

UNIVERSITE TOULOUSE III - PAUL SABATIER

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année : 2015

Thèse N° 2015-TOU3-3019

THESE

Pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par

TRAN Michel

Le 31 Mars 2015

EVALUATION DE LA QUALITE D'IMAGE DE TROIS APPAREILS DE TOMOGRAPHIE VOLUMIQUE A FAISCEAU CONIQUE PETIT CHAMP EN ENDODONTIE

Directeur de thèse : Docteur MICHETTI Jérôme

JURY

Président	Professeur NABET Cathy
Assesseur	Docteur DIEMER Franck
Assesseur	Docteur GURGEL-GEORGELIN Marie
Assesseur	Docteur MICHETTI Jérôme



UNIVERSITE TOULOUSE III - PAUL SABATIER
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année : 2015

Thèse N° 2015-TOU3-3019

THESE

Pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par

TRAN Michel

Le 31 Mars 2015

**EVALUATION DE LA QUALITE D'IMAGE DE TROIS
APPAREILS DE TOMOGRAPHIE VOLUMIQUE A
FAISCEAU CONIQUE PETIT CHAMP EN ENDODONTIE**

Directeur de thèse : Docteur MICHETTI Jérôme

JURY

Président	Professeur NABET Cathy
Assesseur	Docteur DIEMER Franck
Assesseur	Docteur GURGEL-GEORGELIN Marie
Assesseur	Docteur MICHETTI Jérôme



Faculté de Chirurgie Dentaire



➔ **DIRECTION**

ADMINISTRATEUR PROVISOIRE

Mr Hugues CHAP

ASSESEURS DU DOYEN

• **ENSEIGNANTS** :

Mr CHAMPION Jean

Mr HAMEL Olivier

Mr POMAR Philippe

• **PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE**

Mme GRIMOUD Anne-Marie

• **ÉTUDIANT** :

Mr HAURET-CLOS Mathieu

CHARGÉS DE MISSION

Mr PALOUDIER Gérard

Mr AUTHER Alain

RESPONSABLE ADMINISTRATIF

Mme MORICE Marie-Christine

➔ **HONORARIAT**

DOYENS HONORAIRES

Mr LAGARRIGUE Jean +

Mr LODTER Jean-Philippe

Mr PALOUDIER Gérard

Mr SOULET Henri

➔ **ÉMÉRITAT**

Mme GRÉGOIRE Geneviève

Mr PALOUDIER Gérard

➔ **PERSONNEL ENSEIGNANT**

56.01 PÉDODONTIE

Chef de la sous-section :

Professeur d'Université :

Maîtres de Conférences :

Assistants :

Chargés d'Enseignement :

Mr VAYSSE

Mme BAILLEUL-FORESTIER

Mme NOIRRIT-ESCLASSAN, Mr VAYSSE

Mme DARIES, Mr MARTY

Mr DOMINÉ

56.02 ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE

Chef de la sous-section :

Maîtres de Conférences :

Assistants :

Chargés d'Enseignement :

Mr BARON

Mr BARON, Mme LODTER, Mme MARCHAL-SIXOU, Mr ROTENBERG,

Mme GABAY-FARUCH, Mme OBACH-DEJEAN, Mme YAN-VERGNES

Mme MECHRAOUI, Mr MIQUEL

56.03 PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE

Chef de la sous-section :

Professeur d'Université :

Maître de Conférences :

Assistant :

Chargés d'Enseignement :

Mr HAMEL

Mme NABET, Mr PALOUDIER, Mr SIXOU

Mr HAMEL, Mr VERGNES

Mlle BARON

Mr DURAND, Mr PARAYRE

57.01 PARODONTOLOGIE***Chef de la sous-section :*** *Mr BARTHET*

Maîtres de Conférences : Mr BARTHET, Mme DALICIEUX-LAURENCIN

Assistants : Mr MOURGUES, Mme VINEL

Chargés d'Enseignement : Mr CALVO, Mr LAFFORGUE, Mr SANCIER

57.02 CHIRURGIE BUCCALE, PATHOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE, ANESTHÉSIOLOGIE ET RÉANIMATION***Chef de la sous-section :*** *Mr CAMPAN*

Professeur d'Université : Mr DURAN

Maîtres de Conférences : Mr CAMPAN, Mr COURTOIS, Mme COUSTY

Assistants : Mme BOULANGER, Mme CROS, Mr EL KESRI

Chargés d'Enseignement : Mr FAUXPOINT, Mr L'HOMME, Mme LABADIE

57.03 SCIENCES BIOLOGIQUES (BIOCHIMIE, IMMUNOLOGIE, HISTOLOGIE, EMBRYOLOGIE, GÉNÉTIQUE, ANATOMIE PATHOLOGIQUE, BACTÉRIOLOGIE, PHARMACOLOGIE)***Chef de la sous-section :*** *Mr KEMOUN*

Professeurs d'Université : Mme DUFFAUT

Maîtres de Conférences : Mme GRIMOUD, Mr KEMOUN, Mr POULET

Assistants : Mr BARRAGUÉ, Mme DUBOSC, Mme PESUDO, Mme SOUBIELLE

Chargés d'Enseignement : Mr BLASCO-BAQUE, Mr SIGNAT, Mme VALERA

58.01 ODONTOLOGIE CONSERVATRICE, ENDODONTIE***Chef de la sous-section :*** *Mr GUIGNES*

Maîtres de Conférences : Mr DIEMER, Mr GUIGNES, Mme GURGEL-GEORGELIN, Mme MARET-COMTESSE

Assistants : Mr ARCAUTE, Mr BONIN, Mr BUORO, Mme DEDIEU, Mme DUEYMES, Mr MICHETTI

