

**UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE**

ANNEE 2019

2019-TOU3-3030

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement par

Rosan GRAVA

Le 27 Juin 2019

**VALIDATION D'UN FANTOME PARODONTAL ARTIFICIEL
POUR EVALUER DES TECHNIQUES DE SEGMENTATION
ENDODONTIQUE DANS DES CONDITIONS CLINIQUES**

Directeurs de thèse : Professeur Franck DIEMER et Docteur Jérôme MICHETTI

JURY

Président :	Professeur DIEMER Franck
Assesseur :	Docteur NASR Karim
Assesseur :	Docteur MONSARRAT Paul
Assesseur :	Docteur MICHETTI Jérôme



Faculté de Chirurgie Dentaire

➔ DIRECTION

DOYEN

Mr Philippe POMAR

ASSESEUR DU DOYEN

Mme Sabine JONJOT

CHARGÉS DE MISSION

Mr Karim NASR (*Innovation Pédagogique*)
Mr Olivier HAMEL (*Maillage Territorial*)
Mr Franck DIEMER (*Formation Continue*)
Mr Philippe KEMOUN (*Stratégie Immobilière*)
Mr Paul MONSARRAT (*Intelligence Artificielle*)

PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE

Mme Cathy NABET

RESPONSABLE ADMINISTRATIF

Mme Muriel VERDAGUER

➔ HONORARIAT

DOYENS HONORAIRES

Mr Jean LAGARRIGUE +
Mr Jean-Philippe LODTER +
Mr Gérard PALOUDIER
Mr Michel SIXOU
Mr Henri SOULET

➔ ÉMÉRITAT

Mr Damien DURAN
Mme Geneviève GRÉGOIRE
Mr Gérard PALOUDIER

➔ PERSONNEL ENSEIGNANT

Section CNU 56 : Développement, Croissance et Prévention

56.01 ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE et ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE (Mme BAILLEUL- FORESTIER)

ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE

Professeurs d'Université : Mme BAILLEUL-FORESTIER, Mr. VAYSSE
Maîtres de Conférences : Mme NOIRRI-ESCLASSAN, Mme VALERA, Mr. MARTY
Assistants : Mme BROUTIN, Mme GUY-VERGER
Adjoint d'Enseignement : Mr. DOMINE, Mme BROUTIN, Mr. BENETAH

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences : Mr. BARON, Mme LODTER, Mme MARCHAL, Mr. ROTENBERG,
Assistants : Mme ARAGON, Mme DIVOL,

56.02 PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE (Mr. HAMEL)

Professeurs d'Université : Mr. SIXOU, Mme NABET, Mr. HAMEL
Maître de Conférences : Mr. VERGNES,
Assistant: Mr. ROSENZWEIG,
Adjoints d'Enseignement : Mr. DURAND, Mlle. BARON, Mr LAGARD, Mme FOURNIER

Section CNU 57 : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

57.01 CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE (Mr. COURTOIS)

PARODONTOLOGIE

Maîtres de Conférences : Mr. BARTHET, Mme DALICIEUX-LAURENCIN, Mme VINEL
Assistants : Mr. RIMBERT, Mme. THOMAS
Adjoints d'Enseignement : Mr. CALVO, Mr. LAFFORGUE, Mr. SANCIER, Mr. BARRE, Mme KADDECH

CHIRURGIE ORALE

Maîtres de Conférences : Mr. CAMPAN, Mr. COURTOIS, Mme COUSTY,
Assistants : Mme COSTA-MENDES, Mr. BENAT,
Adjoints d'Enseignement : Mr. FAUXPOINT, Mr. L'HOMME, Mme LABADIE, Mr. RAYNALDI, Mr. SALEFRANQUE

BIOLOGIE ORALE

Professeur d'Université : Mr. KEMOUN
Maîtres de Conférences : Mr. POULET, Mr. BLASCO-BAQUE
Assistants : Mr. LEMAITRE, Mr. TRIGALOU, Mme. TIMOFEEVA, Mr. MINTY
Adjoints d'Enseignement : Mr. PUISSOCHET, Mr. FRANC, Mr. BARRAGUE

Section CNU 58 : Réhabilitation Orale

58.01 DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX (Mr ARMAND)

DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE

Professeur d'Université : Mr. DIEMER
Maîtres de Conférences : Mr. GUIGNES, Mme GURGEL-GEORGELIN, Mme MARET-COMTESSE
Assistants : Mme. RAPP, Mme PECQUEUR, Mr. DUCASSE, Mr FISSE Mr. GAILLAC,
Assistant Associé : Mme BEN REJEB,
Adjoints d'Enseignement : Mr. BALGUERIE, Mr. MALLET, Mr. HAMDAN

PROTHÈSES

Professeurs d'Université : Mr. ARMAND, Mr. POMAR
Maîtres de Conférences : Mr. CHAMPION, Mr. ESCLASSAN, Mme VIGARIOS, Mr. DESTRUHAUT
Assistants : Mr. EMONET-DENAND, Mr. LEMAGNER, Mr. HENNEQUIN, Mr. CHAMPION, Mme. DE BATAILLE
Adjoints d'Enseignement : Mr. FLORENTIN, Mr. GALIBOURG, Mr. GHRENASSIA, Mme. LACOSTE-FERRE,
Mr. GINESTE, Mr. LE GAC, Mr. GAYRARD, Mr. COMBADAZOU, Mr. ARCAUTE, Mr. SOLYOM,
Mr. KNAFO, Mr. HEGO DEVEZA

FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Maîtres de Conférences : Mme JONJOT, Mr. NASR, Mr. MONSARRAT
Assistants : Mr. CANCEILL, Mr. OSTROWSKI, Mr. DELRIEU,
Adjoints d'Enseignement : Mr. AHMED, Mme MAGNE, Mr. VERGÉ, Mme BOUSQUET

Mise à jour pour le 14 Mai 2019

REMERCIEMENTS

A mon papa, qui je sais me soutient dans mes choix. Je te témoigne mon amour et ma reconnaissance pour tous ce que tu as fait pour moi. Par ce travail et ce titre auquel je prétends, j'espère avoir concrétisé les souhaits que tu avais pour ma vie. Et, sois en sûr, il nous reste de belles choses à vivre ensemble.

A ma maman, mon pilier en toutes choses. Les mots me manquent pour décrire l'amour immense que je te porte. Je suis fier d'être ton fils et fier d'avoir bénéficié de ta sagesse et de ton amour inconditionnel.

A Gwladys, pour toutes ces années de vie communes où tu n'as eu de cesse de me supporter. Ces années qui m'ont prouvé que tu es la femme de ma vie. Je t'aime.

A mon frère, je te dédie ce travail de fin d'étude dans l'espoir de te transmettre l'envie d'aller encore plus loin, mais de surtout trouver la voie qui te satisfera.

A Julie, ma binôme exceptionnelle. Soit rassurée, je ne retiendrai que le meilleur. Car au fond tous ce que nous avons vécu ensemble n'ont été que des bons moments, pleins de rigolade et blagues à deux balles (je l'ai toujours en travers la blague qui se fini des jours après... 😊)

A Quentin, à cette belle amitié. Je te remercie de tes conseils avisés et de l'intérêt que nous portons tous les deux à la pratique de l'odontologie. Non d'un « tarte » tes blagues me manquent.

A mes Bro', William, Yanel, Leonard, Samur, Alexandre, Jordan. « Kiss kiss la famille, boy'z in the hood »

A mes amis et belles rencontres de la Fac, Adrien, Guilhem, Guillaume, Romain B, Alexandre F, Aurore, Marianne, Lisa B, Gaele, Alexandre G, Alexandre C, Aurélie, Julie L et Etienne, Thibault, Pierre, Tania, Mathieu, Tom, Théophyle.

Aux praticiens qui m'ont accueilli dans leurs cabinets et pour qui j'ai une grande estime, le Dr GRAGLIA, le Dr DALICIEUX.

A mes amis du DTS IMRT, Jérémy et Rachid.

A tous ceux que je n'ai pas cité mais qui ont rendu ces années à la faculté, inoubliables.

A notre Président de jury de thèse

Monsieur le Professeur DIEMER Franck,

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier
- D.E.A de Pédagogie (Education, Formation et Insertion) Toulouse Le Mirail,
- Docteur de l'Université Paul Sabatier,
- Responsable du Diplôme Inter Universitaire d'Endodontie à Toulouse,
- Responsable du Diplôme Universitaire d'Hypnose
- Co-Responsable du Diplôme Inter Universitaire d'Odontologie du Sport

Nous sommes honorés d'avoir produit cette thèse sous votre présidence et direction. Nous vous remercions de nous avoir gratifié de votre pédagogie et de votre savoir. Veuillez trouver ici le témoignage de l'affection particulière que nous portons à votre enseignement qui marquera d'une empreinte immuable la pratique que nous souhaitons avoir.

A notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur NASR Karim,

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier.
- Master1 mention Biotechnologie-Biostatistiques
- Master 2 Recherche en Science des Matériaux
- Certificat d'Etudes Supérieures de technologie des matériaux employés en Art Dentaire
- Certificat d'Etudes Supérieures de prothèse Dentaire (Option prothèse Scellée)
- Responsable du domaine d'enseignement Imagerie et Numérique
- Responsable de l'Attestation d'Etudes Universitaires d'Imagerie Maxillo-Faciale (CBCT).
- Responsable du Diplôme Universitaire de CFAO en Odontologie
- Chargé de mission à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse

Nous vous sommes reconnaissants d'avoir accepté de siéger à notre jury. Votre facilité à transmettre des savoirs complexes et à donner des enseignements passionnants nous ont motivé à vous compter au sein de notre jury. Par ce travail, nous vous en remercions pour tout ce que vous nous avez apporté.

A notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur MONSSARAT Paul,

- Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier en Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur de l'Université Paul Sabatier - Spécialité Physiopathologie,
- Lauréat de la faculté de Médecine Ranguel et de Chirurgie Dentaire de l'Université Paul Sabatier,
- Master 1 Recherche : Biosanté et Méthodes d'Analyse et de Gestion en Santé Publique,
- Master 2 Recherche : mention : Biologie, santé; spécialité : Physiopathologie,
- Diplôme Universitaire d'Imagerie 3D maxillo-faciale,
- Diplôme universitaire de Recherche Clinique en Odontologie
- CES Biomatériaux en Odontologie.

Nous sommes honorés de vous compter au sein de notre jury. Les débuts en clinique ont été un réel plaisir sous votre encadrement. Votre dévouement, disponibilité, vos qualités professionnelles et humaines ont été appréciables tout au long de ces années. Nous vous en remercions par ce travail.

A notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur MICHETTI Jérôme,

- Ex-Assistant hospitalo-universitaire d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier.
- Master 1 Biosanté,
- Master 2 Recherche « Radiophysique et Imagerie Médicales »,

Nous vous sommes très reconnaissants d'avoir dirigé cette thèse. Veuillez trouver ici l'expression de notre gratitude pour tout ce que vous nous avez apporté. Vos enseignements et votre passion nous ont permis d'apprécier le travail mené sous votre impulsion.

TABLE DES MATIÈRES

1	INTRODUCTION.....	11
1.1	LE CBCT.....	12
1.1.1	<i>Principes de fonctionnement.....</i>	<i>12</i>
1.1.2	<i>Le CBCT en endodontie.....</i>	<i>14</i>
1.2	LA QUALITE D'IMAGE.....	16
1.2.1	<i>La résolution en contraste.....</i>	<i>16</i>
1.2.2	<i>La résolution spatiale.....</i>	<i>17</i>
1.2.3	<i>Le bruit.....</i>	<i>17</i>
1.2.4	<i>Evaluation de la qualité d'image.....</i>	<i>17</i>
1.3	LA SEGMENTATION ENDODONTIQUE.....	19
1.4	BUT DE L'ETUDE.....	20
2	MATERIEL ET METHODE.....	21
2.1	SELECTION DES DENTS.....	21
2.2	REALISATION DU MODELE EX-VIVO.....	21
2.3	ACQUISITION DES IMAGES 3D EX-VIVO.....	24
2.4	TRAITEMENTS ET ANALYSE DES IMAGES.....	26
2.4.1	<i>Traitement de l'image.....</i>	<i>26</i>
2.4.2	<i>Analyse de l'image.....</i>	<i>28</i>
2.4.3	<i>Analyse statistique.....</i>	<i>31</i>
3	RESULTATS.....	32
3.1	EVALUATION DE LA RESOLUTION EN CONTRASTE.....	32
3.2	EVALUATION DE LA RESOLUTION SPATIALE.....	34
4	DISCUSSION.....	36
5	CONCLUSION.....	44
	BIBLIOGRAPHIE.....	46

1 INTRODUCTION

L'endodonte est une structure dentaire complexe étudiée depuis plusieurs années pour comprendre ses propriétés biologiques, mécaniques et anatomiques. Pour en améliorer la compréhension et l'appréhension, des outils nous sont utiles afin d'en effectuer la mesure. Le CBCT (*Cone Beam Computed Tomography*) en est un et nous permet d'obtenir des images du massif maxillo-facial et plus particulièrement de la dent. La connaissance anatomique de la dent et de son réseau canalaire est un atout indéniable à la réalisation d'un traitement endodontique de bonne qualité.

