traitement d'image spécifique peut constituer un outil efficace pour explorer *in vitro* l'anatomie endodontique sur des dents extraites. Quelques minutes suffisent pour réaliser l'acquisition et le traitement des images CBCT et ainsi obtenir une segmentation de l'anatomie canalaire alors qu'il faut près de 2 à 3 heures par dent avec le µCT. Néanmoins, l'utilisation du µCT et de dents extraites n'a pas permis d'évaluer l'impact des structures parodontales et des structures anatomiques hors-champ sur les segmentations. Sans ces structures, les images étudiées ont présenté un bon rapport signal sur bruit et peu d'artéfacts. L'obtention d'images CBCT *in vivo* correspondant aux images µCT pour tester la segmentation endodontique est difficile. En effet, la plupart des dents nécessitant une extraction sont cariées (détériorées), avec des traitements endodontiques déjà réalisés ou avec des prothèses. Les dents intactes et matures nécessitant une extraction sont généralement associées à la maladie parodontale ce qui implique une absence de tissu parodontal autour de la dent. Enfin, certaines procédures cliniques d'extraction nécessitent la séparation des racines des molaires (découpe de la dent) pour éviter de léser l'os alvéolaire lors de l'intervention.

Même si les résultats de cette étude ne correspondent pas à la réalité clinique, ils représentent une première étape nécessaire : validation d'une méthode de comparaison démontrant qu'avec l'utilisation d'un procédé de traitement d'images spécifique, la segmentation endodontique *in vitro* est possible sur des volumes CBCT. De par la rapidité des acquisitions et du traitement des données, les appareils de

tomographie volumique à faisceau conique ou cone-beam pourraient constituer une alternative au μ CT non seulement en recherche endodontique mais également pour fournir des images utiles à l'enseignement (variabilité de la morphologie endodontique, différentes étapes dans la réalisation d'un traitement endodontique).

5. Conclusion

La méthode de traitement d'image proposée dans cette étude, qui consiste à associer un seuillage local adaptatif utilisant la détection de contour à une fermeture apicale semi-automatique, semble produire des segmentations endodontiques CBCT complètes et précises. Après recalage, la comparaison avec la vérité terrain μ CT montre que cette méthode peut compenser les limites de résolution du CBCT en endodontie. Cette méthode est également reproductible (automatique et adaptative suivant le type de dent), précise, et rapide (quelques minutes suffisent pour réaliser acquisition et segmentation). Avec une résolution de 75µm, cette technique de segmentation endodontique rend possible l'utilisation du CBCT sur des dents extraites non seulement pour des fins de recherche en endodontie mais également pour aider l'enseignement de cette discipline dentaire. Les appareils cone-beam sont en effet plus faciles d'accès car déjà présents dans les facultés et les cabinets dentaires, et sont plus rapides que les μ CT ce qui permet d'envisager l'étude d'un plus grand nombre d'échantillons. De manière comparable au μ CT (cf chapitre 2), l'utilisation de cette segmentation endodontique pourrait permettre l'évaluation de l'effet de nouveaux instruments endodontiques sur l'anatomie canalaire à partir d'images CBCT.

D'autres études sont nécessaires pour tester et valider les techniques de segmentation endodontique avant qu'elles puissent être utilisées de manière fiable dans toutes les situations cliniques. La validation clinique d'une technique de segmentation endodontique n'est cependant pas chose aisée. Elle pourrait nécessiter par exemple l'utilisation de modèles *ex vivo* spécifiques. Un fantôme parodontal réalisé autour des dents après acquisition μ CT pourrait permettre d'obtenir des images CBCT de qualité comparable à celles obtenues cliniquement. Une amélioration de la qualité de ces images serait alors nécessaire pour compenser la perte de signal sur bruit induite par ces structures anatomiques environnantes et par l'utilisation d'un champ de vue limité. Des méthodes de traitement d'images robustes comme la super-résolution pourraient être utiles à cette amélioration. Des propositions pour répondre à ces problématiques seront exposés dans les chapitres suivants 4 et 5.

1. Introduction

La validation clinique d'une méthode de segmentation endodontique CBCT n'est pas aisée du fait de la difficulté d'obtenir *in vivo* la vérité terrain. Des mesures exactes de l'anatomie canalaire requièrent l'extraction des dents pour utiliser des techniques invasives entrainant la perte de l'échantillon dentaire [Michetti 2010, Rhodes 1999] ou pour réaliser une acquisition scanner avec un appareil plus performant comme le μ CT [Liu 2010, Maret 2010]. Cependant comme évoqué dans le chapitre précédent, la majorité des dents nécessitant une extraction ne peuvent servir de modèles car elles sont soit délabrées (caries, traumatismes) ou soit déjà traitées endodontiquement avec ou sans restauration prothétique. De plus, en ce qui concerne les dents pluriradiculées, et afin de ne pas léser l'os alvéolaire, la procédure d'extraction peut nécessiter la découpe de la dent pour séparer les racines ce qui entraîne la perte de l'échantillon. La maladie parodontale peut constituer une raison médicale d'extraction de dents intactes mais elle implique l'absence de tissus parodontaux (ligament, os et gencive) autour de la dent ce qui peut avoir comme conséquence de modifier la qualité d'image CBCT et de ne plus être cohérent avec la majorité des cas cliniques nécessitant un traitement endodontique.

Pour les rares dents qui pourraient rentrer dans ce protocole de recherche, des consentements à la recherche seraient à collecter auprès des patients car l'acquisition CBCT irradiante serait réaliser sans bénéfice pour la thérapeutique du patient [Consensus guidelines of the European academy of dental maxillofacial radiology 2009] et un seul et unique appareil CBCT pourrait être étudié.

Des protocoles *ex vivo* pourraient constituer une solution à cette procédure de validation. Des têtes humaines issues de dons à la science ou des crânes secs [Ibrahim 2013, Liang 2014] pourraient être utilisés. Mais le nombre d'échantillons utiles à cette procédure de validation serait faible (nombre de dents valables par tête) et il persisterait le risque de destruction des dents ou des mâchoires lors de l'extraction. Dans ce type de protocole, les dents monoradiculées sont par conséquence seulement étudiées [Kamburoglu 2011]. Certaines études replacent les dents après extraction dans des alvéoles élargies. L'espace plus important persistant entre la dent et l'os alvéolaire, même comblé avec de l'agar ou de la cire, ne permet pas de simuler parfaitement les conditions cliniques dans les images obtenues [Hassan 2009, Nascimento 2014]. L'accès à ces têtes ou crânes n'est, de plus, pas chose aisée. Des mâchoires animales pourraient également être utilisées pour évaluer la segmentation endodontique CBCT [Esposito 2013] mais de la même manière que pour les fantômes anthropomorphiques [Atom

max dental and diagnostic head phantom], l'anatomie endodontique ne serait pas très cohérente avec la réalité humaine (figure 33).



Figure 33: Fantôme anthropomorphique « Atom max » modèle 711-HN (CIRS Tissue Simulation & Phantom Technology). À gauche, observation de l'anatomie endodontique très simplifiée sur cliché panoramique du fantôme.

Dans ces conditions, certaines études ont proposé la réalisation de fantômes artificiels [Liang 2012, Bechara 2013, Lucena 2014]. Blattner et al, (2010) ont par exemple réalisé un fantôme avec des dents humaines extraites, de l'os de porc et de la cire pour évaluer la capacité des appareils CBCT à détecter les seconds canaux vestibulo-mésiaux des premières et deuxièmes molaires maxillaires (figure 34). Néanmoins, aucune procédure de validation de la qualité d'image par rapport à la réalité clinique n'a été fournie dans cette recherche.



Figure 34: Fantôme artificiel constitué de dents humaines, d'os de porc et de cire, En haut à gauche, coupe axiale CBCT. À droite, cliché radiographique 2D d'une molaire supérieure [Blattner 2010].

Dans ce chapitre, nous avons cherché à élaborer un fantôme parodontal permettant de simuler des images endodontiques en condition clinique. Dans le cahier des charges de fabrication de ce fantôme est incluse la nécessité d'utiliser des matériaux faciles d'accès et une procédure reproductible. La section 2 de ce chapitre présente un premier essai de conception d'un fantôme parodontal ainsi que son analyse en termes de qualité d'image par comparaison avec des images *in vivo* (*MICHETTI J., BASARAB A., TRAN M., DIEMER F., KOUAME D. Cone-beam computed tomography contrast validation of an artificial*

periodontal phantom for use in endodontics. Conf Proc IEEE Eng Med Bio Soc, 2015). La section 3 présente les améliorations apportées à ce fantôme et à son évaluation suite aux résultats issus de la première étude. Elle décrit également la préparation des données pour permettre la validation clinique d'une technique de segmentation endodontique.

2. Élaboration d'un fantôme parodontal artificiel

2.1. Matériels et méthodes

2.1.1. Fabrication du fantôme

Six dents intactes, avec des apex fermés et récemment extraites (4 monoradiculées et 2 pluriradiculées) ont été sélectionnées pour rentrer dans la constitution de deux fantômes parodontaux. Sur les racines de ces dents, dans un premier temps, huit couches d'adhésif photopolymérisable Hybrid Bond (Sun Medical, Japan) ont été appliquées pour simuler le ligament parodontal. Ce matériau est utilisé en odontologie restauratrice pour coller les résines dentaires ou composites qui comblent les cavités issues de l'éviction des caries.

La lamina dura qui est la portion de l'os alvéolaire entourant les dents, correspond radiographiquement à une fine ligne dense adjacente au ligament parodontal. Elle a été simulée avec un mélange de plâtre et d'eau appliqué sur les couches d'adhésif.

Deux moules rectangulaires (3,5cm x 1,3cm x 3,2cm) ont par la suite été remplis d'un mélange de 4,5g de plâtre, 1,5g de sciure de bois, 0,3g d'alginate (matériau d'empreinte en odontologie, Zelgan Plus, Dentsply, USA) et de 9ml d'eau pour créer un simili os alvéolaire. Dans chacun des deux moules remplis, trois dents préparées comme indiqué ci-dessus ont été insérées jusqu'à la limite amélocémentaire. Une fois l'équivalent os alvéolaire durci, les fantômes ainsi créés ont été retirés de leur moule (voir figure 35).



Figure 35: À gauche, coupe axiale CBCT du fantôme parodontal proposé, 1 : Équivalent os alvéolaire ; 2 : Espace canalaire d'une racine palatine d'une molaire supérieure ; 3 : Tissu dentaire ou dentine ; 4 : Simili ligament parodontal (radio-claire) ; 5: Simili lamina dura (radio-opaque). À droite, coupe transversale.

Au cours de la procédure d'acquisition CBCT, différentes tailles d'équivalent os cortical (plaque de plâtre) ont été placées autour des fantômes. Quatre épaisseurs ont été étudiées : 0,5/1,0/1,5/2,0cm. Pour chaque épaisseur d'os cortical simulé, une acquisition cone-beam a été réalisée avec ou sans la présence d'une couche de cire de 1,0cm pour simuler les tissus mous.

2.1.2. Acquisition

Le CS 8100 3D cone-beam (Carestream Health, Rochester, NY, USA) a été utilisé pour réaliser les huit acquisitions (différentes épaisseurs de plaque de plâtre avec et sans couche de cire) de chaque fantôme. Cet appareil radiographique fournit des images avec une résolution spatiale de 75µm. Pour chaque acquisition, le fantôme a été placé au centre du champ de vue (cylindre de 5cm x 5cm). Les paramètres d'acquisition sélectionnés étaient 84 kilovolts et 5 milliampères correspondant selon les recommandations du fabricant aux paramètres prédéfinis pour un adulte de faible corpulence.