Chargés d'Enseignement : Mr BALGUERIE, Mr ELBEZE, Mr MALLET

58.02 PROTHÈSES (PROTHÈSE CONJOINTE, PROTHÈSE ADJOINTE PARTIELLE, PROTHÈSE COMPLÈTE, PROTHÈSE MAXILLO-FACIALE)***Chef de la sous-section :*** *Mr CHAMPION*

Professeurs d'Université : Mr ARMAND, Mr POMAR

Maîtres de Conférences : Mr BLANDIN, Mr CHAMPION, Mr ESCLASSAN, Mme VIGARIOS

Assistants : Mr CHABRERON, Mr GALIBOURG, Mr HOBEILAH, Mr KNAFO, Mme SELVA

Chargés d'Enseignement : Mr BOGHANIM, Mr DESTRUHAUT, Mr FLORENTIN, Mr FOLCH, Mr GHRENASSIA, Mme LACOSTE-FERRE, Mr POGÉANT, Mr RAYNALDY, Mr GINESTE

58.03 SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES, OCCLUSODONTIQUES, BIOMATÉRIAUX, BIOPHYSIQUE, RADIOLOGIE***Chef de la sous-section :*** *Mme JONJOT*

Professeur d'Université : Mme GRÉGOIRE

Maîtres de Conférences : Mme JONJOT, Mr NASR

Assistants : Mr CANIVET, Mme GARNIER, Mr MONSARRAT

Chargés d'Enseignement : Mr AHMED, Mme BAYLE-DELANNÉE, Mr ETIENNE, Mme MAGNE, Mr TREIL, Mr VERGÉ

*L'université Paul Sabatier déclare n'être pas responsable des opinions émises par les candidats.
(Délibération en date du 12 Mai 1891).*

Mise à jour au 1^{er} janvier 2015

Remerciements

- **A mes parents**, pour votre courage, vos valeurs, votre force et tout l'amour dont vous avez fait preuve pour nous élever sans que l'on ne manque de rien. Je vous dédie ce travail.
- **A ma petite sœur et mon grand frère**, pour tous ces moments de complicité et ce lien très fort qui nous unit depuis notre plus petite enfance jusqu'à aujourd'hui et pour nous avoir montré la voie, Eric.
- **A Anna**, ma chère et tendre, depuis ce week-end d'intégration, nous vivons plus de cinq ans d'amour et de bonheur. Tant de moments vécus ensemble, tant d'autres à venir, que cela ne s'arrête jamais. Une nouvelle vie nous attend à Clermont-Ferrand avec son lot de nouveaux projets.
- **A Maud et Guillaume**, pour rendre heureux ma sœur et mon frère, pour tous ces moments en famille passés le plus souvent autour d'un bon repas et d'un plateau de jeu.
- **A la famille Tardieu-Duffaut**, pour votre accueil chaleureux dans votre famille, entre repas, moto, déménagement, vous avez toujours été présents et bienveillants.
- **A Olivier**, mon fidèle acolyte, pour tout ce que l'on a traversé ensemble (ces fameuses techniques histologiques de P1, cette twingo, ces soirées endiablées, ces deux années de colocation dans les paillettes et le luxe, ces moments de partage, de délires et de rires), que cela continue malgré l'éloignement. La distance ne peut avoir raison de nous deux...
- **A ma binôme Nausicaa**, pour ce destin, qui a fait de nous ce binôme de feu, pour ta gentillesse, ta disponibilité, ton efficacité, ton humour. Pour tout ça, je suis ravi d'avoir fait équipe avec toi.
- **A Dien**, déjà sept ans qu'on se connaît, sept ans de douleur. Malgré ça, je te remercie de m'avoir fait rire tout au long de ces années (mèches bleues, moufle, lunettes à branche unique...) et m'avoir hébergé tant de fois (sauf quand tu perds ta veste et tes clés...).
- **A Sophia**, pour avoir été ma partenaire de thèse, pour toutes les horreurs que tu peux dire et porter.
- **A Clément et Théo**, Kemer et son Ginto' nous a rapprochés et je le regrette amèrement.
- **A Charles**, je suis ravi que l'Hôtel Dieu ait pu nous lier ainsi. Je te souhaite plein de bonheur avec Valérie.
- **A Julie et Vincent**, merci d'avoir toujours été là, je vous estime beaucoup, soyez à la hauteur des défis de la vie.
- **A tous les ami(e)s de promotion**, Julie, Laure, Laura, Mélodie, Clémence, Lucie, Vincent, Laura, Jean, (Maxime), merci pour ces soirées, cette kemeriade inoubliable et pour toutes les manifestations d'affection que nous exprimons à chacune de nos rencontres. Merci Gabriel pour m'avoir éclairé sur les statistiques.
- **A mes amis connus pendant mes études**, Clément, Valentine, Sébastien et Thaïna, pour les rencontres qui m'ont permis de vous connaître et de vous compter parmi mes plus grands amis.
- **A mes amis du lycée**, Claire, Maxime, Leslie, Maxime, Antoine, Renaud et Pierre, pour ces retrouvailles annuelles, pour ce lien d'amitié qui nous unit fermement.
- **A ma famille et amis que je n'ai pas cités.**
- **Aux personnes disparues ces dernières années**, j'ai une énorme pensée pour vous.
- **Aux personnes qui m'ont permis de réaliser cette étude**, le Dr Eric Balguérie, le Dr Daniel Lagard et le Dr Jacques Treil pour m'avoir donné l'accès à leur système d'imagerie, Simon Thubert du groupe Novadent et Christophe Dorian du groupe Actéon pour m'avoir pleinement renseigné sur leurs CBCT.