Des études récentes [1; 2] ou plus ancienne [3; 4] s'attachent à l'élaboration de techniques de segmentation endodontique. Ces techniques ont pour but de visualiser l'intégralité du réseau endodontique d'une dent à partir d'un examen CBCT. Le CBCT étant devenu un examen de routine accessible à une majorité de cabinets, pouvoir obtenir l'aspect en 3 dimensions (3D) de l'endodonte par cet examen semble intéressant.

Cependant, la réalisation d'études dans ce but rencontre des difficultés. Il faut obtenir une connaissance réelle de l'endodonte afin de valider la véracité d'une segmentation. Connaître la vraie anatomie du système endodontique requiert d'utiliser des dents extraites, comme ont pu le faire Queiroz PM et al. ou Tomaszewska IM et al. [1;5] dans leurs études. Des techniques invasives (coupes analysées par microscope) ou non invasives (Microtomographie, μ CT) permettent de révéler et valider l'anatomie endodontique potentiellement observable au CBCT. Toutefois, le CBCT étant destiné à l'usage clinique, les résultats de segmentation nécessitent une validation en condition in vivo. Les études in vivo étant relativement compliquées à mettre en place, il nous semble intéressant de pouvoir obtenir des conditions in vivo lors d'études ex-vivo.

Dans la littérature, nous retrouvons des études menées sur modèles ex-vivo. Le travail de Bamba J et al. [6] proposent un « quality assurance (QA) image quality fantome » entièrement synthétique. Maret D et al. [7] utilisent un modèle entièrement biologique : des mâchoires humaines extraites de collections archéologiques utilisées pour la recherche scientifique. Ces deux extrêmes soulèvent certaines contraintes.

D'un côté, les modèles entièrement synthétiques ne proposent pas une vision anatomique et leurs composants ne permettent pas une appréhension du système endodontique comme pour le vivant. D'autre part, les modèles entièrement biologiques rendent exactement compte des tissus et éléments du vivant. Cependant ces derniers ne sont pas facilement accessibles et requièrent parfois des démarches administratives et législatives pouvant être fastidieuses. Le nombre d'échantillons utilisables peut également s'avérer limité.

Le but de notre étude sera de valider un modèle ex-vivo parodontal permettant de dégrader l'image de l'endodonte de dents extraites et d'obtenir une qualité d'image similaire à l'in-vivo.

1.1 Le CBCT

La Tomographie volumique à faisceau conique (CBCT) est une technique d'imagerie médicale 3D en plein développement permettant notamment les examens de la sphère oro-maxillo-faciale. Cet outil remplace peu à peu le scanner dans ce domaine. Suomalainen A et al. [8] dans une étude comparant scanner multi-coupe et CBCT, concluent que le CBCT donne une image de meilleure qualité à dose inférieure lors des examens dento-maxillo-faciaux.

1.1.1 Principes de fonctionnement

L'acquisition des images 3D s'obtient après une rotation unique du système d'acquisition autour de la tête du patient. Une succession de clichés radiographiques est réalisée sous différents angles de vue. On obtient alors différentes projections de l'objet étudié [9] qui seront utilisées par l'algorithme de reconstruction pour recréer le volume et retrouver les densités des structures constitutives. L'ensemble des données est ainsi acquis lors d'une seule rotation autour de l'objet étudié par irradiation sous un faisceau conique plus ou moins large (Figure 1 : Schéma d'une acquisition CBCT). C'est notamment cette unique rotation qui permet d'obtenir des doses inférieures par rapport au scanner.

Ce système d'imagerie ne se base donc pas sur une acquisition initiale en coupe et le calcul de coefficient d'atténuation linéique des tissus traversés par les rayons X comme cela est le cas pour le scanner. Ceci a pour conséquence de doter le CBCT d'une faible résolution en densité.

Il est possible d'étudier les structures à fort contraste telles que les tissus minéralisés (os, dent). La résolution en contraste reste insuffisante pour l'analyse des tissus mous. Le volume élémentaire ou voxel, constitutif de la matrice de reconstruction est cubique ou dit isotrope. Tous les plans de coupes sont alors réalisables en gardant la même résolution spatiale contrairement au scanner.

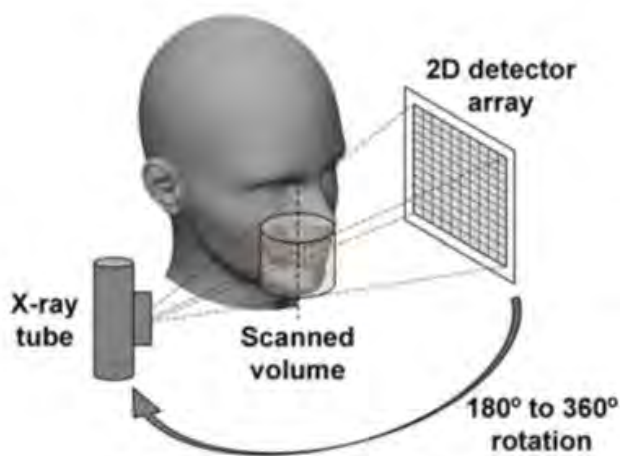


Figure 1: Acquisition CBCT par rotation entre 180° et 360° [9]

Le CBCT est de plus en plus utilisé au niveau de la sphère oro-faciale pour les raisons suivantes :

- Dose d'irradiation plus faible que le scanner ;
- Meilleure qualité d'image dans l'observation des tissus durs tels que l'os et les dents ;
- Facilité et accessibilité de l'examen.

1.1.2 Le CBCT en endodontie

La Haute Autorité de Santé (HAS) [10] définit trois grandes indications à la réalisation d'un examen CBCT : (1) bilan péri-apical pré-chirurgical, (2) recherche et localisation d'un canal radiculaire supplémentaire, (3) bilan d'une pathologie radiculaire (fracture, perforation, résorption radiculaire, etc.). Yang YM et al. [11] ont publié une étude démontrant l'utilité du CBCT avant le traitement de molaires aux canaux calcifiés. Ils obtiennent un taux de prédictibilité de 100% en rapport avec la localisation exacte des canaux, ce qui n'est pas le cas avec la radiographie rétro-alvéolaire.

Une autre étude de Blattner TC et al. [12] démontre que le CBCT est une méthode fiable pour trouver un second canal mésio-vestibulaire de molaire maxillaire comparée au gold standard, l'analyse par coupe ex-vivo. D'autres auteurs ont démontré l'utilité du CBCT en endodontie et l'apport de cette technologie, parmi lesquels Tyndall DA et al. et Michetti J et al. [13 ; 14].

Une des indications d'un examen CBCT en endodontie est le diagnostic ou l'évaluation de lésions péri-apicales. Pour ce besoin, les appareils cone-beam utilisés devront être dotés d'une résolution inférieure à 200 microns [15 ; 16]. Cette dimension représente l'ordre d'épaisseur du ligament parodontal. Cette épaisseur peut varier de 60 à 250 µm (micromètre) selon l'étude de Ralph WJ et al. [17]. En effet, une pathologie du ligament se caractérise par un doublement de volume ligamentaire. Il est alors nécessaire de pouvoir distinguer un tel évènement. De même, il est établi que le diamètre canalaire variant significativement, il peut parfois être imperceptible. D'où cette recherche constante d'une définition de plus en plus fine.

Différents champs de vue sont utilisés, chacun ayant ses indications. En endodontie, les petits champs (ex : 5cm x 5cm) seront privilégiés au grand (ex : 15cm x 15cm pour les deux arcades) et moyen (ex : 15cm x 5cm pour une seule arcade) champs car ces derniers ne permettent pas d'avoir une résolution suffisante pour l'endodontie [18 ; 19].

Le CBCT est un appareil radiologique répondant aux principes ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Il est considéré comme un examen bien moins irradiant que le scanner (TDM, Tomodensitométrie) et plus informatif qu'une radiographie rétro-alvéolaire. Selon Abella F [20], certains examens avec champ réduit type 5x5 délivreraient des doses équivalentes à un orthopantomogramme.

Depuis peu des études sont menées pour trouver d'autres indications à l'utilisation de cet outil devenu incontournable. Galibourg A et al [21] ont évalué une méthode de segmentation par « watershed-based method » permettant l'extraction de l'image de germes ex vivo à partir d'image CBCT. Les résultats de cette étude montrent que comparé au μ CT, la segmentation automatique CBCT fournit une forme globale de la région d'intérêt sans pour autant permettre la réalisation de mesures aussi précises qu'avec la μ CT. Dans une publication de Wang Y et al. [22], il est discuté d'une méthode de segmentation permettant de distinguer la racine dentaire de l'os alvéolaire. Ils en montrent l'efficacité sur la capacité d'extraction des bonnes structures sans sous segmenter la dent. Dans ces études, les auteurs ont utilisé soit des mandibules humaines de personnes décédées [21], soit des dents extraites apparaissant sur un examen CBCT antérieur à l'extraction [23].

La publication de Michetti J et al. [2] fait la comparaison entre une méthode de segmentation automatique sur CBCT et μ CT. Ils retrouvent une forte corrélation entre les segmentations issues des images CBCT et μ CT. Dans cette étude, les travaux ont été effectués sur dents extraites et non incluses dans une structure ex vivo. La qualité d'image sur dents extraites sans l'effet dégradant des tissus environnants est meilleure et rend plus aisée la réalisation de segmentations.

Dans l'objectif de valider cliniquement ce type d'étude, notre modèle aura pour but de dégrader l'image de l'endodonte pour obtenir une qualité d'image comparable à la clinique. En utilisant l'imagerie à très haute résolution comme le μ CT avant l'inclusion dans ce modèle, il sera possible de réaliser une segmentation précise de l'endodonte pour servir de vérité terrain. Par la suite, l'utilisation du fantôme permettra de développer et valider des techniques de segmentation donnant des résultats au CBCT que l'on espère proches du μ CT dans des conditions in vivo.

1.2 La qualité d'image

Pour parler de qualité d'image il est important d'utiliser des notions communes pouvant être analysées et comparées dans la recherche. Ainsi la qualité d'image du CBCT comme tout type d'image médicale comprend :

- La résolution en contraste,
- La résolution spatiale,
- Le bruit.

Ces éléments de la qualité d'image seront dépendants des paramètres d'acquisition :

- La tension (kilovolt) : exprime le pouvoir de pénétration des rayons X. Cette valeur détermine l'énergie du rayonnement émis par le tube. Ceci permet de moduler le pouvoir traversant du rayonnement qui apportera du signal au niveau du détecteur.
- L'intensité (milliampère) : détermine la quantité de rayon X émis par le faisceau. Augmenter cette valeur augmente le nombre de rayon émis. Il est utile d'associer à cette valeur le temps d'application, donnant ainsi l'unité « mA.s ». En effet plus le temps d'application du faisceau est important plus le nombre de rayon X sera important. Exemple : $2\text{mA.s} = 2\text{mA sur } 1\text{seconde}$ ou $1\text{mA sur } 2\text{s}$. Cependant augmenter le temps d'application augmente le risque de mouvement du patient et donc d'artéfact cinétique.

1.2.1 La résolution en contraste

Elle définit la capacité d'un système d'imagerie à distinguer deux signaux de régions adjacentes de densité proche mais non similaire. Autrement perçu, c'est la distinction sur l'image entre deux voxels de valeurs très proches. Le contraste est l'information primaire donnant naissance à l'image radiologique. Il peut être accentué soit par modification des paramètres d'acquisition (diminution de la tension), soit par méthode de post-traitement informatique de l'image, en réduisant le nombre de valeur dans l'échelle de visualisation des gris.

1.2.2 La résolution spatiale

La résolution spatiale fait référence à la capacité d'un système d'imagerie à détecter les détails fins de l'objet étudié [24]. Au CBCT, le voxel est dit isotropique. La résolution sera la même dans tous les plans de l'espace contrairement au scanner [19]. Les résolutions spatiales de visualisation par les CBCT vont de 300 μm pour des grands champs, à 75 μm pour des petits champs [19 ; 27]. Les champs de vue comportent souvent le même nombre de voxels. Ainsi plus un champ de vue est petit, plus l'image sera fine et adaptée aux besoins en endodontie [25].

1.2.3 Le bruit

Le bruit est considéré comme toute information non utile à l'image et la dégradant. Il se décrit autrement par le fait qu'en observant un objet homogène, les voxels qui composent l'image n'auront pas la même valeur. L'enregistrement du signal n'aura donc pas été le même en tout point de l'image. Ceci s'explique par différents processus. La chaîne d'analyse du signal a des risques de faire varier celui-ci, notamment lors de l'étape d'amplification du signal. Ou encore, le rayonnement diffusé peut compléter le signal primaire rendant fausse la valeur enregistrée. Ainsi le nombre de rayons X, autrement dit la dose, permettra de faire varier le rapport signal sur bruit de manière positive en augmentant celle-ci.