Le groupe de contrôle a été constitué par dix dents (4 monoradiculées et 6 pluriradiculées) issus de 4 acquisitions *in vivo* recueillies dans des cabinets dentaires. Ces dents ont permis de constituer une vérité terrain clinique en termes de qualité d'image. Les acquisitions ont été réalisées avec le même appareil CBCT et ont produit des images avec la même résolution de 75µm. Ces dents étaient matures (racine complètement formée) sans atteinte carieuse ou parodontale (défaut d'os alvéolaire autour de la dent). Les radiographies 3D ont été réalisées pour des raisons médicales sur les dents adjacentes et non dans le but de cette étude (voir figure 36).



Figure 36: Coupes orthogonales CBCT provenant d'une acquisition in vivo. La molaire supérieure située au centre des 2 images a constitué un échantillon de contrôle.

2.1.3. Analyse de la qualité d'image

Trois structures ont été étudiées avec le logiciel MeVisLab® (MeVis Research ; Bremen, Germany) : l'espace canalaire radiculaire, la dentine et la lamina dura. Afin d'éviter l'inclusion dans nos segmentations de voxels n'appartenant pas au tissu étudié, plusieurs petites régions d'intérêt (4x4x3

voxels) ont été placées manuellement sur plusieurs coupes axiales pour constituer un masque précis (10 à 100 régions d'intérêt par masque) (voir figure 37).



Figure 37: Sur la gauche, exemple de placements des petites régions d'intérêt sur une coupe axiale. Sur la droite, mise en place de la procédure de mesures sur le logiciel MeVisLab[®].

Pour chacun des masques des trois structures anatomiques étudiées, la moyenne (μ) et la variance (σ^2) des niveaux de gris des voxels ont été calculées. Cette procédure et ces mesures ont été réalisées pour chacune des dents issues des acquisitions *in vivo* ainsi que pour chacune des dents des deux fantômes et ce pour chaque épaisseur d'équivalent d'os cortical avec ou sans cire. La qualité d'image a été évaluée au moyen du rapport contraste sur bruit (CNR) qui a été calculé entre la dentine (δ) et l'espace canalaire (χ) et entre la dentine et la lamina dura (qui est un tissu réel pour les acquisitions *in vivo* et un tissu simulé pour nos fantômes) (χ).

$$CNR = \frac{\mu_{\delta} - \mu_{\chi}}{\sqrt{\sigma_{\delta}^2 + \sigma_{\chi}^2}}$$

Les différences de CNR (en pourcentage) ont été calculées entre les résultats issus des différentes tailles et structures des fantômes et la moyenne des CNRs des différents cas cliniques suivant la formule suivante :

Difference =
$$\frac{\text{CNR}_p - \text{CNR}_{iv}}{\text{CNR}_{iv}} \times 100$$

 CNR_p pour le CNR issus des mesures sur les deux fantômes et CNR_{iv} pour la moyenne des CNRs issus des cas cliniques.

2.2. Résultats

Pour les dents *in vivo*, la moyenne des CNRs entre la dentine et le canal était de 5,78 (min : 4,18 et max : 7,39), La moyenne entre la dentine et la lamina dura était de 1,56 (min : 0,55 et max : 2,63).

Pour le CNR entre la dentine et l'espace canalaire qui évalue l'impact des structures environnantes sur l'image de structures anatomiques réelles, trois configurations de fantôme ont donné une valeur moyenne rentrant dans l'intervalle min-max *in vivo*. La configuration 1,5cm de plâtre associé à 1,0cm de cire a donné un CNR de $6,57\pm1,25$ soit 14% plus grand que pour les cas *in vivo*. Les fantômes entourés de 2,0cm de plâtre sans et avec la cire ont présenté respectivement un CNR de $5,62\pm1,56$ (-3%) et de $4,97\pm0,48$ (-14%). La figure 38 met en valeur la dégradation de la qualité d'image suivant les différents designs proposés comparés à deux images cliniques.



Figure 38: Fantômes construits avec 0,5 à 2,0cm de plâtre avec ou sans cire (w). La ligne supérieure correspond à une dent monoradiculée avec en (A) l'image référence in vivo. La ligne inférieure présente une dent pluriradiculée avec son image de référence in vivo en (B).

Une réduction du CNR entre la dentine et l'équivalent lamina dura a été observée avec l'augmentation de l'épaisseur de matériaux environnants. La configuration 2,0cm de plâtre avec 1,0cm de cire autour du fantôme a fourni le CNR le plus proche des valeurs cliniques (2,97±0,79 soit 90% de différence). Tous les résultats sont présentés dans le tableau 5.

2.3. Discussion

La validation d'un fantôme avec des données cliniques est nécessaire avant toute utilisation de ce fantôme pour valider les performances d'un appareil CBCT pour un but clinique précis. Afin d'obtenir des images de qualité comparable aux conditions *in vivo*, les fantômes anthropomorphiques sont constitués d'équivalents tissulaires pourvus d'un coefficient d'atténuation, d'une épaisseur et d'une forme identiques aux structures anatomiques réelles. Néanmoins, la morphologie endodontique et notamment sa grande variabilité ne peuvent être simulées (voir figure 39). Seule une version simplifiée

de l'endodonte de chaque type de dent est présente dans ces fantômes [12, Winslow 2009, Ho 2013] ce qui ne peut être utilisé pour valider des techniques de segmentation endodontique.

Taille (cm)		UNK					
		Dentine	- Canal	Dentine - Lamina dura			
Plâtre Cire		Moyenne (ET)	Différence	Moyenne (ET)	Différence		
0,5	0,0	9,71 (3,17)	68%	5,94(1,48)	281%		
0,5	1,0	9,68 (2,62)	68%	5,60(1,39)	259%		
1,0	0,0	8,60 (2,55)	49%	5,20(1,71)	234%		
1,0	1,0	8,12 (2,22)	40%	5,04(1,19)	223%		
1,5	0,0	7,77 (1,22)	34%	4,70(1,30)	202%		
1,5	1,0	6,57 (1,25)	14%	4,17(1,25)	167%		
2,0	0,0	5,62 (1,56)	-3%	3,61(0,83)	132%		
2,0	1,0	4,97 (0,48)	-14%	2,97(0,79)	90%		

Tableau 5. Résultats du contraste sur bruit pour les différentes configurations de fantômes

ET : Ecart type

L'inclusion de dents extraites dans ces fantômes pourraient constituer une solution pour représenter cette grande variabilité morphologique mais cela entraînerait l'utilisation d'un très grand nombre de fantômes anthropomorphiques, et donc un travail fastidieux et un coût important.



Figure 39: Segmentation du volume endodontique présent dans la racine mésiale de 32 molaires mandibulaires différentes. Une segmentation par seuillage global a été appliquée sur des images μ CT (résolution 20 μ m).

À l'inverse, dans un fantôme artificiel, des matériaux peu onéreux et faciles à manipuler peuvent être utilisés autour de dents humaines extraites pour simuler l'effet des tissus environnants sur le faisceau de rayons X. À défaut d'un coefficient d'atténuation précis, l'effet des matériaux environnants sur ces rayons peut être modélisé via leur épaisseur.

$$I = I_0 \cdot e^{(-\mu x)}$$

 I_0 définit la fluence des photons à l'entrée. I représente la fluence des photons après traversée de l'objet. x correspond à l'épaisseur de l'objet et μ à son coefficient d'atténuation.

Dans cette étude, l'augmentation de l'épaisseur de plâtre simulant l'os cortical et l'utilisation de cire pour simuler les tissus mous ont permis de réduire le CNR entre la dentine et lamina dura. De Molon et al. (2013) ont obtenu des résultats équivalents en comparant l'effet de différentes épaisseurs de matériaux simulant les tissus mous sur la densité des dents et de l'os des images résultantes. Une influence significative a été observée sur la valeur de gris de l'os alvéolaire mais pas sur les tissus dentaires. Malgré la réduction du CNR, le contraste dans le fantôme proposé dans cette étude entre la dentine et la lamina dura est resté plus important que ce qui est rencontré dans des conditions in vivo. Même si pour la configuration 2,0 cm de plâtre et 1,0 cm de cire, les résultats sont apparus proches de la variabilité retrouvée dans les cas cliniques, des améliorations dans le design du fantôme sont encore nécessaires. L'épaisseur d'os trabéculé reste supérieure à celle retrouvée dans les cas cliniques mais constitue un compromis avec la résistance de ce simili. Une réduction du contraste entre la dentine et le réseau canalaire a également été observée lors de l'augmentation de l'épaisseur des tissus environnants (voir figure 35). Une épaisseur de 2 à 3 cm de matériaux autour de l'équivalent d'os trabéculaire a permis d'obtenir un CNR similaire à celui des dents issues des cas cliniques. La diminution du CNR était plus importante lorsque la taille du fantôme dépassait celle du champ de vue (soit 5 cm). Araki et al. (2013) ont en effet remarqué que la valeur de gris des pixels des images CBCT est affectée par la présence et la qualité des structures situées hors champ.

Seuls deux fantômes ont été conçus et évalués dans cette étude. Le caractère reproductible du fantôme proposé dans sa dégradation de la qualité d'image des dents extraites demeure à évaluer avec un plus grand nombre de modèles. Cette qualité d'image doit pouvoir rester dans les niveaux retrouvés cliniquement.

Afin de permettre l'évaluation de techniques de segmentation endodontique sur des images CBCT, l'acquisition μ CT des dents avant inclusion dans le fantôme pourraient permettre d'obtenir la vérité terrain concernant le volume endodontique.

Évolutions du fantôme et préparation de données pour évaluer les méthodes de segmentation endodontique

Suite aux résultats présentés dans la section 2, une évolution du design du fantôme est proposée dans cette section. De la même manière, ce nouveau modèle a été évalué en termes de qualité d'image par comparaison avec le même groupe de contrôle. Afin de compléter cette évaluation, une méthode d'estimation de la résolution est proposée dans cette section. Enfin, les dents utilisées dans la confection de ces nouveaux fantômes ayant été préalablement scannées avec un μ CT, la préparation des données pour permettre la validation clinique d'une technique de segmentation endodontique est décrite.

3.1. Matériels et méthodes

3.1.1. Fabrication du fantôme

42 dents extraites et de différents types (14 incisives/canines, 14 prémolaires et 14 molaires) ont été sélectionnées pour notre étude. Ces dents proviennent de dons anonymes et ont été extraites pour des raisons médicales sans rapport avec l'étude. Elles ont été nettoyées à l'aide d'un mini CK6 afin d'éliminer les restes de tissus organiques et le tartre qui pouvaient être présents, puis conservées après extraction dans un bain d'hypochlorite de sodium à 5%.

Au niveau des surfaces radiculaires des échantillons, l'application de 4 couches successives de vernis à ongles (Kiko Paris, « bleu nuit ») a permis de simuler le desmodonte (figure 40). Afin d'assurer un recouvrement homogène des surfaces, le vernis a été aspergé d'un spray d'air à l'aide d'une soufflette. Entre chaque couche un temps minimum de séchage de 4min a été respecté.



Figure 40: Application du vernis sur les surfaces radiculaires.

Les équivalents lamina dura et os alvéolaire ont été réalisés de la même manière que dans la section 2 figure 41).



Figure 41: Application du plâtre au pinceau pour simuler la lamina dura.