À notre présidente de jury de thèse,

Madame le professeur NABET Cathy,

- Professeur des Universités, Praticien hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Diplôme d'Etudes Approfondies de Santé Publique – Epidémiologie
- Docteur de l'Université Paris XI,
- Habilitation à Diriger des Recherches (HDR),
- Lauréate de la Faculté de Médecine,
- Lauréate de l'Université Paul Sabatier,
- Lauréate de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire,

Nous vous sommes reconnaissants d'avoir spontanément accepté la présidence de notre jury de thèse. Nous vous remercions pour tout ce que vous avez pu nous apporter et transmettre au cours de nos études aussi bien à la faculté qu'en clinique. Soyez assurée de notre gratitude et de notre plus grande estime.

À notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur DIEMER Franck,

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- 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,
- Habilitation à diriger des recherches (H.D.R.),
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier,

Nous vous sommes reconnaissants de votre présence dans ce jury de thèse. Nous sommes honorés d'avoir pu profiter de vos enseignements théoriques et cliniques. Merci de nous avoir fait partager votre connaissance et votre passion pour l'endodontie. Soyez assuré de notre plus grand respect et de notre plus grande gratitude.

À notre jury de thèse,

Madame le Docteur GURGEL-GEORGELIN Marie,

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Doctorat d'Université – Université d'Auvergne-Clermont I,
- Ancienne Interne des Hôpitaux,
- D.E.A. MASS Lyon III,
- Maîtrise des Sciences Biologiques et Médicales,

Nous vous sommes reconnaissants d'avoir accepté de siéger à ce jury. Nous réalisons la chance que nous avons eu de recevoir votre enseignement à la faculté et vos lumières en clinique. Nous vous remercions pour votre participation à ce travail, pour votre bonne humeur, disponibilité et gentillesse. Veuillez trouver ici le témoignage de mon plus grand respect.

À notre directeur de thèse,

Monsieur le Docteur MICHETTI Jérôme,

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

Nous vous sommes reconnaissants d'avoir accepté de diriger ce travail et de nous avoir si précieusement aiguillés. Nous vous remercions de nous avoir tant appris au cours de l'optionnel endodontie et de nous avoir permis de découvrir ce sujet de thèse. Veuillez trouver ici le témoignage de notre admiration et de notre plus grande reconnaissance.

TABLE DES MATIÈRES

Introduction	12
I. Endodontie et tomographie volumique à faisceau conique	13
I.1. Endodontie et radiographie	13
I.2. Intérêts du CBCT en endodontie	14
I.2.1. Recherche de canaux surnuméraires	16
I.2.2. Evaluation péri-apicale pré-chirurgicale	17
I.2.3. Recherche de lésions inflammatoires péri-apicales d'origine endodontique (LIPOE)	18
I.2.4. Recherche de résorptions ou de fractures radiculaires	19
I.3. Choix d'un appareil CBCT en endodontie	21
II. Qualité d'image	22
II.1. Définition	22
II.2. Relation entre critères de qualité d'image	24
II.3. Relation entre qualité d'image et dose d'irradiation	26
II.4. CBCT et qualité d'image	27
II.5. Méthodes d'évaluation	29
II.5.1. Types de données	29
II.5.2. Types d'évaluation	30
III. Problématique de la recherche	34
IV. Matériel et méthode	35
IV.1. Sélection des dents	35
IV.2. Modèle ex-vivo	35
IV.2.1. Cahier des charges	35
IV.2.2. Protocole de fabrication	36
IV.2.2.1. Coulée de la zone homogène	36
IV.2.2.2. Préparation des dents	36
IV.2.2.3. Réalisation des équivalents de résorption d'origine externe (ROE), de desmodonte et de lésion inflammatoire péri-apicale d'origine endodontique (LIPOE)	36
IV.2.2.4. Mise en place de l'équivalent de lamina dura	37

IV.2.2.5. Coulée du simulateur d'os trabéculé	37
IV.2.2.6. Mise en place des dents et du témoin de plâtre	37
IV.2.2.7. Application de l'équivalent d'os cortical	37
IV.2.2.8. Application du simulateur de tissus mous	38
IV.3. Acquisitions 3D	38
IV.4. Evaluation objective	40
IV.4.1. Traitement d'image	40
IV.4.2. Mesure du bruit sur deux régions homogènes	40
IV.4.3. Calcul du Contrast to Noise Ratio (CNR)	42
IV.5. Evaluation subjective	43
V. Résultats	44
V.1. Evaluation objective	44
V.1.1. Valeurs du bruit sur les régions homogènes	44
V.1.2. Valeur du CNR	45
V.2. Evaluation subjective	46
VI. Discussion	49
Conclusion	58
Annexes	59
Bibliographie	60

Introduction

Depuis l'introduction du Cone Beam Computed Tomography (CBCT) dans le domaine de la radiologie dento-maxillo-faciale, le principe de cette technologie n'a pas changé. En revanche le nombre de fabricants et d'appareils a considérablement augmenté. En regard des caractéristiques et des configurations techniques possibles, il apparaît intéressant de pouvoir comparer les appareils entre eux, certains pouvant être plus performants que d'autres en fonction du but médical recherché.

La qualité d'image est une notion globale prenant en compte la résolution spatiale, le contraste et le bruit de l'image. Son évaluation pour comparer les performances de différents appareils ou protocoles d'acquisition peut être objective et tenir compte de critères physiques de l'image. Mais elle peut aussi être subjective et reposer sur des critères anatomiques et diagnostiques. Les supports utilisés pour ces études sont variés. Outre les études sur cas cliniques, nous retrouvons également des études basées sur des modèles *ex-vivo* commerciaux ou sur des modèles spécialement conçus en fonction du but recherché.

Dans le but de comparer la qualité d'image à la fois objectivement et subjectivement de trois appareils CBCT, nous avons réalisé un fantôme, selon un protocole reproductible, associant critères des anatomiques et diagnostiques spécifiques à l'endodontie et des critères techniques.