1.2.4 Evaluation de la qualité d'image

Dans la littérature, il y a différentes propositions de critères et de méthodes pour l'analyse de la qualité d'image. Nous distinguons deux types de méthode de jugement :

- les méthodes subjectives : réalisées par différents opérateurs estimant ou évaluant le critère de jugement choisis par les auteurs. Il est dans ce cas nécessaire de faire appel à plusieurs opérateurs dont les résultats sont comparés.
- les méthodes objectives : utilisent des données chiffrées de l'image pouvant faire l'objet de calcul et sont comparées entre échantillons d'images.

- Evaluation de la résolution en contraste :

Hwang JJ et al. [26] dans leur étude évaluent la résolution en contraste par le calcul du contraste sur bruit (CNR pour *Contrast to Noise Ratio*). C'est une valeur que l'on attribue à une image radiologique en prenant en compte le rapport de signal entre deux zones différentes adjacentes mais homogène de l'image. D'autres études [27 ; 8 ; 28] utilisent le CNR comme mode d'évaluation de la résolution en contraste. C'est un critère retrouvé dans de nombreuses publications et de ce fait, il est considéré comme fiable. La méthode d'acquisition de cette valeur étant relativement simple, il est possible de l'appliquer à la recherche en endodontie. En effet, le calcul se fera entre la zone dentinaire et la zone canalaire.

Une étude de Hassan BA et al. [18] utilise un critère subjectif (examen des images par différents observateurs) pour déterminer la visibilité du canal d'une canine sur modèle biologique. C'est par là un moyen plus clinique mais moins reproductible d'évaluer la qualité d'image. Cette dernière ne se fixe pas sur un critère de contraste ou de résolution spatiale qui eux sont objectifs.

- Evaluation de la résolution spatiale :

La résolution spatiale est un élément compliqué à évaluer sur une image radiologique. La MTF (*Modulation Transfert Function*) est le critère le plus généralement retrouvé dans les études [26 ; 6 ; 29].

Choi JW et al. [30] s'interrogent sur la relation entre ce facteur physique de la qualité d'image et son pendant subjectif. Ils observent que des différences de MTF entre deux images ne prouvent pas que la qualité subjective soit différente. La MTF est une valeur influencée par de nombreux facteurs (taille du voxel, FOV (*Field Of View*), bruit) [30]. Ils discutent aussi la possibilité d'étudier la résolution spatiale par l'utilisation d'insert à paire de ligne. Cependant, cela ne conduit pas à des résultats assez détaillés.

1.3 La segmentation endodontique

La segmentation est un procédé permettant l'acquisition d'une image binaire [31]. Nous tirons de cette image un des deux éléments segmentés afin de n'observer que celui qui nous intéresse. Tomaszewska et al [5] utilisent dans leur étude une méthode de segmentation dans le but d'analyser la morphologie des canaux radiculaires de troisièmes molaires maxillaires (Figure 2 : Reconstruction virtuelle de l'anatomie de troisièmes molaires [5]). Ils utilisent la micro-tomographie (MCT) pour obtenir leurs images. Dans les études telles que celle de Michetti J et al. [21], le MCT est utilisé en gold standard afin de connaître la véritable anatomie du réseau canalaire radiculaire pour ensuite le comparer à ce que fournissent les images CBCT en condition in vivo.

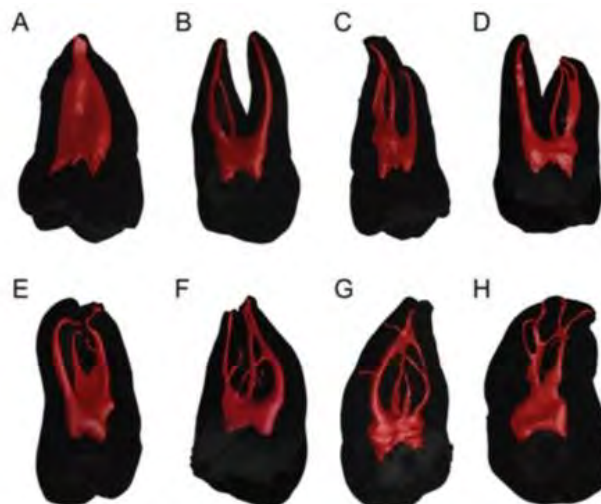


Figure 2: Reconstruction virtuelle de l'anatomie interne de troisième molaires maxillaires. Anatomie variable allant de (A) 1 canal - 1 foramen à (H) 2 canaux principaux - 4 foramen. [5]

1.4 But de l'étude

De multiples modèles ex vivo ont été utilisés dans la littérature [6 ; 7 ; 18 ; 28 ; 30 ; 32 ; 33 ; 34 ; 35] sans pour autant apporter la preuve d'une dégradation de qualité d'image similaire aux conditions in vivo au CBCT. Nous tentons par cette étude de fournir un modèle validé et possédant les caractéristiques nécessaires à l'obtention d'une image similaire à l'in-vivo. Le modèle ayant pour vocation d'aider au développement d'une technique de segmentation endodontique, la validation en terme de qualité d'image concernera le volume dentaire (structure humaine) et non les structures parodontales artificielles.

2 MATERIEL ET METHODE

2.1 Sélection des dents

42 dents extraites et de différents types (14 molaires, 14 prémolaires, 14 incisives) ont été sélectionnées pour notre étude. Ces dents proviennent de dons anonymes et l'ont été 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%.

Critères de non inclusion :

- Dent ayant subi un parage canalaire
- Dent ayant une obturation endodontique
- Dent ayant une lésion carieuse trop importante (affectant la racine)
- Dent ayant une restauration coronaire trop volumineuse (dépassant la moitié de la dimension m/d et v/p)
- Dent couronnée

Critères d'exclusion :

- Dent présentant un parage canalaire observé à l'image μ CT
- Dent présentant une obturation canalaire observée au μ CT
- Dent présentant un instrument cassé observé au μ CT
- Informations DICOM non exploitables

2.2 Réalisation du modèle ex-vivo

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 3](#) : Application de la couche desmodontale). 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 3: Application de la couche desmodonte (verniss)

Pour l'équivalent de **lamina dura** (fine couche radio-opaque adjacente au ligament), du plâtre blanc de Paris (Dosage : 2g de plâtre + 1mL d'eau) a été appliqué au pinceau sur les surfaces vernies (Figure 4 : Application de la couche lamina dura).



Figure 4 : Application de la couche lamina dura (plâtre de Paris)

Pour le simili os alvéolaire, 2 moules rectangulaires (40mm x 12mm x 38mm) ont été remplis avec un mélange d'alginat (1 g), de sciure de bois (3 g), de plâtre blanc de Paris (14 g) et d'eau (15 ml). Avant la prise de ce mélange, les dents ont été insérées dans le bloc par groupe de 3 (1 incisive, 1 prémolaire et 1 molaire) jusqu'à la limite amélo-cémentaire. 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 a été construite pour simuler l'os cortical et a permis d'accueillir 2 fantômes parodontaux dans les secteurs postérieurs 3 et 4 (Figure 5 : modèle ex-vivo avec vertèbre).

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 en 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.

Afin d'évaluer l'impact du tronc cérébral en tant que structures hors champ, un deuxième jeu d'acquisitions CBCT de ce modèle a été réalisé avec une vertèbre de porc préalablement laissée à tremper 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



Figure 5 : Modèle ex-vivo avec vertèbre de porc en postérieur

fixées sur une plaque de bois contreplaquée à l'aide d'une colle cyanoacrylate (Figure 5).

2.3 Acquisition des images 3D ex-vivo

Dans le but de valider les résultats de segmentation endodontique sur 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 40 μ m.

Les échantillons ont ensuite été scannés avec le CBCT CS 8100 3D[®] (Carestream Health, Trophy, France) ([Figure 6](#) : Modèle ex-vivo en position sur carestream 8100). Trois séquences d'acquisition ont été réalisées :

- 1- images 3D ex-vivo dents extraites (cbctHM) ;
- 2- images 3D ex-vivo avec modèle parodontal (cbctM) ;
- 3- images 3D ex-vivo avec modèle parodontal + vertèbre (cbctMV).

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 le groupe 2 et 3 les paramètres correspondaient au programme adulte de faible corpulence installé par le fabricant (90Kv/4mA). 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 75 μ m.

Pour le groupe 1, une acquisition a été réalisée par groupe de 6 dents. Ces dents ont été 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 modèle (groupe de 3 dents). Chaque modèle était placé au centre du champ de vue de sorte à mimer le positionnement d'une mandibule dans des dispositions similaires aux conditions *in-vivo* ([Figure 6](#) : Modèle *ex-vivo* positionné sur carestream 8100). Les images ont été prises sur le bloc situé du côté droit du patient.

Tous les volumes CBCT ont été sauvegardés au format DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine).



Figure 6 : Carestream 8300 (a) CBCT à vide ; (b) CBCT modèle ex-vivo en place.

2.4 Traitements et analyse des images

2.4.1 Traitement de l'image

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® (Figure 7 : Protocole Mevislab® d'isolation d'une dent).

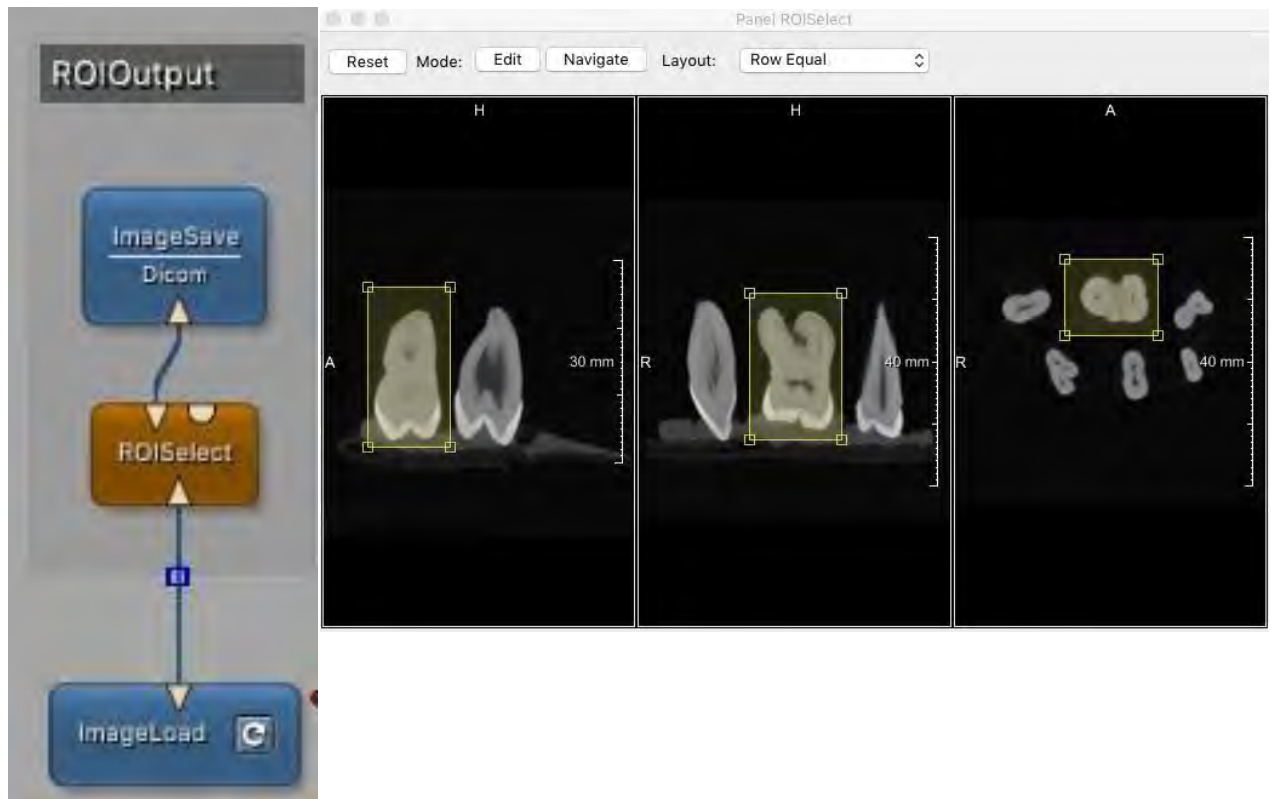


Figure 7 : Protocole MeVisLab® d'isolation d'une dent sur le volume CBCT initial contenant 6 dents. (exemple d'une molaire)

La procédure de recalage (orientation spatiale) 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-échantillonné en $40\mu\text{m}$ par interpolation linéaire afin d'accorder la résolution des volumes CBCT à celle du μ CT. Avant la procédure de recalage à proprement parler, une rotation manuelle des volumes a été réalisée de manière à réduire les temps de calcul informatique et de limiter les risques de non-convergence [21]. 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 afin que l'image de la dent se retrouve dans les mêmes coordonnées que celle du μ CT (Figure 8 : Protocole MeVisLab[®] de recalage manuel des volumes). Les volumes étaient alors parfaitement superposables permettant ainsi l'analyse des mêmes régions d'intérêt (ROIs) et la comparaison des résultats.