Trois dents ont été insérées (1 incisive, 1 prémolaire et 1 molaire) jusqu'à la limite amélo-cémentaire dans chaque moule. Une fois le plâtre pris, les fantômes parodontaux ont été sortis de leur moule pour être insérés dans une mandibule simulée avec du plâtre de Paris. Cette structure mandibulaire (figure 42) a été construite pour simuler l'os cortical et a permis d'accueillir 2 fantômes parodontaux dans les secteurs postérieurs 3 et 4. Un moule silicone spécifique préalablement réalisé a été utilisé pour la coulée de cette structure mandibulaire. Le plâtre de Paris de consistance crème fraîche a été inséré dans le moule sur une plateforme vibrante pour assurer une répartition homogène du matériau dans la structure. Une seule structure mandibulaire plâtre a été réalisée dans cette étude. Les fantômes parodontaux contenant les dents ont été tour à tour échangés dans les emplacements prévus avant chaque acquisition.



Figure 42: Structure type mandibulaire fixée sur une plaque de bois et associée à une vertèbre de porc. Deux fantômes parodontaux contenant chacun trois dents ont été placés dans les espaces correspondants aux secteurs 3 et 4.

Afin d'évaluer l'impact du tronc cérébral en tant que structure hors champ, un deuxième jeu d'acquisitions CBCT de ce modèle a été réalisé avec une vertèbre de porc préalablement trempée 24 heures dans un bain d'hypochlorite de sodium à 5%. Pour un positionnement identique de la vertèbre, la structure mandibulaire et la vertèbre ont été fixées sur une plaque de bois contreplaquée à l'aide d'une colle cyanoacrylate.

3.1.2. Acquisition

Dans le but de valider les résultats de segmentation endodontique sur des images CBCT par comparaison avec les segmentations équivalentes μ CT, quatre acquisitions différentes ont été réalisées pour chaque échantillon.

Les dents extraites ont d'abord été scannées individuellement avec un micro-CT (Quantum FX, PerkinElmer Health Sciences ; Hopkinton ; United-states). Le champ de vue utilisé était de 20mm pour obtenir des volumes (512x512x512 voxels) avec une résolution spatiale de 40µm.

Les échantillons ont ensuite été scannés avec le CBCT CS 8100 3D® (Carestream Health, Trophy, France). Trois groupes d'acquisition ont été réalisés :

- 1- Dents extraites
- 2- Dents + fantôme parodontal + structure mandibulaire
- 3- Dents + fantôme parodontal + structure mandibulaire + vertèbre

Afin d'assurer une bonne visibilité du réseau canalaire sans sur- ou sous-exposition, les constantes d'acquisition appliquées étaient 70 kilovolts (kV) et 2 milliampères (mA) pour les dents seules et 90 kV/4 mA pour les dents incluses dans le modèle *ex-vivo*. Pour les groupes 2 et 3 les paramètres correspondaient au programme adulte de faible corpulence installé par le fabriquant. Le champ de vue destiné aux acquisitions à visée endodontique a été utilisé : 5cm x 5cm. Le protocole HQ (high quality) a été activé pour toutes les acquisitions pour obtenir une résolution isotropique après reconstruction de 75µm.

Pour le groupe 1, une acquisition a été réalisée par groupe de 6 dents. Ces dents étaient fixées sur une plaque recouverte de silicone non réticulé (2 incisives, 2 prémolaires et 2 molaires). Pour les groupes 2 et 3, une acquisition a été réalisée par fantôme parodontal (groupe de 3 dents). La structure mandibulaire était placée au centre du champ de vue de sorte à mimer le positionnement d'une mandibule dans des dispositions similaires aux conditions *in-vivo*. Les images ont été prises sur le bloc situé du côté droit du patient. Un deuxième fantôme parodontal en contro-latéral (à gauche) était présent pour chacune des acquisitions.

3.1.3. Traitement et Analyse de la qualité d'image
3.1.3.1. Volumes d'intérêt CBCT

Pour les acquisitions CBCT, plusieurs échantillons étaient présents dans chaque volume. Afin de permettre l'alignement avec le volume μ CT, chaque dent a été isolée des volumes CBCT initiaux par des enregistrements de volumes d'intérêt (VOI) à l'aide du logiciel MeVisLab®.

3.1.3.2. Recalage des volumes

La procédure de recalage des différents volumes d'acquisition de chaque échantillon a été réalisée avec le logiciel Matlab® (R2016a). Pour aligner les différentes acquisitions, les VOI ont dans un premier temps été ré-échantillonnés en 40 μ m par interpolation linéaire afin d'accorder la résolution des volumes CBCT à celle du μ CT. Avant la procédure de recalage, une rotation manuelle des volumes a été réalisée de manière à réduire les temps de calcul informatique et pour limiter les risques de non-convergence de l'algorithme de recalage automatique. Le volume μ CT lors de ce recalage rigide a constitué le volume de référence fixe. Une matrice de transformation géométrique (translations, rotations, effets d'échelle en 3D) a été estimée pour chaque volume CBCT en maximisant l'information mutuelle entre les données CBCT et les données μ CT. La transformation géométrique a ensuite été appliquée au volume CBCT.

En ce qui concerne les groupes 2 et 3, les dents ont été informatiquement extraites du modèle avant recalage en utilisant un masque obtenu à partir des données du groupe 1. Cette étape a été réalisée à l'aide du logiciel MeVisLab® pour ne garder que l'image de la dent après recalage manuel sur le masque. Ensuite un recalage sur les images μ CT a été réalisé de la même manière que pour les volumes avec modèle *ex vivo* (fantôme). 42 groupes de 4 volumes ont ainsi été obtenus. Les figures 43 et 44 présentent un résultat du recalage après extraction des volumes CBCT avec modèle.



Figure 43: Reconstructions 2D radiculaires des volumes rééchantillonnés et recalés d'une prémolaire. De gauche à droite : image CBCT avec modèle ex vivo complet, image CBCT avec modèle ex vivo sans la vertèbre, image CBCT dent extraite sans modèle ex vivo, image µCT.

3.1.3.3. Analyse de l'image

3.1.3.3.1. Échantillons de contrôle

Le groupe de contrôle était identique à celui utilisé dans la première étude section 2. De la même manière que pour les 42 dents sélectionnées pour la réalisation des fantômes, les 10 volumes CBCT cliniques (figure 34) ont été ré-échantillonnés en 40µm par interpolation linéaire.

3.1.3.3.2. Analyse du rapport contraste sur bruit

La qualité d'image a été évaluée dans un premier temps au moyen du rapport contraste sur bruit suivant la méthode décrite dans la section 2. Seules les structures réelles dentaires (espace canalaire et dentine) ont été étudiées à l'aide du logiciel MeVisLab®.

En ce qui concerne les volumes CBCT, les masques ont été établis à partir des données µCT puis reportés sur ces volumes. Grâce aux recalages précédemment réalisés, des mesures comparables ont pu être enregistrées.

Pour les échantillons de contrôle, n'ayant pas de vérité terrain comme le μ CT pour assurer le positionnement correct des régions d'intérêt, les mesures ont été réalisées par 2 examinateurs. Deux jeux de mesures espacés d'au moins 24h ont été réalisés par chaque examinateur. La moyenne des 4 résultats ainsi obtenus a donné la valeur du CNR pour chaque dent issue des cas cliniques.

3.1.3.3.3. Estimation de la résolution spatiale

Afin de compléter l'analyse de la qualité d'image, la résolution spatiale a été estimée. Nous avons évalué la valeur de pente entre le niveau dentinaire et le niveau canalaire pour un profil de densité et une coupe donnée. Une résolution parfaite serait décrite par une transition abrupte entre les valeurs de gris dentine et les valeurs de gris canal (verticale). Une transition plus douce décrit à l'inverse une perte de résolution [Morin 2015].

À l'aide du logiciel MeVisLab®, les valeurs de gris de chaque voxel présent sur une ligne tracée sur une coupe (ou profil de densité) et passant par le canal ont été enregistrées. Sur ces valeurs, seules celles qui correspondent à la transition « niveau dentinaire – niveau canalaire » ont été retenues.

Le choix de ces valeurs a respecté plusieurs critères :

- Les valeurs doivent représenter une pente descendante (les valeurs de densité de la dentine étant plus importantes que les valeurs canalaires sur la portion du profil de densité choisie)
- La valeur maximale en intensité est choisie manuellement comme la dernière valeur dentinaire de niveau de gris avant diminution importante.
- La valeur minimale en intensité est choisie manuellement comme la première valeur canalaire de niveau de gris après diminution importante.

Une droite de régression linéaire a été calculée à partir de ces points (y = ax + b). La valeur absolue du slope (a) qui représente la pente de la droite a été relevée pour chaque ligne tracée (figure 44). Plus cette valeur est haute, meilleure est la résolution.



Figure 44: À gauche, graphique du profil de densité relevé. À droite, équation de la droite de régression linéaire à partir des valeurs sélectionnées sur la pente descendante dentine-canal.

Trois lignes (ou profils de densité) ont été placées à des niveaux radiculaires différents pour les dents monoradiculées et quatre pour les pluriradiculées (le volume radiculaire étant plus improtant que pour les monoradiculées).

En ce qui concerne les volumes CBCT, les lignes ont été tracées sur les données μ CT puis reportées sur ces volumes. Grâce aux recalages précédemment réalisés, des mesures comparables ont pu être enregistrées (figure 45).

Pour les échantillons de contrôle, les mesures ont été réalisées par 2 examinateurs. Deux jeux de mesures espacés d'au moins 24h ont été réalisés par chaque examinateur. La moyenne des résultats ainsi obtenus (12 ou 16 mesures par dent) a donné l'estimation de la résolution pour chaque dent issue des cas cliniques.

3.1.3.4. Analyse statistique

Compte tenu du nombre d'échantillons, une comparaison a été effectuée entre les différents groupes d'images au moyen du test non-paramétrique de Wilcoxon-Mann-Withney. Les groupes ont été

comparés deux à deux. L'hypothèse nulle H0 indiquait une qualité d'image comparable entre les 2 groupes. Un risque α de 5% a été retenu.



Figure 45: Reconstructions 2D radiculaires des volumes rééchantillonnés et recalés d'une incisive. De gauche à droite : groupe 3, groupe 2, groupe 1 et μ CT. Le profil de densité correspondant à la ligne horizontale sur l'image μ CT, est visualisé à l'aide du graphique situé en dessous de chaque image.

Pour les échantillons de contrôle, la reproductibilité des mesures intra-examinateurs a été évaluée à l'aide du coefficient de corrélation intra-classe (ICC). De la même manière la reproductibilité interexaminateur a également été évaluée sur les 10 cas cliniques.

3.2. Résultats

Pour les dents extraites, les mesures ont été réalisées sur 33 dents. L'ensemble des résultats est présenté dans les tableaux 6 et 7. Sept échantillons ont été exclus des mesures par manque de maturation apicale (racine non complètement formée). Deux échantillons n'ont pu être mesurés par défaut d'images μ CT.

3.2.1. Évaluation du contraste sur bruit

Pour les 10 dents *in vivo*, la moyenne des CNRs entre la dentine et le canal était de $3,18\pm0,51$ (min = 2,44 et max = 4,28).

Une réduction du CNR est observée entre le μ CT et le CBCT dents extraites (groupe 1) ainsi qu'entre le CBCT dents extraites (groupe 1) et le CBCT avec fantôme (groupes 2 ou 3). Ce CNR entre

la dentine et l'espace canalaire évalue l'impact des structures environnantes sur l'image de structures anatomiques réelles. Les deux configurations de fantôme ont donné une valeur moyenne comparable aux conditions *in vivo*. La configuration sans la vertèbre a donné un CNR de $3,10\pm1,04$ soit 2,52% plus petit que pour les cas *in vivo* (p-value = 0,27). La configuration avec la vertèbre a donné un CNR de $3,08\pm0,90$ soit 3,14% plus petit que pour les cas *in vivo* (p-value = 0,49). Aucune différence significative n'a été mise en évidence entre les 2 configurations de modèles *ex vivo* (p-value = 0,12). À l'inverse, les valeurs CNR du μ CT et du CBCT dents extraites (groupe 1) sont plus élevées et présentent des différences significatives avec les résultats des cas cliniques et des dents du groupe 1 (p-value < 0,05). La figure 45 met en valeur la dégradation de la qualité d'image suivant les différentes modalités d'acquisitions.