I. Endodontie et tomographie volumique à faisceau conique

I.1. Endodontie et radiographie

L'endodontie est la discipline odontologique qui concerne la prévention, le diagnostic, le traitement et le suivi des maladies de la pulpe et du péri-apex. Son objectif est la conservation sur l'arcade des dents atteintes par ces pathologies, après leur avoir redonné préalablement un état de santé biologiquement, cliniquement et radiologiquement contrôlable ainsi qu'une fonction normale. Son champ d'action s'étale du diagnostic au suivi de la pathologie, en passant par le traitement endodontique. Chaque étape peut faire intervenir les systèmes d'imagerie médicale [1].

Parmi les systèmes de radiographie conventionnelle à notre disposition, la *radiographie rétro-alvéolaire* permet une visualisation localisée des structures anatomiques dentaires. Cette technique présente une haute résolution spatiale puisqu'elle peut dépasser 20 paires de lignes par millimètre (pl/mm) [2, 3]. Ce cliché de radiologie est très répandu dans l'omnipratique quotidienne. Cependant, il s'agit d'une représentation 2D de structures anatomiques tridimensionnelles, ce qui garde un intérêt dans le sens mésio-distal, mais peu dans le sens vestibulo-lingual/palatin [4]. La distorsion de l'image (fonction de l'angulation des rayons X) et la superposition des structures anatomiques représentent les inconvénients majeurs de la radiographie rétro-alvéolaire [5].

L'*orthopantomogramme*, ou radiographie panoramique, est un examen extra-oral simple et rapide permettant d'obtenir une représentation globale des arcades dentaires et des maxillaires pour une dose d'irradiation relativement faible [6, 7, 8]. Cet examen complémentaire reste également un examen en 2D et semble présenter un intérêt limité dans le domaine endodontique [9].

En odontologie, l'apport de la 3^{ème} dimension en radiographie est permise par l'imagerie tomodensitométrique, représentée notamment par le *scanner (ou computed tomography (CT))*. Le volume à explorer est étudié coupe par coupe. Ce n'est que secondairement qu'il est reconstruit sous forme de volume informatique. Le scanner médical conventionnel présente l'avantage d'avoir une bonne résolution en densité, ce qui lui permet de distinguer plus efficacement des tissus de radio-densités différentes (indiqué pour les tissus mous) [10]. Il s'agit cependant d'une technique très irradiante dont la résolution spatiale, bien que progressant considérablement, reste limitée pour l'endodontie.

Depuis peu, la *tomographie volumique à faisceau conique* ou *cone beam computed tomography (CBCT)* est en train de remplacer le scanner (CT). Elle présente un intérêt certain dans la pratique de la médecine dentaire et particulièrement en endodontie. Cette technique d'imagerie numérisée permet l'exploration de la sphère maxillo-faciale ou une exploration complète ou limitée des structures maxillo-mandibulaires et dento-alvéolaires [11].



Figure 1 : Planmeca Promax 3Ds (à gauche), Carestream CS 9300 (au milieu) et Acteon WhiteFox (à droite)

Elle permet l'acquisition d'images 3D lors d'une unique rotation du système autour de la tête du patient et offre une variété importante de reconstructions utiles pour étudier du volume à explorer (Figure 1). Cette acquisition volumique, notamment en petit champ de vue, présente l'avantage d'avoir une meilleure résolution spatiale que celle des scanners [3], en plus d'une dose d'irradiation moindre [11].

I.2. Intérêts du CBCT en endodontie

En endodontie, l'exploration radiologique fait pleinement partie du diagnostic, du traitement endodontique et du suivi.

Les morphologies radiculaires et canalaire des dents présentent de grandes variabilités. Or il est primordial de traiter la totalité du réseau canalaire radiculaire lors de l'acte endodontique (préparation et obturation canalaire) dans le but de réduire le plus possible le risque d'échec thérapeutique.

Il existe plusieurs régions dans lesquelles l'endodonte peut être à proximité de structures anatomiques importantes.

Dans les régions maxillaires postérieures, il est fréquent de trouver une proximité des racines dentaires avec le *plancher sinusien*, se traduisant ainsi sur les clichés rétro-alvéolaires ou panoramiques, par une superposition des structures et une baisse des capacités diagnostiques.

Le *nerf alvéolaire inférieur* et le *canal mandibulaire* peuvent dans certains cas se superposer aux apex dentaires des molaires mandibulaires sur de la radiographie 2D et gêner alors la préparation d'une chirurgie ou d'un traitement endodontique.

Il en est de même pour la région du *foramen mentonnier*. Situé sur la face extérieure du corps de la mandibule, au niveau des prémolaires, il laisse passer le nerf mentonnier qui est une branche terminale purement sensorielle du nerf alvéolaire inférieur. L'emplacement du foramen mentonnier par rapport aux dents adjacentes et la présence de foramina accessoires sont des éléments cliniques d'une grande importance (Figure 2).

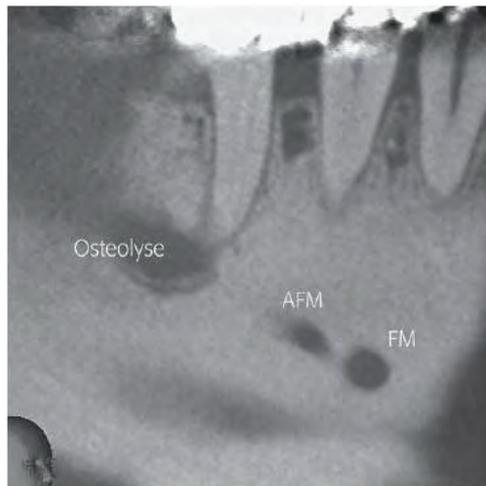


Figure 2 : Coupe sagittale CBCT montrant un foramen mentonnier accessoire (AFM) en position postérieure par rapport au foramen mentonnier (FM) [12]

La mise en évidence radiologique pré-opératoire et la préservation du nerf mentonnier sont indispensables, sous peine d'entraîner des pertes sensorielles au niveau de la lèvre inférieure et du menton [12].