En ce qui concerne les volumes cbctM et cbctMV, avant le recalage, les dents ont été informatiquement extraites du modèle en utilisant un masque réalisé à partir du volume cbctHM. Cette étape a été réalisée à l'aide du logiciel MeVisLab[®] pour ne garder que l'image de la dent. Après extraction, un recalage sur les images μ CT a été réalisé de la même manière que pour les volumes cbctHM.

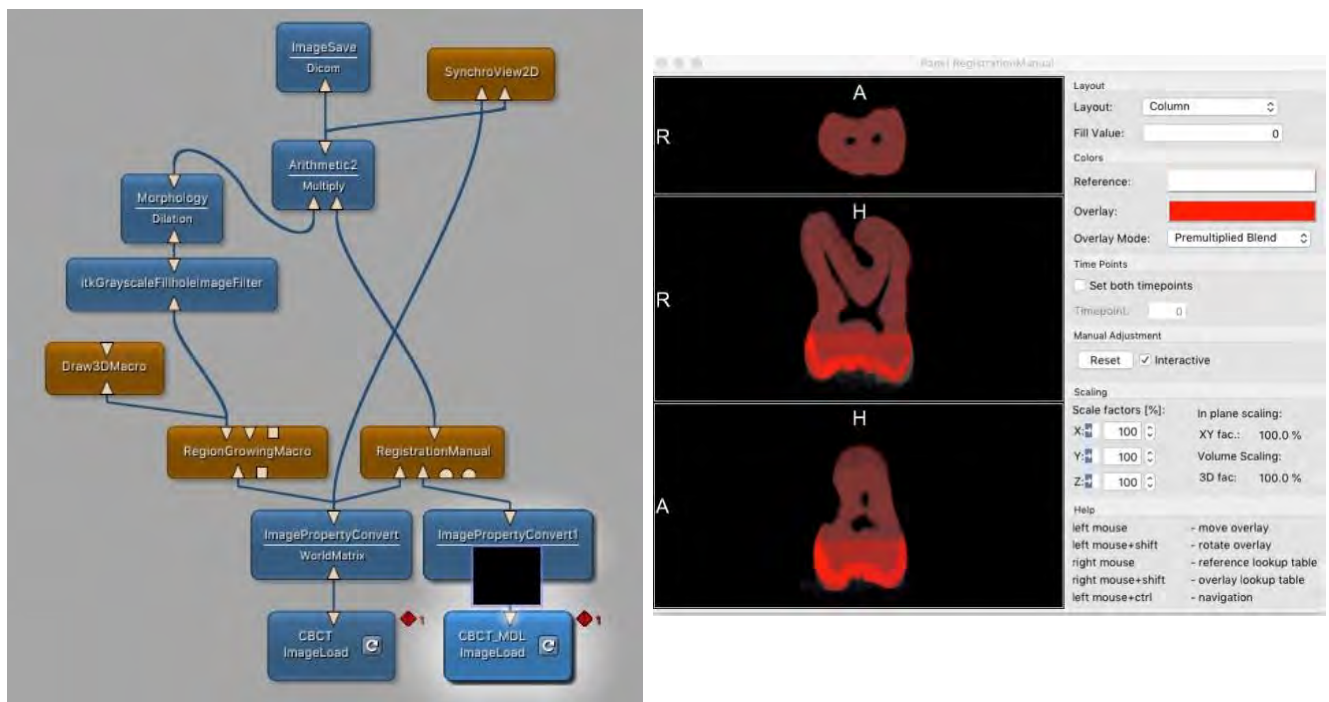


Figure 8 : Protocole MeVisLab[®] de recalage des volume cbctM et cbctMV (nuance de rouge) sur la base des volumes μ CT (nuance de gris)

Nous avons ainsi obtenu 42 groupes de 4 volumes.

2.4.2 Analyse de l'image

2.4.2.1 Echantillon de contrôle

Afin de valider la qualité d'image des modèles *ex-vivo*, les résultats obtenus ont été comparés à ceux issus d'un pool de dix dents (4 monoradiculées et 6 pluriradiculées) provenant de 4 acquisitions cliniques réalisées sur des patients dans un cabinet dentaire. Ces acquisitions ont été réalisées avec le même appareil cone-beam (CS 8100 3D®) et ont fourni des volumes avec la même résolution spatiale (75µm). Ces dents présentaient des apex fermés et aucune carie ou poche parodontale. Les acquisitions avaient été réalisées pour raison médicale sur des dents adjacentes et n'étaient donc pas en rapport avec cette étude. De la même manière que pour les 42 dents sélectionnées, ces 10 volumes CBCT cliniques ont été ré-échantillonnés en 40µm par interpolation linéaire.

2.4.2.2 Analyse du contraste sur bruit (CNR, contrast to noise ratio)

La qualité d'image a été évaluée dans un premier temps au moyen du contraste sur bruit. Seules les structures réelles dentaires (espace canalaire et dentine) ont été étudiées à l'aide du logiciel MeVisLab® (version 3.0.2, 2018). Afin d'éviter l'inclusion des structures environnantes dans les mesures de ces 2 structures (dentine pour la mesure du canal et fond/modèle *ex-vivo*/tissu osseux pour la mesure de la dentine), plusieurs petites ROIs (4x4x3 voxels) ont été placées manuellement sur différentes coupes de l'image de manière à créer un masque précis de la structure étudiée (10 à 30 régions d'intérêt par masque) (Figure 9 : Positionnement des ROIs).

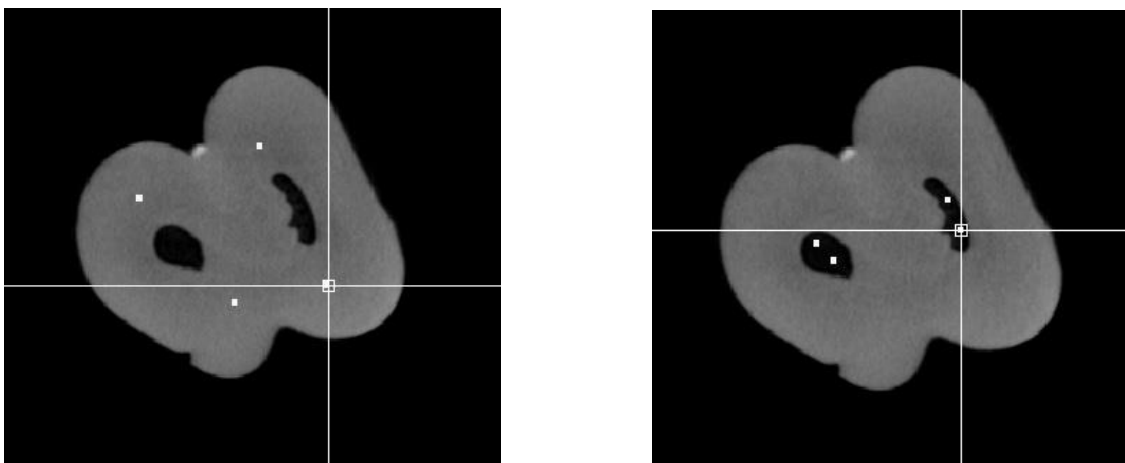


Figure 9 : Positionnement des régions d'intérêt pour évaluation du CNR (a) masque zone dentine ; (b) masque zone canal

Pour chacun des 2 masques (1 pour la dentine et 1 pour le réseau canalaire), la moyenne (μ) et la variance (σ^2) des valeurs de gris ont été consignées dans un tableau.

Le CNR a été calculé entre la dentine (δ) et le canal (χ) à l'aide de la formule suivante proposée par Bechara B et al [36] :

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

En ce qui concerne les volumes cbctHM, cbctMV et cbctM, les masques ont été établis à partir des données μ CT puis reportés sur ces volumes de manière automatique. Grâce aux recalages précédemment réalisés, des mesures que nous pourrions comparer 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.

2.4.2.3 Analyse de la résolution spatiale

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

À l'aide du logiciel MeVisLab®, les valeurs de gris de chaque voxel présent sur une ligne tracée sur une coupe et passant par le canal ont été enregistrées (Figure 10 : Positionnement de la ligne pour calcul du coefficient).

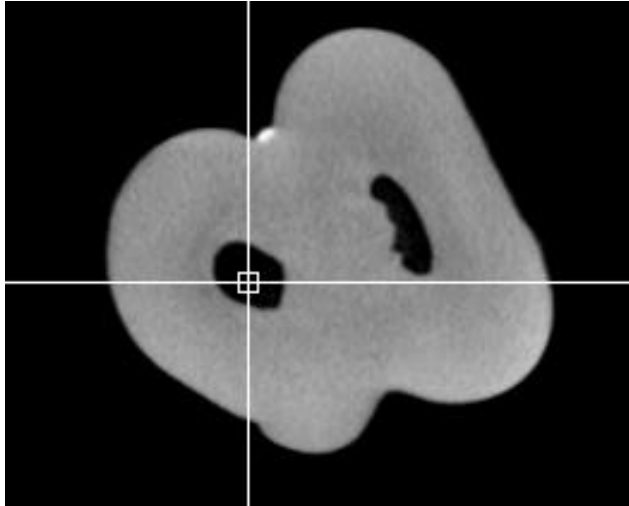


Figure 10 : Positionnement de la ligne pour calcul du coefficient de transition entre zone dentine et zone canal

Sur ces valeurs, seules celles correspondantes à la transition « niveau dentinaire – niveau canalaire » ont été utilisées pour créer un graphique nuage de points sur un tableur (Excel®, Microsoft®) :

- Pente descendante (passage du volume dentinaire au volume canalaire)
- Borne maximale = première valeur maximale de niveau de gris en partant du centre estimé. Cette valeur ne devant pas être aberrante par rapport aux valeurs de gris de dentine généralement constatées en amont. Passer dans ce cas à la seconde valeur maximale.
- Borne minimale = première valeur minimum de niveau de gris en partant du centre estimé. Cette valeur ne devant pas être aberrante par rapport aux valeurs de gris du canal généralement constatées en aval. Passer dans ce cas à la seconde valeur minimale.

L'équation d'une droite (tendance linéaire ou régression linéaire) a été calculée à partir de ces points ($y=ax+b$) (Figure 11 : courbes des valeurs de voxels pour calcul du coefficient de transition). La valeur du slope (a) qui représente la pente de la droite a été relevée pour chaque ligne tracée. Trois lignes à des niveaux radiculaires différents ont été tracées pour les dents monoradiculées et quatre pour les pluriradiculées.

En ce qui concerne les volumes cbctHM, cbctMV et cbctM, 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.

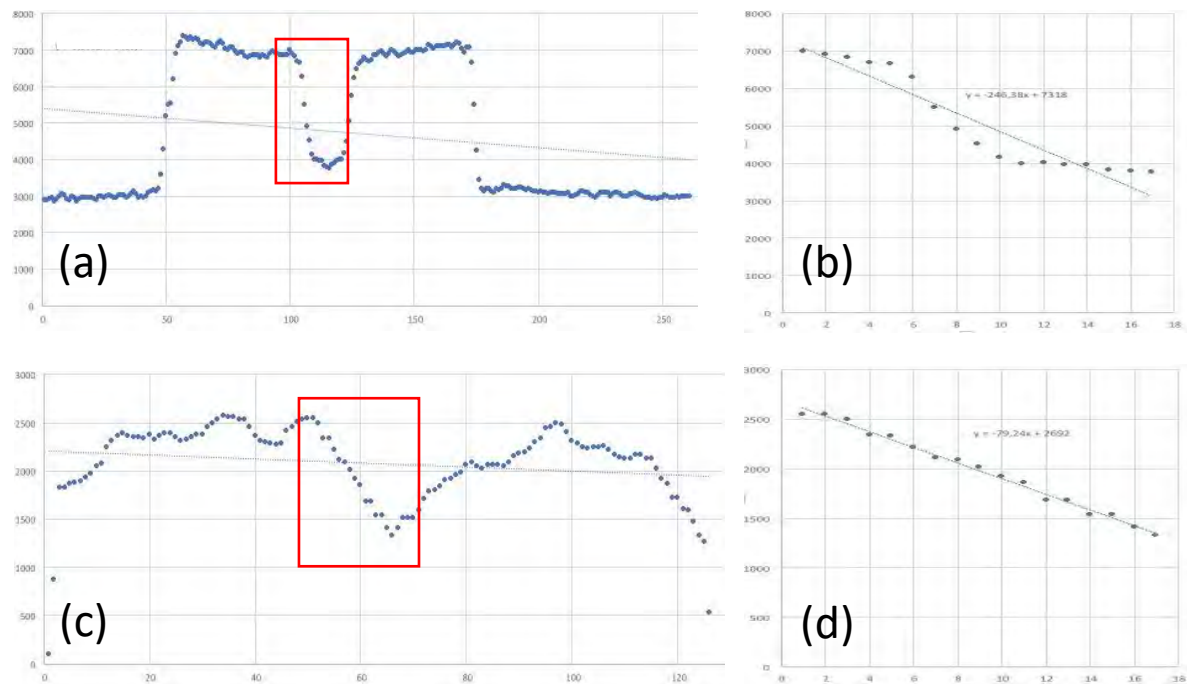


Figure 11 : (a, c) Courbes des valeurs de niveau de gris : volume μ CT(a), volume cbctMV(c). (b, d)Segment descendant + droite de régression linéaire et équation de cette droite

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 obtenue (12 ou 16 mesures par dent) a donné l'estimation de la résolution spatiale pour chaque dent issue des cas cliniques.