Volumos		CNR	
voiumes		Dentine - Canal	
Modalités	Acquisitions	Moyenne (ET)	Différence
CBCT	Cas cliniques	3,18 (0,51)	
CBCT	Dents + MDL + vertèbre	3,08 (0,90)	-3,14%
CBCT	Dents + MDL	3,10 (1,04)	-2,52%
CBCT	Dents seules	4,14 (1,48)	30,19%
μCT	Dents seules	7,63 (2,17)	139,94%
ET: Ec	art type MDL : Modèle	2	

Tableau 6. Résultats du rapport contraste sur bruit pour les différents volumes

Concernant les mesures effectuées sur les cas cliniques, la reproductibilité intra-examinateur des 10 mesures était moyenne pour le premier examinateur (ICC=0,37) et forte pour le deuxième examinateur (ICC=0,63). La reproductibilité inter-examinateur était très élevée sur ces mesures cliniques avec un ICC de 0,97.

3.2.2. Estimation de la résolution spatiale

Pour les 10 dents *in vivo*, la moyenne des valeurs de pente entre la dentine et le canal était de $74,76\pm20,04$ (min = 46,23 et max = 111,17).

Une dégradation de la résolution est observée entre le μ CT et le CBCT dents extraites (groupe 1) ainsi qu'entre le CBCT dents extraites (groupe 1) et le CBCT avec fantôme (groupes 2 ou 3). Les deux configurations de fantôme ont donné une valeur moyenne comparable aux conditions *in vivo*. La configuration sans la vertèbre a donné une valeur moyenne de pente de 88,23±18,69 soit 18,02% plus grande que pour les cas *in vivo* (p-value = 0,057). La configuration avec la vertèbre a donné une valeur moyenne de pente de 79,81±20,74 soit 6,77% plus grande que pour les cas *in vivo* (p-value = 0,56).

Aucune différence significative n'a été mise en évidence entre les 2 configurations de modèles *ex vivo* (p = 0,12). À l'inverse, les valeurs du μ CT et du CBCT dents extraites (groupe 1) sont plus élevées et présentent des différences significatives avec les résultats des cas cliniques et des dents du groupe 1 (p < 0,05). La figure 45 met en valeur la dégradation de la qualité d'image suivant les différentes modalités d'acquisitions.

Tableau 7. Résultats de l'estimation de la résolution pour les différents volumes

Volumos		Pent	Pente		
volumes		Dentine - Canal			
Modalités	Acquisitions	Moyenne (ET)	Différence		
CBCT	Cas cliniques	74,76 (20,04)			
CBCT	Dents + MDL + vertèbre	79,81 (20,74)	6,77%		
CBCT	Dents + MDL	88,23 (18,69)	18,02%		
CBCT	Dents seules	121,62 (25,40)	62,68%		
μCT	Dents seules	279,02 (49,55)	273,24%		
ET: Ec	art type MDL : Modè	le			

Concernant les mesures effectuées sur les cas cliniques, la reproductibilité intra-examinateur des 10 mesures était forte pour les deux examinateurs (ICC=0,62 et 0,86). La reproductibilité inter-examinateur était élevée sur ces mesures cliniques avec un ICC de 0,85.

3.3. Discussion

L'intégration autour du fantôme parodontal de structures hors champ a permis d'améliorer la ressemblance de ce modèle avec les conditions cliniques. Lors de chaque acquisition, la présence de dents en controlatéral dans un deuxième fantôme et d'une structure mandibulaire en plâtre, a permis de dégrader la qualité d'image pour obtenir des résultats en termes de qualité d'image comparables au meilleur design de la première étude. La méthode proposée pour estimer la résolution des images a permis de compléter les outils de validation du fantôme. La présence d'une vertèbre n'est pas apparue d'une importance significative pour le contraste mais a eu un impact sur la résolution.

Aucune différence significative n'est apparue entre le modèle *ex vivo* avec vertèbre et les cas cliniques que ce soit pour le contraste sur bruit ou la résolution. En ce qui concerne l'obtention des mesures sur les 10 cas cliniques, les valeurs de reproductibilité inter-examinateur sont apparues élevées et ont permis de confirmer les valeurs de référence. Néanmoins, l'utilisation d'un plus grand nombre de cas cliniques pourrait permettre d'améliorer encore la représentativité de ces résultats ainsi que la reproductibilité intra- et inter-examinateur.

Les mesures réalisées sur les modèles *ex vivo* étaient basées sur les images μ CT. En effet, la préparation des données pour qu'elles soient utilisées pour valider cliniquement la segmentation endodontique, a permis de recaler les images μ CT sur les images CBCT. Compte tenu de la haute qualité d'image μ CT, les positionnements des ROIs pour le CNR ou des profils de densité pour l'estimation de la résolution étaient réalisés sans ambiguïté puis reportés sur les images CBCT recalées.

Dans cette étude 14 fantômes ont été créés. Les résultats de contraste et de résolution obtenus par ces fantômes ont présenté des valeurs moyennes comparables au cas clinique mais également des écarts types semblables à la diversité clinique observée. Ces résultats tendent à confirmer le caractère reproductible de la conception de ce fantôme permettant de garantir le niveau de dégradation de la qualité d'image des dents extraites.

Les résultats de cette étude restent dépendants du système d'imagerie utilisé ainsi que des paramètres d'acquisition choisis. Le même fantôme dans différentes conditions d'acquisition pourrait donner des résultats différents de ceux présentés ci-dessus. Champ de vue, taille des voxels et nombre de projections sont autant d'éléments qui peuvent affecter la qualité d'image du fantôme parodontal [Ibrahim 2013, Bechara 2012] et entraîner le besoin d'adapter l'épaisseur des substituts tissulaires afin d'être toujours corrélé aux images cliniques.

4. Conclusion

Les résultats présentés dans cette étude ont montré qu'avec un protocole simple et l'utilisation de matériaux courants, qu'il était possible de concevoir un fantôme parodontal autour de dents extraites pour fournir des images similaires en contraste et en résolution à celles retrouvées dans des conditions *in vivo* notamment en ce qui concerne l'endodonte.

L'association des images μ CT de dents extraites avec celles issues des modèles *ex vivo* permet d'envisager l'utilisation de ces données pour valider en condition quasi clinique les résultats de segmentation endodontique CBCT sur un grand nombre d'échantillons.

Néanmoins, l'anatomie endodontique étant en limite de résolution de l'appareil CBCT, le bruit dans l'image tel que celui produit par les structures parodontales et par les structures hors champ, impacte considérablement la détection du réseau canalaire. Une amélioration des images cliniques reste à envisager afin d'optimiser la segmentation canalaire.

1. Introduction

La possibilité d'effectuer une analyse quantitative du réseau canalaire radiculaire permettrait d'offrir une complète compréhension de la morphologie endodontique pour optimiser le traitement endodontique. La réalisation de cette évaluation quantitative nécessite de pouvoir extraire précisément le réseau canalaire du volume acquis ou d'un point de vue de traitement d'image d'effectuer une segmentation endodontique précise. L'utilisation d'outils de visualisations et de mesures doit permettre dans un deuxième temps de fournir toute information utile au praticien pour la réalisation du traitement.

Dans le chapitre 2, nous avons pu voir que les outils de mesures des résultats de segmentation de l'anatomie endodontique existent. Ils sont notamment issus des travaux réalisés pour étudier les trabéculations osseuses et ont été appliqués en endodontie sur les images fournies par le μ CT.

Le CBCT présente une résolution spatiale inférieure au μ CT. Face à la finesse canalaire, l'effet de volume partiel associé au bruit dans l'image rendent difficile la détection des contours canalaires. La méthode de segmentation canalaire utilisée sur des images CBCT doit par conséquent être validée pour évaluer son influence sur les paramètres morphométriques de cette anatomie. Cette validation n'est pas aisée et nécessite de pouvoir comparer les résultats à une vérité terrain. Dans le chapitre 3, nous avons présenté une technique de validation des segmentations CBCT par comparaison avec les volumes correspondants µCT. Nous avons également évalué la faisabilité d'une segmentation endodontique sur des images CBCT de dents extraites. Les résultats positifs du seuillage local adaptatif permettent de confirmer la possibilité de segmenter l'endodonte avec le pouvoir de résolution des appareils cone-beam. Néanmoins, sur dent extraite, la qualité d'image est meilleure par l'absence des structures parodontales et des structures hors champ qui dégradent l'image par adjonction de bruit. L'obtention de données CBCT comparables à la clinique et autorisant la comparaison avec les données équivalents µCT (qui sont nécessairement sur dents extraites) est essentielle afin de poursuivre la validation d'une méthode de segmentation. Le chapitre 4 propose en ce sens la réalisation d'un fantôme parodontal autour de dents extraites préalablement scannées avec un μ CT. Cette solution permet de fournir à la fois des images comparables en termes de qualité d'image avec les images in vivo mais aussi la vérité terrain à partir des images µCT des dents utilisées par recalage entre les deux modalités d'imagerie.

2. Amélioration de la qualité d'image

Comme évoqué précédemment, les dimensions de l'anatomie endodontique sont à la limite de la résolution des appareils de tomographie volumique à faisceau conique. Kuttler (1955) estima à partir d'une étude en microscopie optique que le diamètre canalaire apical était compris en moyenne entre 210 et 240 μ m. Plus récemment, Martos *et al.* (2011) ont évalué le diamètre canalaire dans le tiers apical des racines mésiales des molaires inférieures. Les mesures étaient comprises entre 160 et 1600 μ m. Du fait entre autres de la technique de reconstruction, de la nécessité de limiter l'irradiation et du mouvement du patient, la résolution spatiale de appareils cone-beam est estimée environ à 500 μ m [Brüllmann 2014]. Pour comparaison, le Quantum FX μ CT de Perkin Elmer utilisé dans le chapitre 4 section 3, présentait une résolution de 10 paires de lignes (pl) /mm pour une fonction de transfert de modulation (FTM) à 50% soit dans le domaine spatial 50 μ m.

Une étape essentielle pour permettre l'évaluation quantitative de l'anatomie canalaire demeure la nécessité d'améliorer la qualité des images cliniques CBCT afin d'améliorer la résolution spatiale pour se rapprocher de celle des appareils micro-CT. La super résolution qui consiste à fournir une meilleure résolution (haute résolution ou HR) à partir d'une ou de plusieurs images en basse résolution (BR) constitue une problématique connue et largement étudiée en traitement d'images.

2.1. Intelligence artificielle

Dans notre projet de valider une méthode de segmentation endodontique CBCT, la préparation des données a permis de constituer une bibliothèque d'images corrélées HR et BR. Une solution pour améliorer la qualité des images CBCT pourrait être d'utiliser ces données afin d'alimenter des algorithmes d'apprentissage automatique (désignés par ML comme machine learning ci-dessous).