C'est pourquoi, l'étude 3D d'un volume d'intérêt limité présente de grandes perspectives dans cette discipline.

Selon le rapport de la Haute Autorité de Santé (HAS), la qualité de l'image est difficile à définir et à quantifier car son estimation reste principalement subjective. Le CBCT semble avoir 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 [11]. La résolution spatiale de l'image dépend de la taille du champ de vue utilisé. En général, plus le volume d'irradiation est petit, plus la résolution spatiale de l'image est fine et adaptée à l'endodontie [13]. Selon Brüllmann, la résolution spatiale du CBCT varie de 0,6 à 2,8pl/mm [14]. Malgré une résolution spatiale faible comparée à celles de la rétro-alvéolaire (20pl/mm) et de l'orthopantomogramme (environ 5pl/mm) [15], l'apport

d'informations 3D, la résolution spatiale relativement supérieure et la dose d'irradiation significativement inférieure au scanner, font du CBCT une technique de choix dans la gestion de cas nécessitant localisation et détermination de canaux radiculaires [16].

Le CBCT montre son intérêt quand les informations recueillies par la clinique et la radiologie conventionnelle ne sont pas suffisantes pour établir un diagnostic [11]. Tyndall et al. ont montré que le CBCT était supérieur à la radiographie conventionnelle 2D dans presque tous les usages de l'imagerie en endodontie [17]. L'utilisation d'une image tridimensionnelle est ainsi recommandée depuis 2009 par la HAS pour plusieurs indications [11] :

- la *recherche* et la *localisation* d'un *canal radiculaire supplémentaire* ;
- le *bilan péri-apical pré-chirurgical*, surtout dans la région maxillaire postérieure ou dans la région du foramen mentonnier ;
- le *bilan d'une pathologie radiculaire* (de type fracture, résorption) et/ou *péri-apicale*.

I.2.1. Recherche de canaux surnuméraires

La radiographie conventionnelle peut atteindre ses limites dans la détermination du nombre de canaux d'une dent. Le manque d'identification et de traitement des canaux accessoires d'une dent peut influencer négativement le pronostic de la thérapeutique endodontique [18]. L'apport de la 3D est un atout majeur du CBCT dans l'étude de l'anatomie canalaire radiculaire car il évite la superposition des structures anatomiques présentes hors de la région d'intérêt [3] et la distorsion de l'image qui sont des inconvénients majeurs de la radiographie 2D [5].

Les molaires maxillaires sont particulièrement concernées car le canal mésio-vestibulaire présente une variabilité morphologique importante. La classification de Weine distingue ainsi quatre conformations différentes du canal mésio-vestibulaire des molaires maxillaires [19] :

- Type I, un simple canal de la chambre pulpaire à l'apex ;
- Type II, deux canaux partant de la chambre pulpaire et fusionnant en un seul canal proche de l'apex ;
- Type III, deux canaux distincts et séparés de la chambre pulpaire jusqu'à l'apex ;
- Type IV, un seul canal partant de la chambre pulpaire et se divisant en deux canaux distincts.

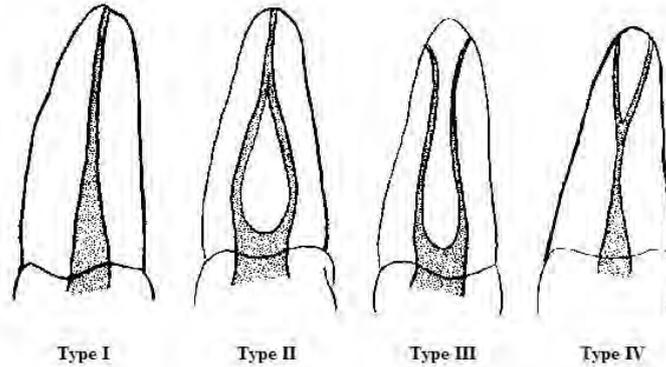


Figure 3 : Classification des conformations du canal mésio-vestibulaire de Weine [19]

Selon Degerness et al, l'étude et la maîtrise de l'anatomie canalaire radicaire des molaires maxillaires sont des piliers de l'amélioration du pronostic du traitement endodontique [20]. Le CBCT présenterait une meilleure efficacité dans la détection des canaux mésio-vestibulaires secondaires (MV2) [21], par rapport aux autres systèmes de radiographie conventionnelle et à la coupe histologique, considérée comme le gold standard dans ce domaine [22]. Weine et al. ont montré dans leur étude que 51,5% des premières molaires maxillaires présentaient un MV2 et expliquaient qu'il était souvent difficile de détecter la présence de ces canaux avec les radiographies rétro-alvéolaires, constituant ainsi une possible cause d'échecs thérapeutiques inexplicables [23]. Vizzotto et al. attribuent au CBCT une meilleure sensibilité (identifier correctement la présence d'un critère) et une meilleure spécificité (identifier correctement l'absence d'un critère) que la radiographie rétro-alvéolaire [24]. Selon Hosoya et al, cette technologie d'imagerie 3D semble être un outil plus efficace que la rétro-alvéolaire et la recherche clinique des entrées canalaire dans la détection de MV2 [25].

I.2.2. Evaluation péri-apicale pré-chirurgicale [26]

L'imagerie CBCT est recommandée dans la littérature pour la programmation de chirurgie péri-apicale [27, 28]. Le plus gros avantage du CBCT en endodontie est qu'il permet la représentation des différentes structures anatomiques de la région d'intérêt dans l'espace, ce dont ne sont pas capables la rétro-alvéolaire et l'orthopantomogramme. Les relations entre les apex radiculaires et les structures anatomiques importantes voisines, comme le nerf mandibulaire, le sinus maxillaire ou le foramen mentonnier, peuvent être identifiées et étudiées dans le plan choisi par le praticien [29].