L'analyse est faite au moyen de tests statistiques. La comparaison est effectuée entre les différents groupes d'images par un test non-paramétrique de Wilcoxon Mann-Whitney. Les groupes sont comparés deux à deux. L'hypothèse nulle H_0 indique une qualité d'image comparable entre les 2 groupes. Un risque α de 5 % est retenu.

Pour les échantillons de contrôle, la corrélation intra-examinateur et la corrélation inter-examinateur ont été calculées via le test d'InterClass Correlation (ICC).

3 RESULTATS

3.1 Evaluation de la résolution en contraste

La résolution en contraste a été évaluée au moyen du CNR. Cette valeur est obtenue pour chaque type d'image en intégrant dans le calcul les résultats sur le volume dentinaire et les résultats sur le volume canalaire. Plus cette valeur est élevée, meilleur est le rapport signal sur bruit et donc meilleur est la qualité d'image.

Lors de l'analyse, 33 dents incluses dans les fantômes ont été analysées. 9 dents ont été exclues pour des raisons liées à des défauts d'acquisition ou par la présence d'immaturation radiculaire. Pour les cas cliniques, 10 dents ont été analysées.

Les moyennes ont été calculées et comparées ([Tableau 1](#)).

Tableau 1 : Résultats des Acquisitions de données CNR

CNR	Moyenne	Variance	Nombre de voxels total
Cas cliniques	3,18	0,26	87155
CbctMV	3,08	0,81	65016
CbctM	3,10	1,09	65016
CbctHM	4,14	2,19	65016
μCT	7,63	4,69	65016

Nous constatons des valeurs de CNR similaires entre le CbctMV et CbctM. Le test de Wilcoxon Mann-Whitney ne met pas en évidence de différence significative ($p = 0,492$). Les valeurs de CNR des modèles comparés aux valeurs de CNR des cas cliniques ne montrent pas non plus de différence significative au test de Wilcoxon Mann-Whitney ($p = 0,268$ pour le CbctM et $p = 0,487$ pour le CbctMV). Les valeurs de CbctHM et μCT étant plus élevées, on observe une différence significative avec le CbctMV et les cas cliniques (Comparé au CbctHM : $p=0,002$ pour le CbctMV et $p=0,041$ pour les cas cliniques ; Comparé au μCT : $p=7,931 \times 10^{-15}$ pour le CbctMV et $p=6,269 \times 10^{-10}$ pour les cas cliniques).

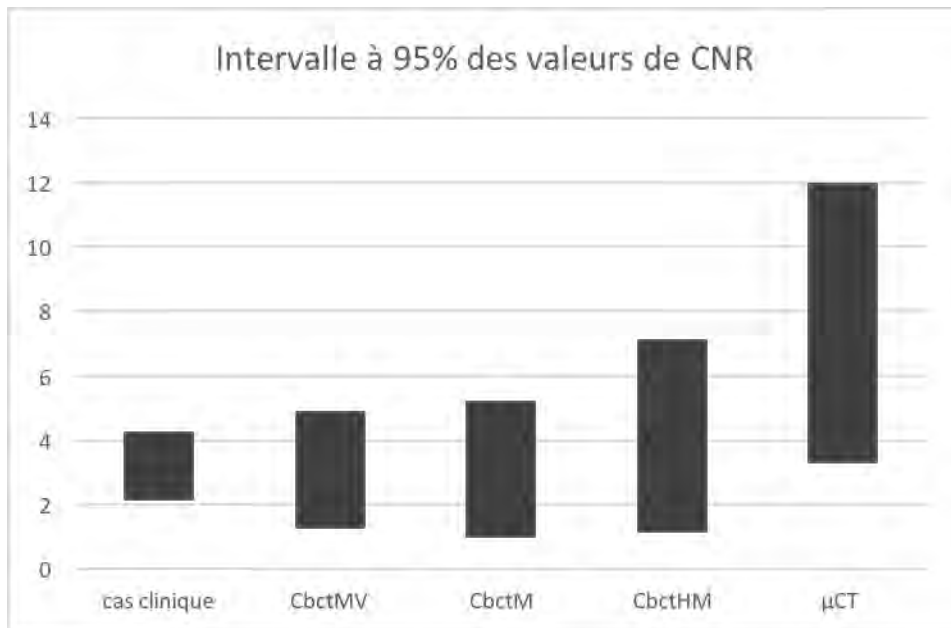


Figure 12 : Graphique des intervalles à 95% des valeurs de CNR pour chaque type de volume

La Figure 12 permet d'apprécier l'étendue des intervalles contenant 95% des valeurs de CNR pour chaque cas évalué. L'intervalle à 95% des valeurs des cas cliniques contient les valeurs centrales des intervalles des CbctMV et CbctM. L'intervalle CbctM s'étend entre 1 et 5. Au centre de l'intervalle CbctM, on trouve les valeurs de l'intervalle des cas cliniques s'étendant de 2 à 4. On observe cependant un réel décalage pour les intervalles CbctHM et μ CT. L'intervalle CbctHM s'étend de 1 à 7 et le μ CT s'étend entre 3 à 12. On remarque graphiquement que les intervalles CbctHM et μ CT sont alors différents de l'intervalle des cas cliniques, ni ne contiennent en leurs centres les valeurs de l'intervalle des cas cliniques.

3.2 Evaluation de la résolution spatiale

Nous avons obtenu à l'aide du logiciel Excel® une droite de tendance sur une portion de la courbe en relation avec les valeurs de niveaux de gris recueillies. Cette pente se calculant sur une portion descendante de la courbe, elle est de valeur négative. Pour des questions de commodité, nous avons relevé la valeur absolue de ce nombre. Ainsi plus la valeur de pente est élevée, meilleure est la résolution spatiale (Tableau 2 : Valeur des moyennes de pentes)

Tableau 2 : valeurs des moyennes de coefficient directeur des droites de régression linéaire (pentes)

Résolution	Coefficient
Cas cliniques	75,39
CbctMV	82,27
CbctM	90,05
CbctHM	123,10
μCT	275,56

Les tests statistiques ne montrent pas de différence significative entre les valeurs des cas cliniques et celles des CbctMV et CbctM (respectivement $p = 0,116$ et $0,057$). Ceux-ci démontrent aussi une différence significative entre les valeurs des cas cliniques et celles des CbctHM et μCT (respectivement $p = 8.74 \times 10^{-6}$ et $p = 6.27 \times 10^{-10}$). De plus, cette différence significative est aussi observable quand on compare CbctMV à CbctHM et μCT (respectivement, $p=9,65 \times 10^{-10}$ et $p=1,78 \times 10^{-20}$)

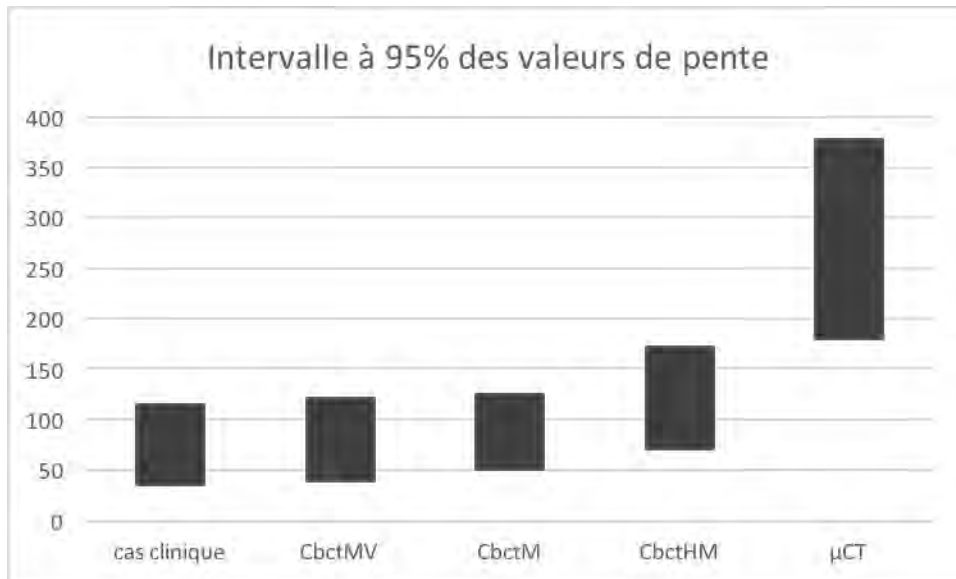


Figure 13 : Graphique des intervalles à 95% des valeurs de pente pour chaque type de volume

La [Figure 13](#) montre une similitude entre les intervalles à 95% des cas cliniques et des CbctMV et CbctM, quand ceux des groupes CBCT et μCT montrent des valeurs supérieures aux trois autres groupes.

4 DISCUSSION

Nous avons, pour notre étude, voulu évaluer deux modèles ex-vivo avec des mesures de résolution en contraste et des mesures de résolution spatiale. L'objectif était de valider un design de modèle parodontal ex-vivo permettant d'obtenir des images équivalentes à ce que l'on peut retrouver dans le vivant afin de permettre l'évaluation de techniques de segmentation endodontique. Nous avons constaté à la lecture de la littérature que différents modèles ont été utilisés afin de déterminer les capacités d'une machine à révéler des informations utiles au diagnostic médical. Cependant, ces modèles ne sont généralement pas analysés afin de certifier leur fiabilité quant aux images qu'ils délivrent ou ceux-ci se rapprochent trop peu de situation clinique ne permettant pas d'extrapoler les résultats à des situations in vivo. L'expérience que nous avons menée, a eu pour objectif de fournir un modèle utile à la recherche ex-vivo pour des applications in-vivo.

Certains auteurs utilisent des squelettes maxillo-faciaux humains ou animaux (modèles anthropologiques) rendant compte de la vraie densité osseuse autour des dents [5 ; 7 ; 18 ; 32 ; 33 ; 34]. Cependant, ces mâchoires ne sont pas pourvues de tissus mous, et ne sont pas aisées à se procurer.

D'autres auteurs utilisent les images cliniques de patient pour leurs études en se limitant à des « *cases report* » et où les études sont difficilement reproductibles et ne permettent pas de multiplier les comparaisons de machines où différentes acquisitions d'images peuvent être réalisées [37 ; 38]. L'investigation du vivant étant limitée de par les règles d'éthique et l'obtention d'accords, ces études sont souvent fastidieuses.

Des modèles totalement synthétiques (Figure 14 : Fantôme synthétique) sont utilisés afin de réaliser des mesures objectives en s'appuyant sur des données physiques de l'image [6 ; 30 ; 35]. Ces modèles permettent une analyse précise des capacités de la machine sans toutefois introduire de corrélation avec la clinique.

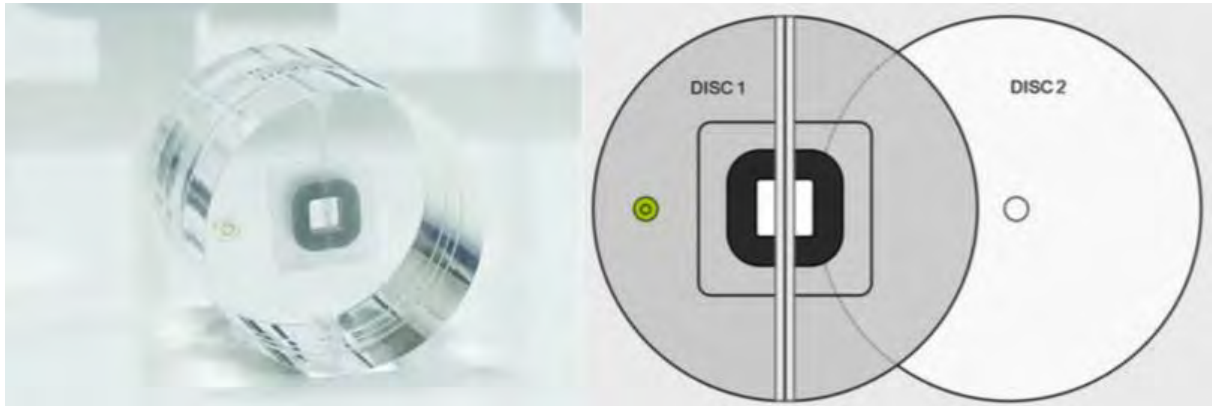


Figure 14 : Fantôme synthétique, Disc 1 central avec insert de différentes densités en son centre (objet testé) ; Disc 2 pièce en PMMA utile à la dispersion du rayonnement ionisant (dégradation de l'image) [26]

Nous avons élaboré un modèle dans le but d'obtenir une image anatomique de la dent et de son environnement proche avec toutes les strates de densités tissulaires que l'on retrouve autour de la dent. Ainsi la réalisation des étapes d'extraction et de segmentation de la dent et de l'endodonte qui se feront sur le modèle seront réalisées en « conditions in vivo ». De plus, des études dites subjectives pourront aussi être envisagées à partir de ce modèle en se basant sur de potentielles observations cliniques. Il est, en effet, possible d'inclure des lésions péri-apicales soit par ajout d'une boule de cire [39], par procédé chimique (application d'acide), ou par fraisage de la zone [40].