L'intelligence artificielle peut être définie comme le développement de systèmes informatiques capables de réaliser des tâches habituellement réalisées par l'intelligence humaine. Dans l'intelligence artificielle, le ML permet de développer des algorithmes capables d'apprendre à partir d'un ensemble de données et de réaliser des prédictions. Ces algorithmes se basent le plus souvent sur l'utilisation de réseaux neuronaux artificiels qui sont des algorithmes inspirés par le fonctionnement du cerveau humain [Johari 2017, Mupparapu 2018].

Les réseaux neuronaux profonds ont été décrits comme des outils très intéressants pouvant être utilisés notamment comme des techniques de super résolution [Dong 2014].

2.1.1. Apprentissage automatique en odontologie

En imagerie biomédicale, les réseaux neuronaux convolutifs (ou CNN pour Convolutional Neural Networks) ont déjà été utilisés principalement pour des besoins de classification, de segmentation ou de détection [Litjens 2017]. Ils permettent d'extraire des images des caractéristiques difficilement identifiables par l'homme. Il est possible par exemple d'évaluer la densité osseuse à partir d'images scanner afin d'améliorer le pronostic implantaire en odontologie [Mupparapu 2018]. Les performances de ces systèmes informatiques dépendent non seulement des capacités à analyser les images pour développer les algorithmes mais aussi de la possibilité d'accéder à une bibliothèque d'images suffisante pour l'apprentissage. Plus les données d'apprentissage sont importantes, plus les connaissances du système et sa précision seront importantes.

En odontologie, des réseaux neuronaux profonds ont déjà été testés pour différentes applications de détection telles que l'identification des dents ou de pathologies dentaires (endodontiques ou parodontales). Zhang et al. (2018) ont utilisé des techniques d'apprentissage profond pour détecter les dents et les classifier à partir de radiographies rétro-alvéolaires. Pour compenser le manque de données d'apprentissage, ils ont mis au point une structure en cascade utilisant plusieurs réseaux neuronaux conventionnels répondant chacun à une tâche simple (dent ou fond, supérieure ou inférieure, position de 1 à 8, gauche ou droite). Une haute précision de détection et de classification a été observée grâce à cette méthode. L'intelligence artificielle a également été testée pour la mise en évidence sur des radiographies panoramiques d'une racine surnuméraire en distal des premières molaires mandibulaires, laquelle est souvent difficile à observer sur ce type d'imagerie. L'apprentissage a été réalisé en combinant les images des molaires des panoramiques aux résultats d'identification de la morphologie dentaire obtenue à partir d'images CBCT. Une performance diagnostique de 86,9% a été retrouvée dans l'identification de cette racine surnuméraire [Hiraiwa 2019]. En endodontie, Johari et al. (2017) ont mis au point une réseau neuronal probabiliste pour diagnostiquer les fractures radiculaires verticales dans des dents intactes mais aussi dans des dents traitées endodontiquement. Ce réseau a été testé à la fois sur des images rétro-alvéolaires et sur des images CBCT. Les performances en termes de sensibilité et de spécificité de cet outil diagnostique étaient très intéressantes sur les images cone-beam avec des résultats à 93,3% et 100% respectivement. Néanmoins, ces résultats se basent sur une étude *in vitro* et ne peuvent être extrapolés pour une utilisation clinique car seules des prémolaires extraites sans structures anatomiques environnantes ont été utilisées. Les CNN sont apparus également utiles au niveau diagnostique en parodontologie [Lee 2018]. La maladie parodontale définit la perte progressive des tissus autour de la dent (os alvéolaire, gencive et ligament). Après apprentissage sur des radiographies rétroalvéolaires préalablement évaluées par trois spécialistes, l'algorithme est apparu efficace dans le diagnostic positif de la maladie parodontale, mais aussi dans l'évaluation de sa sévérité permettant ainsi d'établir un pronostic.

2.1.2. Application pour améliorer l'image CBCT en endodontie

L'utilisation du machine learning et des CNN comme méthode d'amélioration de l'image pourrait constituer une solution pour améliorer la résolution spatiale des images cliniques CBCT en endodontie. Des premiers résultats encourageants ont été obtenus en collaboration avec l'Université de Budapest. Nous avons cherché à évaluer le potentiel des CNN dans l'amélioration d'images 2D CBCT (BR) de dents extraites, en utilisant les données recalées µCT comme vérité terrain (HR) (HATVANI J., HORVÁTH A., MICHETTI J., BASARAB A., KOUAMÉ D., GYÖNGY M. Deep learningbased super-resolution applied to dental computed tomography, IEEE Transactions on radiation and plasma medical sciences, 2019, 3, 2, 120-8).

2.1.2.1. Acquisition et préparation des données

Dix-sept dents intactes extraites et de types différents ont été utilisées pour cette étude (incisives, canines, prémolaires et molaires). Ces dents proviennent de dons anonymes et ont été extraites pour raison médicale sans lien avec l'étude. Les acquisitions ont été réalisées avec le CS 8100 3D conebeam (Carestream Health, Rochester, NY, USA) pour les images BR (75μ m) et avec le Quantum FX μ CT de Perkin Elmer pour les images HR (40μ m). Un recalage à l'aide du logiciel 3D Slicer a été effectué entre les données des deux modalités d'imagerie en utilisant une interpolation linéaire lors du rééchantillonnage des images CBCT pour fournir une taille de voxel commune (40μ m) avec le μ CT. 3D slicer est un logiciel libre de droit pour le traitement et la visualisation 3D d'images médicales (https://www.slicer.org).

Après recalage, les coupes axiales 2D ont été enregistrées individuellement. 5680 coupes provenant de 13 dents différentes ont été utilisées pour l'apprentissage. Les coupes restantes d'une incisive, d'une prémolaire et de deux molaires ont été utilisées comme test (1824 coupes).

Avant utilisation, les images CBCT et μ CT ont été uniformément normalisées à partir des valeurs maximales et minimales des pixels de chaque image. De plus, le fond autour des sections dentaires a été retiré en utilisant un seuillage global. En effet, le bruit et les erreurs de reconstruction observables dans le fond étaient différentes entre les deux modalités d'imagerie. Après seuillage, les images ont été à nouveau normalisées. Deux structures de réseaux différentes ont été testées par nos collègues de Budapest : un réseau sous-pixel et un U-net.

2.1.2.2. Mesures et résultats

La méthode CNN subpixel a fourni les meilleurs résultats (tableau 8). Ses améliorations sur les résultats de segmentation d'un point de vue visuel sont présentées dans la figure 46 en utilisant la même représentation des différences que celle développée dans le chapitre 3. Un codage couleur indique la quantité d'erreurs entre 2 modalités (CBCT - μ CT et CBCT : sous-pixel - μ CT) appliquée sur une représentation 3D des segmentations μ CT. Le codage couleur reste calibré sur la résolution initiale du CBCT (soit 75 μ m). Les canaux fins, latéraux ou les zones apicales apparaissent mieux définis à l'aide de l'apprentissage automatique.

Comparaison au µCT	CBCT	CNN : U-net	CNN : sous-pixel
Aire (mm ²)	0,0510	0,0500	0,0327
Feret (µm)	120,57	119,61	114,26
Volume, x- μ CT (%)	12,39%	10,12%	6,07%

Tableau 8. Moyenne des différences

(les meilleurs résultats sont en gras)

Ce travail sur l'apprentissage automatique pour l'amélioration des images CBCT dentaires permet d'envisager l'utilisation de cette technique pour compenser le défaut de résolution des images cliniques en endodontie. Avec un nombre d'échantillons réduit pour l'apprentissage (13 dents), des résultats encourageants ont été trouvés avec la méthode CNN : sous-pixel. Cette étude repose sur l'utilisation d'images CBCT de dents extraites en BR qui restent meilleures en termes de qualité d'image que celles obtenues cliniquement.



Figure 46: Visualisations 3D des segmentations μ CT des dents test : l'incisive sur la ligne supérieure, la prémolaire inférieure sur la ligne du milieu et la molaire inférieure sur la ligne inférieure. Le codage couleur met en évidence les différences CBCT- μ CT à gauche et CNN : sous-pixel- μ CT à droite [Hatvani 2019].

Dans ce domaine, les travaux futurs pourront utiliser un plus grand nombre d'échantillons pour augmenter la base d'apprentissage mais également d'inclure les dents dans un fantôme parodontal pour obtenir une qualité d'image clinique (cf chapitre 4). Différents types d'apprentissage peuvent également être étudiés :

- Apprentissage global ou par groupe morphologique de dents (gauche/droite, haut/bas, incisive/prémolaire/molaire),
- Données d'apprentissage 2D ou 3D (3 ou 5 coupes pour intégrer le voisinage).

3. Segmentation dentaire

L'utilisation de l'apprentissage automatique pour améliorer la qualité d'image suppose d'utiliser en HR les images d'un μ CT. Ce système d'imagerie ne permet l'acquisition que de petits échantillons ce qui équivaut à des dents extraites. L'apprentissage est donc réalisé sur des dents seules en BR et en HR. Comme évoqué dans le chapitre 4, les dents inclues dans le fantôme parodontal ont été exclues du modèle pour pouvoir être recalées avec les données μ CT et permettre ainsi d'évaluer les segmentations endodontiques CBCT. Cette extraction, à partir d'un masque obtenu sur les images CBCT des dents avant inclusion, permet donc également d'envisager la réalisation d'un apprentissage informatique. L'évaluation et l'utilisation d'algorithme par apprentissage automatique sur des images cliniques imposent donc de devoir réaliser une segmentation dentaire avant toute amélioration de l'image CBCT de la dent.

Les méthodes manuelles de segmentation, utilisées essentiellement à des fins de recherche, sont fastidieuses et requièrent un examinateur clinique expérimenté. Les méthodes semi-automatiques sont plus rapides et nécessitent des connaissances cliniques pour initier le procédé ou pour corriger les résultats en fin de travail. Les méthodes automatiques, plus difficiles à mettre en place, offrent un intérêt certain car permettraient de surmonter les complexités anatomiques rencontrées. Pour des besoins de reconnaissance des dents, de nombreuses méthodes ont déjà été développées et utilisées en odontologie [Zhang 2018] :

- méthodes graphiques,
- détections de contours,
- level-set,
- contours actifs,
- morphologies mathématiques,
- clustering (k-means).

Dans ce besoin de reconnaissance dentaire et pour évaluer la précision d'une méthode de segmentation automatique basée sur le partage des eaux, nous avons au sein de la Faculté de Chirurgie Dentaire comparé cette technique de segmentation dentaire à une méthode de segmentation semi-automatique (*GALIBOURG A., DUMONCEL J., TELMON N., CALVET A., MICHETTI J., MARET D. Assessment of automatic segmentation of teeth using a watershed-based method, Dentomaxillofacial Radiology, 2018, 47, 20170220*). Pour cela, 52 dents ont été scannées avec un µCT (41µm) et un CBCT (76, 200 et 300µm). La comparaison des mesures volumiques a montré une similarité des résultats entre les deux méthodes de segmentation étudiées pour une résolution de 41µm. Des différences ont été observées sur les images CBCT et ces différences étaient d'autant plus importantes que la résolution augmentait. Ces différences étaient principalement localisées dans les

zones fines où l'effet de volume partiel était prépondérant. Néanmoins, et à défaut de pouvoir réaliser des mesures fiables de l'anatomie dentaire, l'utilisation d'une méthode automatique de segmentation dentaire sur des images CBCT permet de dégager une forme générale de la structure dentaire étudiée (figure 47).



Figure 47: Résultat de la segmentation automatique sur un germe dentaire à partir d'images CBCT 76μm [Galibourg 2018].