Selon Rigolone et al, le CBCT jouerait un rôle important dans la préparation de la microchirurgie péri-apicale de la racine palatine des premières molaires maxillaires. La présence ou absence du sinus maxillaire entre les racines dentaires pourrait être déterminée, ainsi que la distance séparant l'apex de la racine palatine de l'os cortical [27].

En sélectionnant les coupes et les vues appropriées, l'épaisseur de la corticale, le type d'os alvéolaire, les fenestrations, et l'inclinaison des racines peuvent aussi être précisément déterminés (pré-opératoirement) [30]. La morphologie radiculaire et alvéolaire est objectivable, ainsi que le nombre de canaux radiculaires et leur convergence.

Les résultats d'une étude sur la proximité entre canal mandibulaire et apex des molaires mandibulaires ont révélé que le CBCT semblait être un moyen précis et non-invasif de détermination de la position du canal mandibulaire et que la variabilité de sa localisation entre chaque patient montrait la nécessité du CBCT pour étudier cette proximité avant d'entamer tout traitement invasif dans la région [31].

I.2.3. Recherche de lésions inflammatoires péri-apicales d'origine endodontique

La *lésion inflammatoire péri-apicale d'origine endodontique* (LIPOE) peut survenir suite à une atteinte de la pulpe dentaire (atteinte carieuse) ou à un échec thérapeutique (obturation incomplète du réseau canalaire radiculaire, par exemple un MV2 non ou insuffisamment obturé). Elle se définit radiologiquement comme une radio-clarté péri-apicale dont le diamètre dépasse au moins deux fois la largeur de l'espace ligamentaire [32, 33, 34].

Elle peut être détectée par une radiographie rétro-alvéolaire, mais son absence à la visualisation du cliché n'exclut pas nécessairement sa présence clinique. En effet, l'os cortical peut, par la superposition des structures, masquer la présence d'une LIPOE (Figure 4) [26].



Figure 4 : (a) Rétro-alvéolaire montrant une situation péri-apicale normale sur les incisives centrales, (b) Coupe sagittale révélant une radio-clarté péri-apicale (flèche jaune) [26]

Le CBCT présente un intérêt lorsque la radiologie conventionnelle 2D arrive à ses limites lors d'un bilan péri-apical [35]. De nombreuses études ont montré que le CBCT apparaissait comme un outil fiable dans la détection de lésions péri-apicales, aussi bien en termes de sensibilité [33, 36] que de spécificité [5, 33, 37]. La racine à l'origine de la lésion, les canaux non identifiés (et non traités) sur les rétro-alvéolaires, la taille réelle, la localisation et l'étendue de la LIPOE peuvent être déterminés à l'aide du CBCT et de la 3D qu'il procure. Il est par contre plus difficile de remplir cette tâche avec la radiographie rétro-alvéolaire [32, 33].

Le CBCT apparaît également utile dans le suivi de guérison d'une LIPOE suite à un traitement endodontique. En effet, le taux de guérison des dents traitées, contrôlées par le CBCT apparaît plus faible que celui obtenu par la radiographie rétro-alvéolaire [35]. Ce taux peut être jusqu'à 14 fois inférieur [38].

I.2.4. Recherche de résorptions ou de fractures radiculaires

La *résorption d'origine externe* (ROE) peut toucher la surface radiculaire de n'importe quelle dent. Elle est généralement asymptomatique et sa découverte est généralement fortuite lors d'un contrôle radiographique rétro-alvéolaire. Le CBCT intervient lorsque les informations cliniques et radiologiques sont insuffisantes pour poser le diagnostic de résorption d'origine externe [11].

Patel et al. ont étudié en 2007 l'utilisation du CBCT dans la gestion de résorptions cervicales externes. Le CBCT apporte sa contribution en déterminant la profondeur ou étendue de la lésion, ce dont n'est pas capable la radiographie rétro-alvéolaire [39].

A l'aide du CBCT, les praticiens adoptent le traitement approprié à la résorption, dans 80% des cas, contre 60% pour la radiographie rétro-alvéolaire [40].

Le CBCT semble donc être un moyen fiable, valide et sûr dans la détection de résorptions inflammatoires radiculaires externes [41, 42, 43], puisque sa précision apparaît supérieure à celle des radiographies rétro-alvéolaires [43, 44].

La *résorption d'origine interne* peut toucher n'importe quelle dent. Elle est caractérisée par une perte dentinaire, cémentaire voire osseuse, par l'action de cellules clastiques. Elle est généralement asymptomatique et découverte lors d'examen bucco-dentaire par un contrôle radiologique. La rétro-alvéolaire révèle alors une cavité de résorption plus ou moins avancée, centrée sur la chambre pulpaire ou le canal radiculaire. La réalisation de plusieurs clichés rétro-alvéolaires aux angles d'incidence différents permet de distinguer une résorption externe d'une résorption interne, laquelle reste centrée sur la chambre pulpaire ou le canal quelque soit le cliché.

L'utilisation du CBCT dans la détection d'une résorption d'origine interne tient son intérêt de la 3D. Le CBCT disposerait d'une meilleure précision diagnostique et permettrait une meilleure gestion des résorptions radiculaires, comparé à la radiographie rétro-alvéolaire [40]. Il fournit des informations primordiales comme :

- la localisation, la taille et la forme de la lésion,
- la présence de perforation(s) radiculaire(s),
- l'épaisseur des parois dentinaires restantes,
- la présence d'une lésion osseuse apicale,
- la localisation de structures anatomiques importantes (sinus maxillaire, foramen mentonnier, nerf mandibulaire) [45].