Ainsi, nous avons reproduit la dent par l'inclusion de vraies dents extraites. De nombreux auteurs ont choisis cette solution qui offre un objet d'étude identique à la réalité. La densité dentinaire est donc la même que dans le vivant, exception faite qu'elles sont moins hydratées. Les dents sont incluses dans un mélange de sciure de bois et plâtre de Paris comme ont pu précédemment le réaliser Tran M et Haikal H [41 ; 42] pour leurs études. Il est primordial d'inclure des éléments entourant la dent afin de dégrader l'image radiologique obtenue. Cette dégradation par un jeu d'épaisseur de matériau, de densité et d'éléments en dehors du champ de vue, va permettre l'obtention d'une image similaire à la situation in vivo.

La couche desmodontale a été reproduite par l'application de 4 couches de vernis à ongle comme le suggérait déjà Dalili Z [32]. Son application nous semble aisée et reproductible.

Toutefois, à l'observation de l'image, l'aspect du desmodonte nous paraît plus radio-opaque qu'en réalité et l'épaisseur des 4 couches n'a pas suffi à le rendre visible de manière plus fréquente. Au regard du rapport difficulté de réalisation / aspect radiologique, notre solution semble être plus attractive que les 10 couches d'adhésifs pour composite de l'étude de Tran M [41]. Il faudrait toutefois envisager d'augmenter le nombre de couche de vernis ou choisir un vernis à couche plus épaisse.

Une couche de lamina dura a été construite par application d'une fine couche de plâtre de Paris. Le tout a ensuite été introduit dans un bloc de plâtre, sciure de bois et alginate comme Michetti J [39] l'avait déjà réalisé auparavant. Pour substituer l'épaisseur d'os, de tissus mous et les éléments dégradant l'image en dehors du champ de vue, le bloc contenant les dents a été introduit au sein d'un bloc de plâtre de paris en forme de U avec l'absence ou la présence de vertèbre de porc en arrière.

L'ajout d'élément en dehors du champ répond d'une part aux constatations cliniques car les dents sont intégrées au massif maxillo-cranio-facial. D'autre part, l'étude d'Araki K [43] montre que la valeur du pixel est affectée par les éléments entourant la zone d'intérêt.

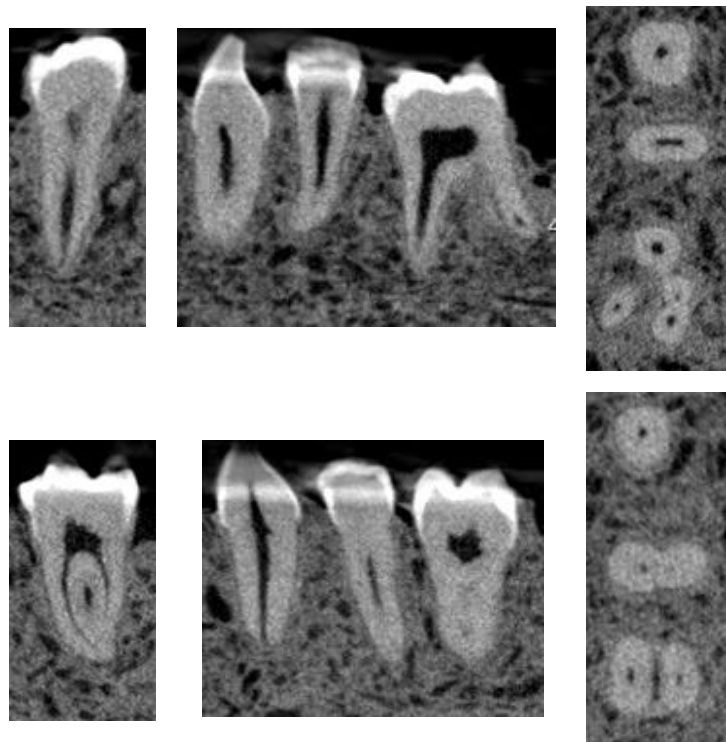


Figure 15 : Images cbctMV. De gauche à droite coupe frontale, sagittale, axiale

D'autres études [44 ; 45 ; 46] ont utilisé une vertèbre en position postérieure afin de dégrader l'image.

Dans un champ de vue limité l'imagerie obtenue semble contenir tous les éléments entourant la dent que nous avons pris soins de réaliser à la fabrication du modèle (Figure 15 : Images CbctMV).

L'équipe de Katsumata A et al. [44] conclut dans son étude que l'intensité des artéfacts augmente avec la quantité d'éléments en dehors du champ de vue et par lesquels passent les rayons X. Ils utilisent pour cela une vertèbre cervicale positionnée en arrière d'une mandibule humaine dans un récipient contenant de l'eau. Notre objet d'étude étant la valeur du pixel, il nous a semblé important de mettre en œuvre tous ce qui induirait une baisse de cette valeur comme à l'état in vivo. La forme de U répond, quant à elle, à la situation clinique voulant que les dents soient la plupart du temps observées en dehors du centre de l'appareil. De plus, cette structure permet d'obtenir d'autres éléments hors champ de vue. Dans leur étude, Lindfors N et al [28], concluent que les positions de la tête influencent la qualité d'image et que par exemple, abaisser la tête vers l'arrière augmente la moyenne du CNR au niveau de la région mandibulaire.

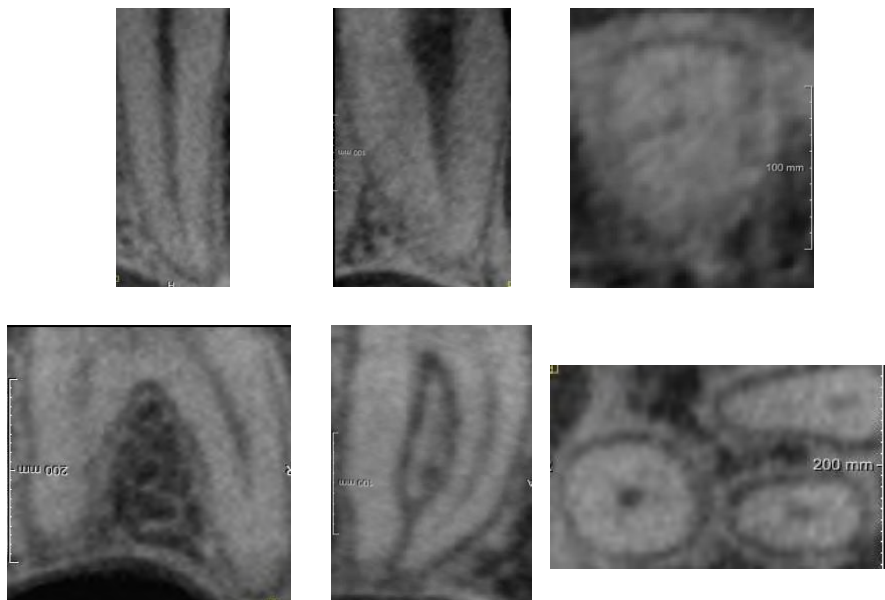


Figure 16 : Images de cas cliniques. De gauche à droite coupe frontale, sagittale, axiale. Haut : monoradiculée. Bas : pluriradiculée.

L'inclusion d'une vertèbre en postérieur en dehors du champ de vue devrait induire une dégradation de la qualité d'image. Toutefois, cette différence n'a pas été mise en évidence par les tests statistiques.

A l'observation il semble toutefois que les images des cas cliniques contiennent plus de bruit comparé aux images des modèles (Figure 15 : images CbctMV, VS, Figure 16 : image de cas cliniques).

Aux vues de ces constatations, il semble judicieux de conserver la vertèbre dans ce modèle dans le but d'adjoindre un élément dégradant l'image, rapprochant celles-ci des images in vivo.

Conformément à l'hypothèse nulle de l'étude, nous ne constatons pas de différence statistique entre les qualités d'image des modèles et les cas cliniques selon les critères que nous avons émis, à savoir le CNR et le coefficient directeur des droites de régression linéaire (pente).

Certains auteurs ont inclus une couche de cire, tissus organiques ou eau autour de leurs modèles afin d'obtenir une épaisseur faisant office de tissus mous [32 ; 33 ; 35]. Nous avons cependant relevé dans la publication de Molan RS et al. [47] que l'ajout d'un simulateur de tissus mous avait une influence sur l'intensité du pixel au niveau de l'os. Toutefois, ils n'ont pas observé de modifications de l'intensité du pixel sur les tissus dentaires. Pour notre étude, il ne nous a donc pas semblé intéressant d'utiliser un simulateur de tissus mous. Ceci aussi dans le but de simplifier la fabrication du modèle.

Le CNR est une mesure fiable afin d'évaluer la qualité d'image. D'autres auteurs [26 ; 28] utilisent cette mesure pour l'évaluation de la qualité d'image CBCT. L'utilisation du CNR va donc dans le sens d'une uniformisation des études. Cette valeur est un rapport entre les valeurs que prennent deux zones distinctes que l'on veut observer. Dans notre cas, les deux zones à séparer sont la dentine et l'espace canalaire radiculaire de la dent. Plus ce rapport est élevé, meilleure est la distinction entre les deux zones observées. Toutefois, les tissus ou zones comparées n'étant pas les mêmes dans chaque étude, les résultats du CNR ne peuvent être comparés entre études. Cela reste un critère intrinsèque à la recherche effectuée pour une publication.

Pour l'analyse de la résolution spatiale, nous avons choisi d'utiliser une nouvelle méthode au lieu du calcul de la FTM généralement observée dans les études. Cette technique d'évaluation est utilisée le plus souvent sur des modèles ou objets définis pour donner des résultats attendus. Ainsi la comparaison peut être faite par rapport aux résultats obtenus. Nous avons utilisé une méthode intuitive en rapport à la constatation clinique de ce que l'on souhaite évaluer. C'est à dire la distinction entre le tissu dentinaire et le contenu canalaire.

Le calcul de la FTM nécessite d'utiliser un insert dans l'objet radiographié contenant des changements de région homogène à fréquence donnée. Dans notre cas l'objet d'étude étant la dent, ce schéma n'est pas retrouvé. Le changement de région est unique. Un « flou » apparaît entre la région dentinaire et la région canalaire rendant difficile la délimitation de chaque région (Figure 17).

Cette zone floue peut avoir pour conséquence de modifier la forme discernable du canal ou déporter celui-ci. C'est pourquoi nous avons voulu chiffrer le changement unique qui s'effectue selon une pente de valeurs de voxels plus ou moins abrupte.

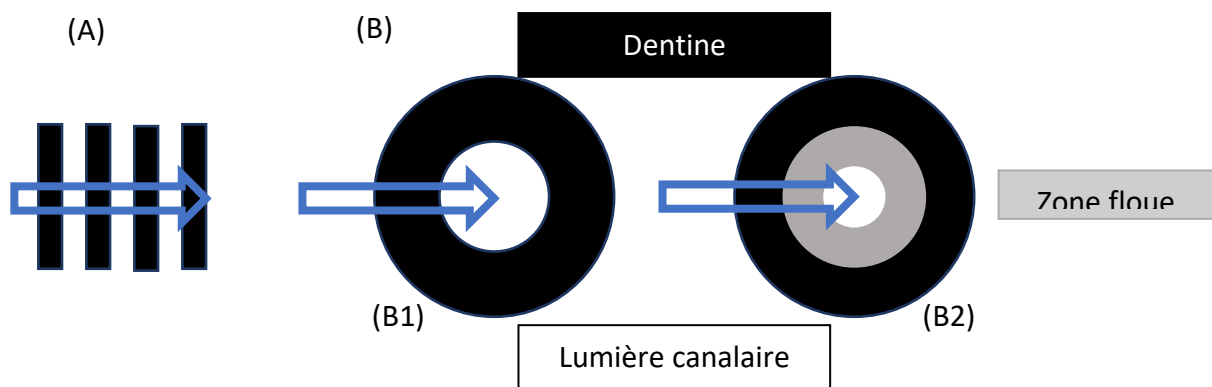


Figure 17 : (A) schéma d'un insert à régions homogènes espacés à fréquence donnée ; (B) schéma d'une racine dentaire, (B1) réalité, (B2) à l'imagerie CBCT avec présence d'une zone floue.