Une méthode de segmentation dentaire sur images CBCT, la plus automatisée possible, reste donc à définir pour répondre à nos besoins de correspondance avec l'apprentissage automatique utilisé pour améliorer les images endodontiques avant toute segmentation. Le but de cette thèse était de développer des outils informatiques utiles aux appareils cone-beam pour aider la thérapeutique endodontique. En effet, des outils d'exploration du réseau canalaire radiculaire existent et sont déjà utilisés pour fournir une complète compréhension de cette morphologie dans le cadre de la recherche endodontique via les μ CT (cf chapitre 2). Mais ces outils ne peuvent être appliqués directement sur les images CBCT car aucune méthode de traitement d'images n'existe actuellement pour compenser la résolution limitée de ces systèmes d'imagerie pour explorer l'anatomie endodontique cliniquement. La réalisation d'une évaluation quantitative de l'endodonte nécessite de pouvoir extraire précisément le réseau canalaire du volume acquis ou d'un point de vue du traitement d'images d'effectuer une segmentation endodontique.

À l'aide d'une procédure validant les résultats de segmentation par comparaison avec les données équivalentes μ CT recalées, nous avons dans un premier temps évalué la possibilité d'isoler précisément l'anatomie endodontique de dents extraites sur des images CBCT (cf chapitre 3). La méthode de traitement d'image proposée, basée sur un seuillage local adaptatif, est apparue performante pour fournir des segmentations endodontiques CBCT complètes et précises. Cette méthode a présenté également comme avantages d'être reproductible (automatique et adaptative) et rapide. Sur des dents extraites, elle permettra l'utilisation du CBCT à des fins de recherche en endodontie mais également pour aider l'enseignement de cette discipline dentaire.

Pour évaluer la segmentation de l'endodonte sur des images CBCT cliniques (dont la qualité d'image est réduite comparée à des dents extraites), nous avons adapté notre procédure de comparaison avec la vérité terrain avec l'élaboration d'un fantôme parodontal réalisé autour de dents extraites (cf chapitre 4). Avec un protocole simple et l'utilisation de matériaux courants, nous avons conçu et validé un modèle *ex vivo* capable de fournir des images de l'endodonte similaires en contraste et en résolution à celles retrouvées dans des conditions *in vivo*. L'association des images µCT de dents extraites avec celles issues des modèles *ex vivo* présente comme avantage de permettre la validation en conditions quasi cliniques des résultats de segmentation endodontique CBCT sur un grand nombre d'échantillons.

Pour améliorer la qualité des images cliniques CBCT et ainsi optimiser la segmentation canalaire, l'ensemble des données créées par association des volumes μ CT (haute résolution) et

CBCT (basse résolution) a permis d'envisager la réalisation d'un apprentissage par réseaux de neurones profonds. Avec un nombre d'échantillons réduit pour l'apprentissage (13 dents), des premiers résultats encourageants ont été obtenus en collaboration avec l'Université de Budapest pour améliorer des images 2D CBCT de dents extraites (cf chapitre 5).

Des travaux futurs restent nécessaires pour terminer la validation d'une segmentation endodontique CBCT clinique. Néanmoins les procédures développées dans cette thèse permettent d'envisager la construction de bases de données conséquentes qui pourront être utiles à la poursuite des travaux. L'amélioration des images pourrait être optimisée par la constitution d'une plus grande base d'apprentissage et par l'évaluation de différentes méthodes d'apprentissage.

1. Conférences

2015 – Journées scientifiques du <u>Collège National des Enseignants en Odontologie</u> <u>Conservatrice</u> (Toulouse):

MICHETTI J., BASARAB A., TRAN M., DIEMER F., KOUAMÉ D. Validation d'un modèle CBCT pour l'évaluation de techniques de segmentation canalaire

Contexte - Validation des segmentations co vivo)¹ CBCT → µCT ou µCT →	analaires CBC CBCT	[(conditions in	ист о	
Méthodes			the state	Dent In
CBCT CS8100 75µm 5cmx5cm	9999 0000	00000	Résultats • Contraste	extraite viv
Modèle parodontal (x2)	Différentes épaiss	13 13x 20 20x 3 eurs de plâtre, + ou - cire	Cas cliniques	5,78±1,03
E MAN	• Contraste sur bruit	$CNR = \frac{\mu_{\delta} - \mu_{\chi}}{\sqrt{\sigma_{\delta}^2 + \sigma_{\chi}^2}}$	Normal Sector 1,5w 2,0 2,0w 2,0w	6.57 ± 1.25 14% 5.62 ± 1.56 -3% 4.97 ± 0.48 -14%
Cas cliniques	Reproducti	<mark>Dilité</mark> (Pearson, Wilcoxon)	• Reproduc r = 0,91	p = 0,123
Discussion & Conclusion			alidation d'u	1
- Valider qualité image fantôme ² - Images similaires aux conditions - Acauisitions, CBCIs, maîtrise des	AVANT évalue in vivo conditions pa	ation SI Pro	nodèle CBCT ptocole <u>simple</u> reproductible	et

2015 – Congrès international annuel IEEE <u>Engineering in Medicine and Biology</u> (Milan) : MICHETTI J., BASARAB A., TRAN M., DIEMER F., KOUMÉ D. Cone-beam computed tomography contrast validation of an artificial periodontal phantom for use in endodontics.

2017 – Congrès biennal de <u>l'European Society of Endodontology</u> (Brussels) :

MICHETTI J., BASARAB A., DIEMER F., KOUMÉ D. Evaluation of an ex vivo CBCT root canal segmentation for experimental endodontology.



2. Articles de revues internationales

2017 - Physics in Medecine and Biology:

MICHETTI J., BASARAB A., DIEMER F., KOUAME D. Comparison of an adaptive local thresholding method on CBCT and µCT endodontic images, vol. 63, 015020.

2018 - Dentomaxillofacial Radiology:

GALIBOURG A., DUMONCEL J., TELMON N., CALVET A., **MICHETTI J.**, MARET D. Assessment of automatic segmentation of teeth using a watershed-based method, vol. 47, 20170220.

2019 - IEEE Transactions on radiation and plasma medical sciences:

HATVANI J., HORVÁTH A., **MICHETTI J.**, BASARAB A., KOUAMÉ D., GYÖNGY M. Deep learning-based super-resolution applied to dental computed tomography, vol. 3, 2, 120-8.

3. Prix

2016 – Prix Paul Calas de la <u>Société Française d'Endodontie</u> : 1^{er} prix MICHETTI J., BASARAB A., DIEMER F., KOUAME D. Validation d'une technique de segmentation canalaire CBCT ex vivo pour la recherche en endodontie.

- ABADI M., AGARWAL A., BARHAM P. *et al.* TensorFlow: Large-scale machine learning on heterogeneous systems, 2015, software available from tensorflow.org. [Online]. Available: https://www.tensorflow.org/
- 2. AMERICAN ASSOCIATION OF ENDODONTISTS (AAE). Endodontic case difficulty assessment and referral. *Endodontics Colleagues for excellence*. Spring/summer 2005.
- 3. AMERICAN ASSOCIATION OF ENDODONTISTS (AAE). Endodontic competency white paper. *Communiqué*. 2017
- 4. AOUN C., NEHME W., NAAMAN A, KHALIL I. Review and classification of heat treatment procedures and their impact on mechanical behavior of endodontic. *International Journal of Current Research*, 2017, Apr 10.
- 5. ARAKI K., OKANO T. The effect of surrounding conditions on pixel value of cone beam computed tomography, *Clinical Oral Implants Research*, 2013, 24, 862-5.
- ASTOLPHI R. D., CURBETE M. M., COLOMBO N. H., SHIRAKASHI D. J., CHIBA F. Y., PRIETO A.
 K., CINTRA L. T., BOMFIM S. R., ERVOLINO E., SUMIDA D. H. Periapical lesions decrease insulin signal and cause insulin resistance. *Journal of Endodontics*, 2013, 39, 648–52.
- ATOM MAX DENTAL AND DIAGNOSTIC HEAD PHANTOM (model 711-HN), CIRS Tissue Simulation & Phantom Technology, http://www.cirsinc.com/products/all/35/atom-maxdental-and-diagnostic-head-phantom/
- 8. AURIOL M.M., LE CHARPENTIER Y., LE NAOUR G. Histologie du complexe pulpodentinaire. *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*, Stomatologie, 2000, 22-007-B-10.
- BALASUNDARAM A., SHAH P., HOEN M.M., WHEATER M.A., BRINGAS J.S., GARTNER A., GEIST J.R. Comparison of cone-beam computed tomography and periapical radiography in predicting treatment decision for periapical lesions: a clinical study. *International Journal* of Dentistry, 2012.
- 10. BALL R.L., BARBIZAM J.V., COHENCA N. Intraoperative endodontic applications of conebeam computed tomography. *Journal of Endodontics*, 2013, 39, 548-57.
- 11. BARROSO J.M., GUERISOLID. M.Z., CAPELLI A., SAQUY P.C., PECORA J.D. Influence of cervical preflaring on determination of apical file size in maxillary premolars: SEM analysis. *Brazilian Dental Journal*, 2005, 16, 1.

- 12. BECHARA B., MCMAHAN C.A., MOORE W.S., NOUJEIM M., GEHA H., TEIXEIRAS F.B. Contrast-to-noise ratio difference in small field of view cone beam computed tomography machines, *Journal of Oral Science*, 2012, 54, 227-32.
- BECHARA B., MCMAHAN C.A., MOORE W.S., NOUJEIM M., TEIXEIRAS F.B., GEHA H. Cone beam CT scans with and without artefact reduction in root fracture detection of endodontically treated teeth, *Dentomaxillofacial Radiology*, 2013, 42, 20120245.
- BLAND J.M. AND ALTMAN D.G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurements, *Lancet*, 1986, 1, 30710.
- 15. BLATTNER T.C., GEORGE N., LEE C.C., KUMAR V., YELTON C.D.J. Efficacy of cone-beam computed tomography as a modality to accurately identify the presence of second mesiobuccal canals in maxillary first and second molars: a pilot study, *Journal of Endodontics*, 2010, 36, 867-70.
- 16. BORNSTEIN M.M., WASMER J., SENDI P., JANNER S.F., BUSER D., VON ARX T. Characteristics and dimensions of the schneiderian membrane and apical bone in maxillary molars reffered for apical surgery: a comparative analysis using limited cone beam computed tomography. *Journal of Endodontics*, 2012, 38, 51-7.
- 17. BRÜLLMANN D., SCHULZE R. K. W. Spatial resolution in CBCT machines for dental/maxillofacial applications what do we know today? *Dentomaxillofacial Radiology*, 2014, 44, 1, 20140204.
- 18. BURCH J., HULEN S. The relationship of the apical foramen to the anatomic apex of the tooth root. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology and endodontics,* august 1972, 34, 2, 262-268.
- 19. BURGHARDT A.J., KAZAKIA G.J., MAJUMDAR S. A local adaptive threshold strategy for high resolution peripheral quantitative computed tomography of trabecular bone, *Annals of Biomedical Engineering*, 2007, 35, 1678-86.
- BUSQUIM S., CUNHA R.S., FREIRE L., GAVINI G., MACHADO M.E., SANTOS M. A microcomputed tomography evaluation of long-oval canal preparation using reciprocating or rotary systems. *International Endodontic Journal*, 2015, 48, 1001–6.
- 21. CANNY, J., A Computational approach to edge detection. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1986, 8, 679-98.
- 22. CHANG P.C., LIANG K., LIM J.C., CHUNG M.C., CHIEN L.Y. A comparison of the thresholding strategies of micro-CT for periodontal bone loss: a pilot study. *Dentomaxillofacial Radiology*, 2013, 42, 66925194.