Selon Estrela et al, les différentes coupes obtenues par le CBCT permettraient d'apprécier la taille et la localisation de la lésion avec une haute sensibilité et une excellente spécificité [42].

La *fracture verticale radiculaire* survient fréquemment sur les prémolaires, et généralement sur des dents traitées endodontiquement. En effet, la préparation mécanique coronaire (aménagement de la voie d'accès), radiculaire (mise en forme canalaire) et la technique d'obturation canalaire (condensation latérale) contribuent fortement à l'apparition de fracture verticale radiculaire. La fracture verticale radiculaire ne présente pas de symptôme spécifique, représentant ainsi une difficulté dans le diagnostic et le traitement de celle-ci. Il est parfois difficile de distinguer une fracture verticale radiculaire d'un échec endodontique ou d'une dent présentant une atteinte parodontale concomitante. Le traitement de ces trois atteintes étant différent, il est intéressant de pouvoir les distinguer précocement et avec précision.

Un trait de fracture peut passer inaperçu à la radiographie rétro-alvéolaire dans les cas où :

- il y a superposition avec un canal radiculaire ou des structures anatomiques radio-opaques,
- le faisceau de rayons X n'est pas parallèle à l'orientation du trait de fracture (difficulté de détection pour une orientation vestibulo-linguale),
- la localisation de la fracture exclut l'utilisation de la rétro-alvéolaire (ex : orientation mésio-vestibulaire sur la racine palatine d'une molaire maxillaire) [46].

Lors d'une suspicion de fracture radiculaire verticale, il est conseillé de réaliser une série de trois clichés rétro-alvéolaires sous différentes angulations (mésiale, orthogonale, distale) pour augmenter les probabilités de détection [46]. Mais si les clichés rétro-alvéolaires n'ont pas pu mettre en évidence un trait de fracture, le praticien peut avoir recours à l'imagerie 3D. Le CBCT permet une détection et un traitement précoces de la fracture verticale radiculaire. Cela permet d'éviter l'inconfort et la frustration ressentis par le patient, un traitement endodontique inapproprié et l'atteinte de l'os alvéolaire soutenant la dent (meilleur pronostic pour un traitement implantaire) [47]. Le CBCT a été utilisé avec succès dans la détection précoce de fractures verticales radiculaires sur dents traitées et

non traitées endodontiquement dans de récentes études. Il est plus sensible et plus précis dans la détection de celles-ci par rapport à la radiographie conventionnelle [48, 49, 50, 51]. Selon Edlund et al, son utilisation pour la détection de fracture verticale radiculaire montrerait une sensibilité et une spécificité relativement élevées [51].

Toutefois, il est important de noter que les traits de fracture fins peuvent ne pas être visualisables sur le cliché cone-beam, mais la perte verticale d'os alvéolaire qui en découle devrait être observée sur une ou plusieurs coupes [52].

I.3. Choix d'un appareil CBCT en endodontie

La tomographie volumique à faisceau conique ne constitue pas un examen systématique en endodontie. Il doit être justifié [11]. Le principe ALARA (As Low As Reasonably Achievable) [53] préconise une dose d'irradiation limitée la plus petite nécessaire et suffisante pour le diagnostic recherché. Cela implique le choix d'un système radiologique optimal et adapté au but médical en question.

En endodontie, la plupart des clichés CBCT sont pratiqués en *petit champ*, car la région d'intérêt nécessitant l'examen tridimensionnel est généralement réduite. Elle se limite la plupart du temps à quelques dents et aux structures anatomiques voisines. Le choix d'un petit champ de vue offre plusieurs avantages en endodontie. Premièrement, cela permet l'obtention d'images de haute résolution avec une dose d'irradiation relativement basse (réduction de l'irradiation des structures hors de la région d'intérêt). Deuxièmement, le volume d'acquisition étant réduit, l'image peut être visualisée après un temps de reconstruction inférieur à celui des grands champs de vue. Troisièmement, un champ de vue limité réduit le volume examiné, dont le praticien porte la responsabilité d'interprétation [54].

La résolution spatiale doit être adaptée au but recherché et doit correspondre à un compromis idéal entre performance diagnostique (recherche de ROE, de LIPOE et de MV2) et dose d'irradiation délivrée au patient [41, 55, 56]. La LIPOE est définie radiologiquement comme une radio-clarté atteignant au moins deux fois la largeur desmodontale [32, 33, 34]. Selon Coolidge et Schroeder, la largeur desmodontale physiologique varie entre 0,1 et 0,3mm [57, 58]. Il semble justifié que la résolution spatiale optimale des systèmes CBCT utilisés en endodontie, n'excède pas la largeur moyenne de l'espace ligamentaire (0,2mm) [59].

II. Qualité d'image

II.1. Définition

La qualité d'image est une notion indiquant le degré de visibilité d'une information pertinente dans une image. Elle est définie comme la capacité d'enregistrer chaque point d'un objet et de les restituer le plus fidèlement possible dans l'image [60]. La totalité des éléments de la chaîne de production de l'image peuvent être impliqués dans la qualité finale du cliché. La qualité résulte d'un compromis entre d'un côté la puissance et l'intensité du rayonnement X; et de l'autre côté la finesse recherchée de l'image et la rapidité de l'examen radiographique [61]. On la décrit par trois principaux critères, que sont le contraste, le bruit et la résolution spatiale.

Le *contraste* est la propriété de l'image qui quantifie la différence de signal entre deux régions homogènes adjacentes de l'image; il constitue la base informative de l'image radiologique. La qualité d'image et la pertinence du diagnostic sont liées au contraste. Il dépend du coefficient d'atténuation linéaire, du processus physique (rayons X) et de l'énergie des photons incidents, de l'épaisseur de l'objet traversé (contraste de l'objet), de la capacité du détecteur à convertir les différences de fluence dans le faisceau en différences de densités optiques ou d'amplitude de signal (contraste du détecteur) et du dispositif de visualisation (contraste de visualisation). Le contraste est majoré en diminuant les kilovolts et en augmentant les milliampères [61].