Dans notre étude, nous avons inclus le μ CT (micro-tomodensitométrie) comme imagerie de référence. On retrouve ce gold standard dans d'autres études permettant d'établir une référence non destructive et reproductible [48 ; 49 ; 50]. Ce type d'appareil d'imagerie peut produire des images très fines avec des résolutions de l'ordre du micron. Pour notre étude, la taille du voxel en μ CT était de 40 microns.

Il a donc fallu réaliser un ré-échantillonnage des images issues du CBCT, passant d'une résolution de 75 microns à 40 microns. Le procédé utilisé est tiré de l'étude de Michetti J et al. [2] par utilisation du logiciel MATLAB. Ceci a eu pour conséquence la duplication par interpolation de certains voxels. Ceci entraîne un changement d'information dans l'image pouvant affecter les résultats. Nous admettons dans ce cas, la possible existence d'un biais d'évaluation.

Nous avons choisi d'utiliser le μ CT afin de positionner les zones d'intérêts pour le recueil de données car les images précises que fournit le μ CT permettent de positionner de manière exacte les ROIs au niveau du canal ou du tissu dentinaire.

Ainsi, par positionnement similaire à l'aide du logiciel Mevislab, les ROIs se sont retrouvées dans la même zone de l'espace sur tous les types d'images. Ceci a permis de réaliser une comparaison plus précise des images.

Les résultats obtenus au cours de notre étude montrent que nous n'avons pas mis en évidence de différence significative entre les images de notre modèle et les images des cas cliniques. Les éléments évalués étaient la résolution spatiale estimée au moyen de notre méthode de calcul de pente et la résolution en contraste calculée au moyen du CNR. Le but était de montrer une différence nette par rapport au gold standard de l'imagerie 3D, le μ CT. On observe une valeur moyenne du CNR de 7,63 et une valeur moyenne de pente de 275,56 pour le μ CT. Tandis que les cas cliniques et les modèles sont à des valeurs en moyenne à 3,12 pour le CNR et des valeurs en moyenne à 82,57 pour la pente, sans différence statistique entre eux.

Nous estimons que notre modèle remplit les critères permettant d'obtenir une image de qualité équivalente aux cas cliniques in vivo. Ces résultats sont néanmoins à confronter à la taille de notre échantillon obtenue sans calcul préalable du nombre de sujets nécessaires (NSN).

De manière subjective, le modèle semble ne pas fournir d'image assez distincte de l'espace desmodontal. Ceci pourrait porter préjudice aux futures études incluant des lésions telles que des Lésions Inflammatoires Péri-apicales d'Origine Endodontique (LIPOE). Ces lésions sont cliniquement une extension de cette espace que l'on doit pouvoir suivre autour de la dent.

Néanmoins, tout système d'imagerie altérant la réalité, le desmodonte n'est pas toujours visible sur des images in vivo. De la même manière que pour la segmentation endodontique, notre modèle pourrait aider au développement de méthodes de segmentation dentaire afin d'extraire la dent de ses tissus environnants, là où parfois la limite est non dissociable de l'os pour un observateur.

Il est à noter que Schulze R et al. [51] définissent dans leur revue de la littérature 3 types d'artéfacts, durcissement du faisceau, trainée et artéfact cinétique. Notre modèle n'a pas permis de retransmettre l'artéfact cinétique dû aux mouvements du patient.

Pour valider nos mesures, nous avons calculé la corrélation intra et inter observateur. Pour les cas cliniques, le nombre de dents étant moins important que celui des modèles et n'ayant pas de standard μ CT sur ces dents afin de positionner les ROIs, nous avons réalisé deux mesures sur une même dent par deux observateurs. Pour valider la véracité des mesures nous avons obtenu une corrélation intra-observateur de 0,37 (examineur 1) et de 0,62 (examineur 2). Une corrélation de moyenne à forte a donc été constatée en intra examineur. Ces valeurs de corrélation pourraient être expliquées justement par le faible nombre d'échantillons. La corrélation inter-examineur est de 0,98. Ceci réfère à une corrélation forte montrant que les mesures effectuées sur les cas cliniques sont fiables et relativement uniformes.

5 CONCLUSION

Le CBCT acquiert une place de plus en plus importante dans la pratique de l'odontologie. Sa capacité de haute résolution spatiale associée à de petits champs de vue et une utilisation relativement simple, lui ont permis de trouver sa place dans la discipline de l'endodontie. L'accès à cet examen étant plus aisé, son utilisation s'est démocratisée et a ouvert la voie à de nouvelles techniques d'investigation de la structure du système endodontique.

La segmentation endodontique offre des perspectives aux praticiens pour la réalisation de traitements plus ciblés et complets. En effet, elle permettra au praticien d'appréhender de manière plus aisée et dans toute les dimensions de l'espace, l'anatomie du réseau canalaire radulaire.

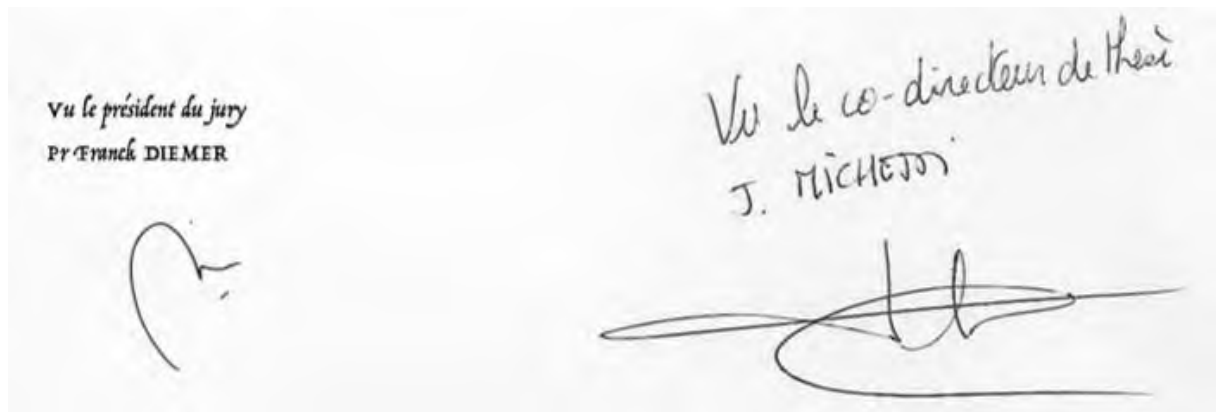
Pour évaluer et mettre en œuvre les méthodes de segmentation, il est nécessaire de pouvoir les confronter à des situations réelles. L'évaluation ex-vivo est la moins contraignante des méthodes à disposition. Cependant, il est nécessaire qu'elle se fasse de manière ex-vivo en apportant des conclusions transposables à l'in-vivo et donc en condition réelle d'examen.

Nous avons, par cette réflexion, voulu réaliser et évaluer un modèle ex-vivo capable de fournir un objet d'étude semblable aux dents en conditions in-situ. Le modèle a été pensé pour être facilement accessible et peu onéreux. Ce dernier intègre des dents humaines extraites que l'on a associé à du plâtre, de l'alginate, de la sciure de bois et du vernis. Au sein du modèle, en terme d'imagerie, la dent se trouve dans un environnement ressemblant à un environnement buccal comprenant couche desmodontale, lamina dura et os alvéolaire. Nous avons par la suite, évalué ce modèle sur des critères de résolution en contraste (le CNR) et de résolution spatiale (Le coefficient directeur de la droite de régression linéaire).

Les résultats de notre étude montrent que les images tirées de notre modèle ne se différencient pas statistiquement des images cliniques que l'on a prises comme témoin.

De plus, nous observons une différence significative entre les images du modèle, celles des dents extraites non intégrées dans un modèle (CbctHM) et celles du μ CT. Le μ CT nous a servi de « gold standard » avec ses images de haute qualité.

Nous avons pu au cours de cette étude valider un fantôme parodontal artificiel permettant l'évaluation de techniques de segmentation endodontique. Malgré des valeurs non différenciables des valeurs de cas cliniques, nous avons relevé une différence subjective au sein des images. Il serait alors intéressant dans des études complémentaires d'évaluer notre modèle sur des critères subjectifs. Ces études pourraient être menées sur de plus grands échantillons de dents extraites dont on aurait l'imagerie CBCT in-vivo afin d'affiner l'évaluation sur des critères objectifs.



6 BIBLIOGRAPHIE

1. Queiroz PM, Rovaris K, Santaella GM, Haiter-Neto F, Freitas DQ. Comparison of automatic and visual methods used for image segmentation in endodontics: a microCT study. *J Appl Oral Sci.* 2017 Nov-Dec;25(6):674-679. doi: 10.1590/1678-7757-2017-0023.
2. Michetti J, Basarab A, Diemer F, Kouame D. Comparison of an adaptive local thresholding method on CBCT and μ CT endodontic images. *Phys Med Biol.* 2017 Dec 19;63(1):015020. doi: 10.1088/1361-6560/aa90ff.
3. Benyo B, Szilagyi L, Haidegger T, Kovacs L, Nagy-Dobo C. Detection of the root canal's centerline from dental micro-CT records. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2009;2009:3517-20. doi: 10.1109/IEMBS.2009.5334530.
4. Markvart M, Bjorndal L, Darvann TA, Larsen P, Dalstra M, Kreiborg S. Three dimensional analysis of the pulp cavity on surface models of molar teeth, using X-ray micro-computed tomography. *Acta Odontol Scand.* 2012 Mar;70(2):133-9. doi: 10.3109/00016357.2011.600707. Epub 2011 Jul 25.
5. Tomaszewska IM, Leszczynski B, Wrobel A, Gladysz T, Duncan HF. A micro-computed tomographic (micro-CT) analysis of the root canal morphology of maxillary third molar teeth. *Ann Anat.* 2018 Jan;215:83-92. doi: 10.1016/j.aanat.2017.09.003.
6. Bamba J, Araki K, Endo A, Okano T. Image quality assessment of three cone beam CT machines using the SEDENTEXCT CT phantom. *Dentomaxillofac Radiol.* 2013;42(8):20120445. doi: 10.1259/dmfr.20120445.
7. Maret D, Telmon N, Peters OA, Lepage B, Treil J, Inglessè JM, Peyre A, Kahn JL, Sixou M. Effect of voxel size on the accuracy of 3D reconstructions with cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012 Dec;41(8):649-55. doi: 10.1259/dmf/81804525.

8. Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y, Peltola J, Kortensniemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol* 2009; 38: 367–78. doi: 10.1259/dmfr/1577920
9. Felizardo R, Martin-Duverneuil N. Tomographie volumique à faisceau conique (cone beam computed tomography). *EMC - Médecine buccale*. 2018;13(4):1-23 [Article 28-120-E-10].
10. Tomographie volumique à faisceau conique de la face (cone beam computerized tomography), Rapport d'évaluation technologique, décembre 2009, HAS.
11. Yang YM, Guo B, Guo LY, Yang Y, Hong X, Pan HY, Zou WL, Hu T. CBCT-Aided Microscopic and Ultrasonic Treatment for Upper or Middle Thirds Calcified Root Canals. *Biomed Res Int*. 2016;2016:4793146. doi: 10.1155/2016/4793146.
12. Blattner TC, George N, Lee CC, Kumar V, Yelton CD. Efficacy of Cone-Beam Computed Tomography as a Modality to Accurately Identify the Presence of Second Mesio Buccal Canals in Maxillary First and Second Molars: A Pilot Study. *J Endod*. 2010 May;36(5):867-70. doi: 10.1016/j.joen.2009.12.023.
13. Tyndall DA, Kohltfarber H. Application of cone beam volumetric tomography in endodontics. *Aust Dent J*. 2012 Mar;57 Suppl 1:72-81. doi: 10.1111/j.1834-7819.2011.01654.x.
14. Michetti J, Maret D, Mallet JP, Diemer F. Validation of cone beam computed tomography as a tool to explore root canal anatomy. *J Endod*. 2010 Jul;36(7):1187-90. doi: 10.1016/j.joen.2010.03.029.
15. Tyndall DA, Rathore S. Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. *Dent Clin North Am*. 2008 Oct;52(4):825-41, vii. doi: 10.1016/j.cden.2008.05.002.