- 23. COCHET I. Quelles règles doit-on respecter lors de la préparation canalaire apicale ? L'Information dentaire, 2004, 86, 37, p. 2427-2430.
- 24. COHEN S., BURNS R. Pathways of the pulp. Saint-Louis : Mosby, 2006, 1080 p.
- 25. CONSENSUS GUIDELINES OF THE EUROPEAN ACADEMY OF DENTAL AND MAXILLOFACIAL RADIOLOGY, Basic principles for use of dental CBCT, 2009.
- 26. CONTRERAS M., ZINMAN E., KAPLAN S. Comparison of the first file that fits at the apex, before and after early flaring. *Journal of Endodontics*, February 2001, 27, 2, p. 113-6.
- COTTI E., DESSI C., PIRAS A., FLORE G., DEIDDA M., MADEDDU C., ZEDDA A., LONGU G., MERCURO G. Association of endodontic infection with detection of an initial lesion to the cardiovascular system. *Journal of Endodontics*, 2011b, 37, 1624–9.
- 28. COTTI E., DESSI C., PIRAS A., MERCURO G. Can a chronic dental infection be considered a cause of cardiovascular disease? A review of the literature. *International Journal of Cardiology*, 2011a, 148, 4–10.
- 29. COTTON T., GEISLER T., HOLDEN D., SCHWARTZ S. Endodontic applications of cone beam volumetric tomography. *Journal of Endodontics*, 2007, 33, 9, 1121-32.
- 30. DE MOLON R.S., BATITUCCI R.G., SPIN-NETO R., PAQUIER G.M., SAKAKURA C.E., TOSONI G.M., SCAF G. Comparison of changes in dental and bone radiographic densities in the presence of different soft-tissue simulators using pixel intensity and digital subtraction analyses, *Dentomaxillofacial Radiology*, 2013, 41, 20130235.
- Dice L. R. Measures of the amount of ecologic association between species, *Ecology*, 1945, 26, 3, 297–302.
- DONG C., LOY C. C., HE K., TANG X. Learning a deep convolutional network for image superresolution. *in Proc. 13th European Conf. Computer Vision (ECCV)*, 2014, Zurich, Switzerland: Sep. 6–12, 184–199.
- 33. DUMMER P.M., McGINN J.H., REES D. G. The position and topography of the apical constriction and apical foramen. *International Endodontic Journal*, october 1984, 17, 4, p. 192-8.
- 34. EDLUND M., NAIR M.K., NAIR U.P. Detection of vertical root fractures by using cone-beam tomography: a clinical study. *Journal of Endodontics*, 2011, 37, 768-72.
- 35. ERIKSEN H.M., KIRKEVANG L.L., PETERSSON K. Endodontic epidemiology and treatment outcome: general considerations. *Endodontic topics*, 2002, 2, 1-9.
- 36. ESE position statement: the use of CBCT in endodontics. *International Endodontic Journal,* 2014.

- 37. ESPOSITO S.A., HUYBRECHTS B., SLAGMOLEN P., COTTI E., COUCKE W., PAUWELS R., LAMBRECHTS P., JACOBS R. A novel method to estimate the volume of bone defects using cone-beam computed tomography: an in vitro study, *Journal of Endodontics*, 2013, 39, 1111-5.
- ESTRELLA C., BUENO M.R., LELES C.R., AZEVEDO B., AZEVEDO J.R. Accuracy of cone beam computed tomography and panoramic and periapical radiography for detection of apical periodontitis. *Journal of Endodontics*, 2008, 34, 273-9.
- 39. EUROPEAN SOCIETY OF ENDODONTOLOGY (ESE). Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *International Endodontic Journal*, 2006, 39, 921-30.
- FERREIRA do AMARAL R.O.J., LEONARDI D.P., GABARDO M.C.L., COELHO B. S., de OLIVEIRA K.V., FILHO B.F. Influence of cervical and apical enlargement associated with the WaveOne system on the transportation and centralization of endodontic preparations. <u>Journal of</u> <u>Endodontics</u>, 2016, 42, 626-31.
- 41. GALIBOURG A., DUMONCEL J., TELMON N., CALVET A., MICHETTI J., MARET D. Assessment of automatic segmentation of teeth using a watershed-based method, *Dentomaxillofacial Radiology*, 2018, 47, 20170220.
- 42. GAMBARINI G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. *Journal of Endodontics*, 2001, 27, 772–4.
- GAMBILL J.M., <u>ALDER M.</u>, <u>DEL RIO C.E.</u> Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. <u>Journal of Endodontics</u>, 1996, 22, 369-75.
- 44. GAO Y., PETERS O.A., WU H., ZHOU X. An application framework of three-dimensional reconstruction and measurement for endodontic research. *Journal of Endodontics*, 2009, 35, 269-274.
- 45. GEORGELIN-GURGEL M., VALLAEYS K., BASSO A., DIEMER F. Le localisateur électronique d'apex : utilisation Clinique. *Clinic*, février 2008, 29, 1, p. 115-9.
- 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 microcomputed tomography. *International Endodontic Journal*, 2015, 48, 162–70.
- GOMES M. S., BLATTNER T. C., SANT'ANA FILHO M., GRECCA F. S., HUGO F. N., FOUAD A.
 F., REYNOLDS M. A. Can apical periodontitis modify systemic levels of inflammatory markers? A systematic review and meta-analysis. *Journal of Endodontics*, 2013, 39, 1205– 17.

- 48. GROSSMAN L.I., OLIET S., DEL RIO C.E. Preparation of the root canal: equipement and technique for cleaning, shaping and irrigation. *Endodontic Practice*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1988, 371 p.
- 49. GROVE C.J. The value of the dentinocemental junction in pulp canal surgery. *Journal of dental research*, 1931, 11, 466-468.
- HANGARTNER T.N. Thresholding technique for accurate analysis of density and geometry in QCT, pQCT and μCT images. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*, 2007, 7, 9-16.
- 51. HARTMANN M.S.M., BARLETTA F.B., CAMARGO FONTANELLA V.R., VANNI JR. Canal transportation after root canal instrumentation: a comparative study with computed tomography. *Journal of Endodontics*, 2007, 33, 962–5.
- 52. HASHIMOTO K., ARAI Y., IWAI K., KAWASHIMA S., TERAKADO M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology and endodontics,* 2003, 95, 3, 371-377.
- 53. HASSAN B., METSKA M.E., OZOK A.R., VAN DER STELT P., WESSELINK P.R. Detection of vertical root fractures in endodontically treated teeth by a cone beam computed tomography scan, *Journal of Endodontics*, 2009, 35, 719-22.
- 54. HATVANI J., HORVÁTH A., MICHETTI J., BASARAB A., KOUAMÉ D., GYÖNGY M. Deep learning-based super-resolution applied to dental computed tomography, *IEEE Transactions on radiation and plasma medical sciences*, 2019, 3, 2, 120-8.
- 55. HAURET L., BAR D., MARION P. Imagerie dento-maxillo-faciale. Radiologie conventionnelle analogique et numérique. Echographie. *Encyclopédie Médico-Chirurgicale,* Stomatologie, 2006, 22-010-D-20.
- 56. HAUTE AUTORITE DE SANTÉ (HAS). Texte court du rapport d'évaluation technologique : Traitement endodontique. Septembre 2008.
- 57. HAUTE AUTORITE DE SANTÉ (HAS). Texte court du rapport d'évaluation technologique : Tomographie volumique à faisceau conique de la face. Décembre 2009.
- HIEAWY A., HAAPASALO M., ZHOU H., WANG Z-J., SHEN Y. Phase Transformation Behavior and Resistance to Bending and Cyclic Fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments. *Journal of Endodontics*, 2015, 41, 1134–8.
- 59. HILDEBRAND T., RÜEGSEGGER P. A new method for the model-independent assessment of thickness in three-dimensional images. *Journal of Microscopy*, 1997a, 185, 67-75.

- 60. HILDEBRAND T., RÜEGSEGGER P. Quantification of bone microarchitecture with the structure model index, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1997b, 1, 15-23.
- HIRAIWA T., ARIJI Y., FUKUDA M., KISE Y., NAKATA K., KATSUMATA A., FUJITA H., ARIJI E. A deep-learning artificial intelligence system for assessment of root morphology of the mandibular first molar on panoramic radiography, *Dentomaxillofacial Radiology*, 2019, 48, 3, 20180218.
- 62. HO J.-T., WU J., HUANG H.-L., CHEN M. YC., FUH L.-J., HSU J.-T. Trabecular bone structural parameters evaluated using dental cone-beam computed tomography: cellular synthetic bones, *Biomedical Engineering online*, 2013, 12, 115.
- 63. IBRAHIM N., PARSA A., VEN DER STELT P., AARTMAN I.H.A., WISMEIJER D. The effect of scan parameters on cone beam CT trabecular bone microstructural measurements of the human mandible, *Dentomaxillofacial Radiology*, 2013, 42, 20130206.
- 64. JOHARI M., ESMAEILI F., ANDALIB A., GARJANI S., SABERKARI H. Detection of vertical root fractures in intact and endodontically treated premolar teeth by designing a probalistic neural network: an *ex vivo* study, *Dentomaxillofacial Radiology*, 2017, 46, 20160107.
- 65. JUNG M., LOMMEL D., KLIMEK J. The imaging of root canal obturation using micro-CT. *International Endodontic Journal*, 2005, 38, 617-626.
- 66. KAMBUROGLU K., MURAT S., KOLSUZ E., Kurt H., YÜKSEL S., PAKSOY C. Comparative assessment of subjective image quality of cross-sectional cone-beam computed tomography scans, *Journal of Oral Science*, 2011, 53, 501-8.
- 67. KEREKES K. TRONSTAD L. Morphometric observations on the root canals of human molars. *Journal of Endodontics*, march 1977, 3, 3, p. 114-8.
- 68. KIM T.S., CARUSO J.M., CHRISTENSEN H., TORABINEJAD M. A comparison of cone-beam computed tomography and direct measurement in the examination of the mandibular canal and adjacent structures. *Journal of Endodontics*, 2010, 36, 1191-4.
- 69. KUTTLER Y. Microscopic investigation of root apexes. *Journal of the American Dental Association*, may 1955, 50, 5, 544-552.
- LEE J.K., HA B.H., CHOI J.H., HEO S.M., PERINPANAYAGAM H. Quantitative threedimensional analysis of root canal curvature in maxillary first molars using micro-computed tomography. *Journal of endodontics*, 2006, 32, 941-945.
- 71. LEE J-H., KI D-H., JEONG S-N., CHOI S-H. Diagnosis and prediction of periodontally compromised teeth using a deep learning-based convolutional neural network algorithm, *Journal of Periodontal and Implant Science*, 2018, 48, 2, 114-23.

- 72. LEEB J. Canal orifice enlargement as related to biomechanical preparation. *Journal of Endodontics*, 1983, 9, p. 463-70.
- 73. LIANG Y.-H., Jiang J., Gao X.-J., SHEMESH H., WESSELINK P.R., WU M.-K. Detection and measurement of artificial periapical lesions by cone-beam computed tomography, *International Endodontic Journal*, 2014, 47, 332-8.
- LIANG Y.-H., YUAN M., Li G., SEMESH H., WESSELINK P.R., WU M.-K. The ability of conebeam computed tomography to detect simulated buccal and lingual recesses in root canals, *International Endodontic Journal*, 2012, 45, 724-9.
- 75. LITJENS G., KOOI T., BEJNORDI B. E., SETIO A. A. A., CIOMPI F., GHAFOORIAN M., VAN DER LAAK J. A., VAN GINNEKEN B., SÁNCHEZ C. I. A survey on deep learning in medical image analysis, *arXiv preprint arXiv*: 1702.05747, 2017.
- 76. LIU Y., OLSZEWSKI R., ALEXANDRONI E.S., ENCISO R., XU T., MAH J.K. The validity of *in vivo* tooth volume determinations from cone-beam computed tomography. *The Angle Orthodontist*, 2010, 80, 160-6.
- 77. LOUBELEM., BOGAERTS R., VAN DIJCK E., PAUWELS R., VANHEUSDEN S., SUETENSP. et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *European Journal of Radiology*, 2009, 71, 461-8.
- LUCENA C., LÓPEZ J.M., MARTÍN J.A., ROBLES V., GONZÁLEZ-RODRÍGUEZ M.P. Accuracy of working length measurement: electronic apex locator versus cone-beam computed tomography, *International Endodontic Journal*, 2014, 47, 246-56.
- 79. MARCELIANO-ALVES M.F.V., SOUSA-NETO M.D., FIDEL S.R., STEIER L, ROBINSON JP, PÉCORA JD, et al. Shaping ability of single-file reciprocating and heat-treated multifile rotary systems: a micro-CT study. *International Endodontic Journal*, 2015, 48, 1129–36.
- MARET D., MOLINIER F., BRAGA J., PETERS O.A., TELMON N., TREIL J., INGLÈSE J.M., COSSIÉ
 A., KAHN J.L., SIXOU M. Accuracy of 3D reconstructions based on cone beam computed tomography. *Journal of Dental Research*, 2010, 89, 1465-9.
- 81. MARTOS J., TATSCH G. H., TATSCH A. C., SILVEIRA L. F. M., FERRER-LUQUE C. M. Anatomical evaluation of the root canal diameter and root thickness on the apical third of mesial roots of molars. *Anatomical Science International*, 2011, 86, 3, 146–150.
- MARZOUK A.M., GHONEIM A.G. Computed tomographic evaluation of canal shape instrumented by different kinematics rotary nickel-titanium systems. *Journal of Endodontics*, 2013, 39, 906–9.
- 83. MATHERNE R.P., ANGELOPOULOS C., KULILD J.C., TIRA D. Use of cone-beam computed tomography to identify root canal systems in vitro. *Journal of Endodontics*, 2008, 34, 87-9.

- 84. MICHETTI J., MARET D., MALLET J-P., DIEMER F. Validation of cone-beam computed tomography as a tool to explore root canal anatomy. *Journal of Endodontics*, 2010, 36, 1187-90.
- 85. MICHETTI J., GEORGELIN-GURGEL M., MALLET J-P., DIEMER F., BOULANOUAR K. Influence of CBCT parameters on the output of an automatic edge-detection-based endodontic segmentation *Dentomaxillofacial Radiology*, 2015, 44, 20140413.
- MICHETTI J., BASARAB A., DIEMER F., KOUAME D. Comparison of an adaptive local thresholding method on CBCT and μCT endodontic images. *Physics in Medecine and Biology*, 2017,63, 015020.
- 87. MORIN R., BASARAB A., BIDON S., KOUAMÉ D. Motion Estimation-Based Image Enhancement in Ultrasound Imaging, *Ultrasonics, Elsevier*, 2015, 60, 19-26.
- 88. MUPPARAPU M., WU C-W., CHEN Y-C. Artificial intelligence, machine learning, neural networks, and deep learning : futuristic concepts for new dental diagnosis, *Quintessence International*, 2018, 49, 9, 687-8.
- 89. NASCIMENTO M.C.C., NEJAIM Y., DE ALMEIDA S.M., BÒSCOLO F.N., HAITER-NETO F., SOBRINHO L.C., SILVA E.J.N.L. influence of cone beam CT enhancement filters on diagnosis ability of longitudinal root fractures, *Dentomaxillofacial Radiology*, 2014, 43, 20130374.
- 90. NEMTOI A., CZINK C., HABA D., GAHLEITNER A. Cone beam CT: a current overview on devices. *Dentomaxillofacial Radiology*, 2013, 42, 20120443.
- NG Y.-L., MANN V., RAHBARAN S., LEWSEY J., GULABIVALA K. Outcome of primary root canal treatment: systematic review of the literature – Part 1. Effects of study characteristics on probability of success. *International Endodontic Journal*, 2007, 40, 921–939.
- 92. ORDINOLA-ZAPATA R., BRAMANTE C.M., DUARTE M.H., RAMOS FERNANDES L.M., CAMARGO E.J., DE MORAES I.G., BERNARDINELI N., VIVAN R.R., CAPELOZZA A.L., GARCIA R.B. The Influence of cone-beam computed tomography and periapical evaluation on the assessment of periapical bone destruction in dog's teeth. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology and endodontics*, 2011, 112, 272-9.
- 93. OTSU N. A threshold selection method from gray-level histograms *IEEE transactions on systems, man and cybernetics,* 1979, *Vol SMC-9 N°1* 62-66.
- 94. PAQUÉ F., BARBAKOW F., PETERS O.A. Root canal preparation with Endo-Eze AET: changes in root canal shape assessed by micro-computed tomography. *International Endodontic Journal*, 2005, 38, 456-464.
- 95. PAQUÉ F., GANAHL D., PETERS O.A. Effects of root canal preparation on apical geometry assessed by micro-computed tomography. *Journal of Endodontics*, 2009, 35, 1056–9.

- 96. PARK S-Y., CHEUNG G.S.P., YUM J., HUR B., PARK J-K., KIM H-C. Dynamic torsional resistance of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 2010, 36, 1200–4.
- 97. PATEL S., DAWOOD A. The use of cone beam computed tomography in the management of external cervical resorption lesions. *International Endodontic Journal*, 2007, 40, 730-7.
- PATEL S., DAWWOD A., PITT FORD T., WHAITES E. The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *International Endodontic Journal*, 2007, 40, 813-30.
- 99. PATEL S. New dimensions in endodontic imaging: Part 1. Conventional and alternative radiographic systems. *International Endodontic Journal*, 2009a, 42, 447-62.
- 100. PATEL S., DAWOOD A., WILSON R., HORNER K., MANNOCCI F. The detection and management of root resorption lesions using intraoral radiography and cone beam computed tomography: an in vivo investigation. *International Endodontic Journal*, 2009b, 42, 831-8
- 101. PATEL S. New dimensions in endodontic imaging: Part 2 Cone beam computed tomography. International Endodontic Journal, 2009c, 42, 463-475.
- 102. PAUWELS R., ARAKI K., Siewerdsen J.H., Thongvigitmanee S.S. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofacial Radiology*, 2015, 44, 20140224.
- 103. PECORA J.D., CAPELLI A., GUERISOLI M.Z., SPANO J.C.E., ESTRELA C. Influence of cervical preflaring on apical file size determination. *International Endodontic Journal*, 2005, 38, p. 430-5.
- 104. PETERS O.A. Current challenges and concepts in the préparation of root canal systems: a review. *Journal of Endodontics*, 2004, 30, 559–67.
- 105. PETERS O.A., SCHÖNENBERGER K., LAIB A. Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *International Endodontic Journal*, 2001, 34, 221-230.
- 106. RAJON D.A., PICHARDO J.C., BRINDLE J.M., KIELAR K.N., JOKISCH D.W., PATTON P.W., BOLCH W.E. Image segmentation of trabecular spongiosa by visual inspection of the gradient magnitude. *Physics in Medecine and Biology*, 2006, 51, 4447-67.
- 107. RHODES J.S., PITT FORD T.R., LYNCH J.A., LIEPINS P.J., CURTIS R.V. Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. *International Endodontic. Journal*, 1999, 32, 165-70.
- 108. RICCUCCI D. Apical limit of root canal instrumentation and obturation, part 1: literature review. *International Endodontic Journal*, 1998a, 31, p. 384-93.

- 109. RICUCCI D., LANGELAND K. Apical limit of root canal instrumentation and obturation, part 2: a histological study. *International Endodontic Journal*, 1998b, 31, p. 394-409.
- 110. RODRÌGUEZ G., ABELLA F., DURAN-SINDREU F., PATEL S., ROIG M. Influence of cone-beam computed tomography in clinical decision making among specialists. *Journal of Endodontics*, 2017, 43, 194-99.
- 111. SCARFE W.C., LEVIN M.D., GANE D., FARMAN A.G. Use of cone beam computed tomography in endodontics, *International Journal of Dentistry*, 2009, 634567.
- 112. SEDENTEXCT European commission, radiation protection N 172: Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology. Evidence based guidelines. A report prepared by the SEDENTEXCT Project, 2011.
- 113. SEGURA-EGEA J. J., CASTELLANOS-COSANO L., MACHUCA G., LÓPEZ J., MARTÍN-GONZÁLEZ J., VELASCO-ORTEGA E., SÁNCHEZ-DOMÍNGUEZ B., LÓPEZ-FRÍAS F. J. Diabetes mellitus, periapical inflammation and endodontic treatment outcome. *Medical Oral Pathtology Oral Cir. Bucal*, 2002, 17, e356–61.
- 114. SENIA E.S. Canal diameter: the forgotten dimension. *Dentistry today*, may 2001, 20, 5, p. 58-62.
- 115. SHEN Y., WINESTOCK E., CHEUNG G.S., HAAPASALO M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 4: an electropolished instrument. *Journal of Endodontics*, 2009, 35, 197–201.
- 116. SIMON S., MACHTOU P., PERTOT Wilhem-Joseph. Endodontie. *Editions CdP, Collection JPIO*, 2012.
- 117. SONG Y-D., JUN S-H., KWON J-J. Correlation between bone quality evaluated by cone-beam computerized tomography and implant primary stability. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 2009, 24, 59-64.
- 118. TIAN Y.Y., GUO B., ZHANG R., YU X., WANG H., HU T., DUMMER P.M. Root and canal morphology of maxillary first premolars in a Chinese subpopulation evaluated using conebeam computed tomography. *International Endodontic Journal*, 2012 [online first].
- 119. TSURUMACHI T., HONDA K. A new cone beam computerized tomography system for use in endodontic surgery. *International Endodontic Journal*, 2007, 40, 224-32.
- 120. VERTUCCI F. Root canal morphology and its relationship to endodontic procedures. *Endodontic Topics*, 2005, 10, 3-29.
- 121. VIER-PELISSER F.V., PELISSER A., RECUERO L.C., SO M.V., BORBA M.G., FIGUEIREDO J.A. Use of cone beam computed tomography in the diagnosis, planning and follow-up of a type III dens invaginatus case. *International Endodontic Journal*, 2012, 45, 198-208.

- 122. WAARSING J.H., DAY J.S., WEINANS. An improved segmentation method for *in vivo* microCT imaging, *Journal of Bone and Mineral Research*, 2004, 19, 1640-50.
- 123. WEINE F.S. Endodontic therapy. Baltimore : Mosby, 2004, 630 p.
- 124. WINSLOW J.F., HYER D.E., FISHER R.F., TIEN C.J., HINTENLANG D.E. Construction of anthropomorphic phantoms for use in dosimetry studies, *Journal of applied clinical medical physics*, 2009, 10, 3:2986.
- 125. WU M.K., WESSELINK P., WALTON R. Apical terminus location of root canal treatment procedures. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology and endodontics,* January 2000, 89, p. 99-103.
- 126. ZHANG K., WU J., Chen H., Lyu P. An effective teeth recognition method using label tree with cascade network structure, Computerized Medical Imaging and Graphics, 2018, 68, 61-70.
- 127. ZHAO S.R., HALLING H. A New Fourier Transform Method for fan Beam Tomography. Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record, 1995, 2, 1287–91.