16. Scarfe WC, Levin MD, Gane D, Farman AG. Use of Cone Beam Computed Tomography in Endodontics. *Int J Dent*. 2009;2009:634567. doi: 10.1155/2009/634567.
17. Ralph WJ, Jefferies JR. The minimal width of the periodontal space. *J Oral Rehabil*. 1984 Sep;11(5):415-8.
18. Hassan BA, Payam J, Juyanda B, Van der Stelt P, Wesselink PR. Influence of scan setting selections on root canal visibility with cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2012 Dec;41(8):645-8. doi: 10.1259/dmfr/27670911.
19. Felizardo R, Martin-Duverneuil N. Tomographie volumique à faisceau conique (*cone beam computed tomography*). *EMC - Médecine buccale* 2018;13(4):1-23 [Article 28-120-E-10].
20. Abella F, Morales K, Garrido I, Pascual J, Duran-Sindreu F, Roig M. Endodontic applications of cone beam computed tomography: case series and literature review. *Giornale Italiano di Endodonzia*. (2015) 29, 38—50.
21. Galibourg A, Dumoncel J, Telmon N, Calvet A, Michetti J, Maret D. Assessment of automatic segmentation of teeth using a watershed-based method. *Dentomaxillofac Radiol*. 2018 Jan;47(1):20170220. doi: 10.1259/dmfr.20170220.
22. Wang Y, Liu S, Wang G, Liu Y. Accurate tooth segmentation with improved hybrid active contour model. *Phys Med Biol*. 2018 Dec 21;64(1):015012. doi: 10.1088/1361-6560/aaf441.
23. Rastegar B, Thumilaire B, Odri GA, Siciliano S, Zapala J, Mahy P, Olszewski R. Validation of a windowing protocol for accurate in vivo tooth segmentation using i-CAT cone beam computed tomography. *Adv Clin Exp Med*. 2018 Jul;27(7):1001-1008. doi: 10.17219/acem/68117.

24. Brullmann D, Schulze RKW. Spatial resolution in CBCT machines for dental/maxillofacial applications—what do we know today? *Dentomaxillofacial Radiology*. 2015 44, 20140204.
25. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am*. 2008 Oct;52(4):707-30, v. doi: 10.1016/j.cden.2008.05.005.
26. Hwang JJ, Park H, Jeong HG, Han SS. Change in Image Quality According to the 3D Locations of a CBCT Phantom. *PLoS One*. 2016 Apr 19;11(4):e0153884. doi: 10.1371/journal.pone.0153884. eCollection 2016.
27. Pauwels R, Stamatakis H, Manousaridis G, Walker A, Michielsen K, Bosmans H, Bogaerts R, Reinhilde Jacobs, Horner K, Tsiklakis K, The SEDENTEXCT Project Consortium. Development and applicability of a quality control phantom for dental cone-beam CT. *J Appl Clin Med Phys*. 2011 Nov 15;12(4):3478. doi: 10.1120/jacmp.v12i4.3478.
28. Lindfors N, Lund H, Johansson H, Ekestubbe A. Influence of patient position and other inherent factors on image quality in two different cone beam computed tomography (CBCT) devices. *Eur J Radiol Open*. 2017 Nov 1;4:132-137. doi: 10.1016/j.ejro.2017.10.001.
29. Elkhateeb SM, Torgersen GR, Arnout EA. Image quality assessment of clinically-applied CBCT protocols using a QAT phantom. *Dentomaxillofac Radiol*. 2016;45(5):20160075. doi: 10.1259/dmfr.20160075.
30. Choi JW, Lee SS, Choi SC, Heo MS, Huh KH, Yi WJ, Kang SR, Han DH, Kim EK. Relationship between physical factors and subjective image quality of cone-beam computed tomography images according to diagnostic task. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2015 Mar;119(3):357-65. doi: 10.1016/j.oooo.2014.11.010.
31. Benyó B. Identification of dental root canals and their medial line from micro-CT and cone-beam CT records. *Biomed Eng Online*. 2012 Oct 29;11:81. doi: 10.1186/1475-925X-11-81.

32. Dalili Z, Taramsari M, Mousavi Mehr SZ, Salamat F. Diagnostic value of two modes of cone-beam computed tomography in evaluation of simulated external root resorption: an in vitro study. *Imaging Sci Dent.* 2012 Mar;42(1):19-24. doi: 10.5624/isd.2012.42.1.19.
33. Kamburoglu K, Onder B, Murat S, Avsever H, Yüksel S, Paksoy CS. Radiographic detection of artificially created horizontal root fracture using different cone beam CT units with small fields of view. *Dentomaxillofac Radiol.* 2013;42(4):20120261. doi: 10.1259/dmfr.20120261.
34. Hedesiu M, Baciut M, Baciut G, Nackaerts O, Jacobs R, The SEDENTEXCT Consortium. Comparison of cone beam CT device and field of view for the detection of simulated periapical bone lesions. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012 Oct;41(7):548-52.
35. Varshowsaz M, Goorang S, Ehsani S, Azizi Z, Rahimian S. Comparison of Tissue Density in Hounsfield Units in Computed Tomography and Cone Beam Computed Tomography. *J Dent (Tehran).* 2016 Mar;13(2):108-115.
36. Bechara B, McMahan CA, Moore WS, Noujeim M, Geha H, Teixeira FB. Contrast-to-noise ratio difference in small field of view cone beam computed tomography machines. *J Oral Sci.* 2012 Sep;54(3):227-32.
37. Alina O, Alina I, Szava D, Bogozzi B, Corsarca A. Practical Advantages of CBCT in the Surgical Treatment of Impacted Lower Third Molar. *Acta Medica Marisiensis* 2017;63(1):41-45. doi: 10.1515 / amma-2017-0006
38. Estrela C, Bueno MR, Leles CR, Azevedo B, Azevedo JR. Accuracy of cone beam computed tomography and panoramic and periapical radiography for detection of apical periodontitis. *J Endod.* 2008 Mar;34(3):273-9. doi: 10.1016/j.joen.2007.11.023.

39. Michetti J, Basarab A, Tran M, Diemer F, Kouamé D. Cone-Beam Computed Tomography contrast validation of an artificial periodontal phantom for use in endodontics. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2015;2015:7905-8. doi: 10.1109/EMBC.2015.7320225.
40. Kamburoglu K, Tsesis I, Kfir A, Kaffe I. Diagnosis of artificially induced external root resorption using conventional intraoral film radiography, CCD and PSP : an ex vivo study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008 Dec;106(6):885-91. doi: 10.1016/j.tripleo.2008.01.005.
41. Michel T. Evaluation de la qualité d'image de 3 appareil de tomographie volumique à faisceau conique petit champ en endodontie. Thèse Doctorat Chirurgie Dentaire. N° 2015-TOU3-3019
42. Haikal H, Mazlifa M, Nik Nur F, Khairul Bariah CA. Accuracy of CBCT as modality to identify the presence of secondary mesiobuccal root canal in the maxillary first molar. *Padjadjaran Journal of Dentistry* 2017;29(3):143-148.
43. Araki K, Okano T. The effect of surrounding conditions on pixel value of cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2013 Aug;24(8):862-5. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02373.x.
44. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishima M, Arijji E, Langlais RP. Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007 Dec;104(6):829-36.
45. Shelley AM, Brunton P, Horner K. Subjective image quality assessment of cross sectional imaging methods for the symphyseal region of the mandible prior to dental implant placement. *J Dent.* 2011 Nov;39(11):764-70. doi: 10.1016/j.jdent.2011.08.008.

46. Neves FS, Freitas DQ, Campos PS, Ekestubbe A, Loftbag-Hansen S. Evaluation of cone beam computed tomography in the diagnosis of vertical root fractures: The influence of imaging modes and root canal materials. *J Endod.* 2014 Oct;40(10):1530-6. doi: 10.1016/j.joen.2014.06.012.
47. de Molon RS, Batitucci RG, Spin-Neto R, Paquier GM, Sakakura CE, Tosoni MG, Seaf 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. *Dentomaxillofac Radiol.* 2013;42(9):20130235. doi: 10.1259/dmfr.20130235.
48. Kaloustian MK, Nehme W, El Hachem C, Zogheib C, Ghosn N, Michetti J, Naaman A, Diemer F. Evaluation of Two Shaping Systems and Two Ultrasonic Irrigation Devices in Removing Root Canal Filling Material from Mesial Roots of Mandibular Molars: A Micro CT Study. *Dent J (Basel).* 2019 Jan 2;7(1). pii: E2. doi: 10.3390/dj7010002.
49. Connert T, Judenhofer MS, Hülber-J M, Schell S, Mannheim JG, Pichler BJ, Löst C, ElAyouti A. Evaluation of the accuracy of nine electronic apex locators by using Micro-CT. *Int Endod J.* 2018 Feb;51(2):223-232. doi: 10.1111/iej.12814.
50. Van Dessel J, Nicolielo LF, Huang Y, Coudyzer W, Salmon B, Lambrichts I, Jacobs R. Accuracy and reliability of different conebeam computed tomography (CBCT) devices for structural analysis of alveolar bone in comparison with multislice CT and micro-CT. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10(1):95-105.
51. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann D, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol* 2011; 40: 265–73. doi: 10.1259/dmfr/30642039

LISTE DES FIGURES

Figure 1: Acquisition CBCT par rotation entre 180° et 360° [9]	13
Figure 2: Reconstruction virtuelle de l'anatomie interne de troisième molaires maxillaires. Anatomie variable allant de (A) 1 canal - 1 foramen à (H) 2 canaux principaux - 4 foramen. [5].....	19
Figure 3: Application de la couche desmodonte (vernis)	22
Figure 4 : Application de la couche lamina dura (plâtre de Paris)	22
Figure 5 : Modèle ex-vivo avec vertèbre de porc en postérieur.....	23
Figure 6 : Carestream 8300 (a) CBCT à vide ; (b) CBCT modèle ex-vivo en place.	25
Figure 6 : Carestream 8300 (a) CBCT à vide ; (b) CBCT modèle ex-vivo en place.	26
Figure 7 : Protocole MeVisLab® d'isolation d'une dent sur le volume CBCT initial contenant 6 dents. (exemple d'une molaire)	26
Figure 8 : Protocole MeVisLab® de recalage des volume cbctM et cbctMV (nuance de rouge) sur la base des volumes μ CT (nuance de gris)	27
Figure 9 : Positionnement des régions d'intérêt pour évaluation du CNR (a) masque zone dentine ; (b) masque zone canal	28
Figure 10 : Positionnement de la ligne pour calcul du coefficient de transition entre zone dentine et zone canal	30
Figure 11 : (a, c) Courbes des valeurs de niveau de gris : volume μ CT(a), volume cbctMV(c). (b, d)Segment descendant + droite de régression linéaire et équation de cette droite .	31
Figure 12 : Graphique des intervalles à 95% des valeurs de CNR pour chaque type de volume	33
Figure 13 : Graphique des intervalles à 95% des valeurs de pente pour chaque type de volume.....	35
Figure 14 : Fantôme synthétique, Disc 1 central avec insert de différentes densités en son centre (objet testé) ; Disc 2 pièce en PMMA utile à la dispersion du rayonnement ionisant (dégradation de l'image) [26].....	37
Figure 15 : Images cbctMV. De gauche à droite coupe frontale, sagittale, axiale.....	38
Figure 16 : Images de cas cliniques. De gauche à droite coupe frontale, sagittale, axiale. Haut : monoradiculée. Bas : pluriradiculée.....	39

Figure 17 : (A) schéma d'un insert à régions homogènes espacés à fréquence donnée ; (B) schéma d'une racine dentaire, (B1) réalité, (B2) à l'imagerie CBCT avec présence d'une zone floue..... 41

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Résultat des acquisitions de données CNR	p.32
Tableau 2 : valeurs des moyennes de coefficient directeur des droites de régression linéaire (pentes)	p.34

Validation d'un fantôme parodontal artificiel pour évaluer des techniques de segmentation endodontique dans des conditions cliniques.

RESUME

Introduction : Le développement de techniques de segmentation endodontique nécessite des études en condition in-vivo. Notre thèse porte sur la validation d'un fantôme parodontal artificiel fournissant des images équivalentes à des images cliniques.

Matériel et Méthode : 42 dents extraites ont été sélectionnées. Elles ont été préparées par application d'une couche desmodontale (vernis), d'une couche lamina dura (plâtre de Paris) puis introduites dans un modèle fait de sciure de bois, alginate et plâtre de Paris avec une vertèbre en postérieur. Une analyse comparative des modèles à des cas cliniques a été menée sur des critères de résolution en contraste et résolution spatiale.

Résultats : Les critères d'évaluation (CNR et coefficient de pente) ne mettent pas en évidence de différence significative entre cas cliniques et modèles étudiés. Ils mettent en évidence une différence significative entre modèles et μ CT (gold standard).

Conclusion : Le modèle conçu dans notre étude permet d'obtenir des images équivalentes aux images cliniques. D'autres études sont souhaitables afin de confirmer nos résultats et évaluer ce modèle sur d'autres critères.

TITRE EN ANGLAIS

Validation of a periodontal artificial phantom to assess endodontic segmentation techniques in clinical conditions.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE: Chirurgie Dentaire – Odontologie conservatrice 58-01

MOTS-CLES : Segmentation endodontique ; fantôme parodontal ; CBCT ; Qualité d'image

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR :

Université Toulouse III-Paul Sabatier - Faculté de chirurgie dentaire. 3, Chemin des Maraîchers 31062 Toulouse Cedex

DIRECTEUR DE THESE : Professeur DIEMER Franck

CO-DIRECTEUR DE THESE : Docteur MICHETTI Jérôme