Le *bruit* correspond à des fluctuations indésirables dans l'intensité du signal. En effet, lorsqu'une région uniforme est irradiée par un faisceau homogène de photons, il est possible d'observer des différences de valeur de densité optique pour différentes positions de cette même région. On le décrit comme une incertitude ou imprécision avec laquelle le signal est enregistré et correspond à l'écart-type (ou variance) des mesures du signal dans une région homogène. Une image enregistrée avec un milliampérage élevé (grand nombre de photons) se révélera très précise et peu bruitée. En effet, le nombre de photons par unité de surface (voxel) augmente avec l'augmentation du milliampérage, ce qui améliore la qualité de l'image. A contrario, une image enregistrée avec un milliampérage bas (nombre réduit de photons) présentera un niveau élevé d'incertitude et de bruit [60].

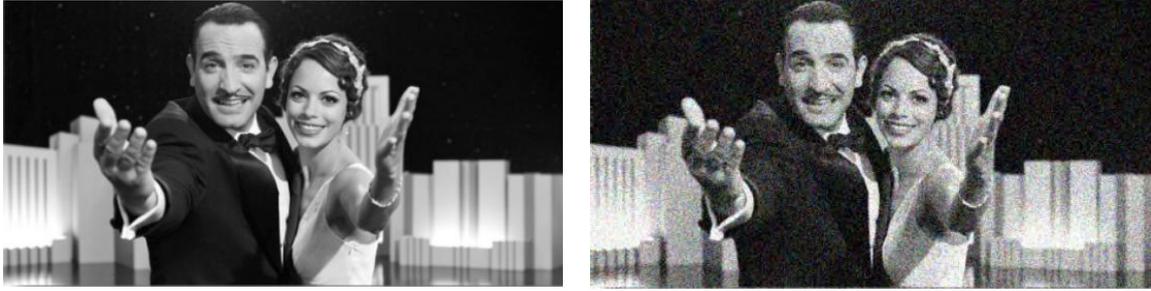


Figure 5 : Image peu bruitée à gauche et bruitée à droite [60]

Le bruit dégrade la qualité de l'image car ces fluctuations indésirables du signal peuvent masquer de réelles fluctuations de signal [62]. On le compare souvent à l'intensité du signal mesuré. En effet, le rapport signal sur bruit est un indicateur de la transmission d'une information et est corrélé à la qualité d'une image. Deux types de bruit existent : le bruit quantique lié à la nature statistique du faisceau de rayons X et au processus d'atténuation du faisceau par les structures traversées; et le bruit structuré provenant du détecteur et de la numérisation [60].

La *résolution spatiale* correspond à la plus petite distance pour laquelle deux objets restent distingués séparément. On l'assimile à la précision de l'image. La résolution spatiale est fonction du champ de vue (plus le champ de vue est limité, meilleure pourra être la résolution spatiale), du flou géométrique (taille du foyer et distance source-film), des mouvements du patient, du rayonnement diffusé, du système d'imagerie [60, 63]. On distingue la résolution spatiale réelle, qui est spécifique au détecteur du système d'imagerie et la résolution spatiale de visualisation qui dépend du logiciel d'exploitation (performances, filtres de reconstruction...), du système d'affichage (ordinateur, carte graphique...) [63].

II.2. Relation entre critères de qualité d'image

En terme de qualité d'image, la performance d'un système d'imagerie peut être mesurée grâce au *Rapport Signal sur Bruit* (ou Signal to Noise Ratio (SNR)), ou au *Rapport Contraste sur Bruit* (ou Contrast to Noise Ratio (CNR)). Ces deux outils de mesure correspondent à des notions similaires et leur valeur est proportionnelle à la qualité de l'image. En effet, le signal se rapporte à la fluence particulière, c'est-à-dire le nombre de photons enregistrés par le détecteur par unité de surface. L'intensité ou densité de photons captés est ensuite convertie en niveaux de gris, qui sont à la base du contraste de l'image [60].

Le SNR/CNR est calculé en faisant le rapport mathématique entre la différence des moyennes de niveaux de gris de deux régions homogènes (signal ou contraste) et la racine carrée de la somme des variances des mêmes régions homogènes (bruit).

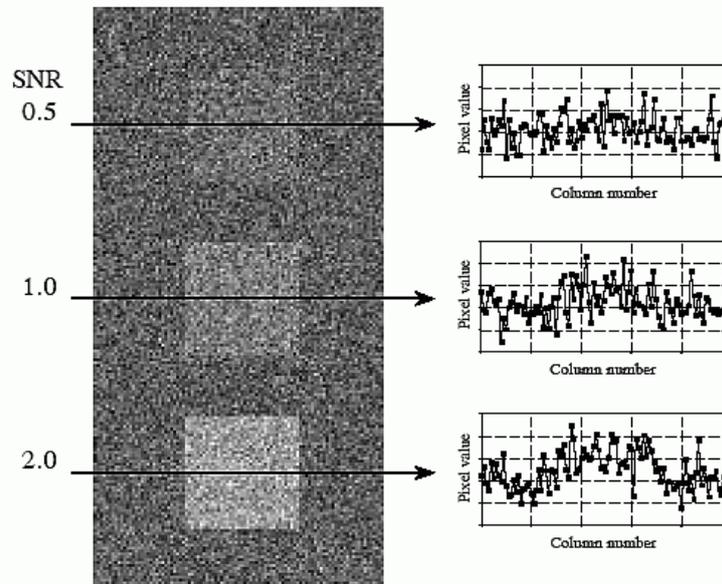


Figure 6 : SNR/CNR : Relation entre contraste et bruit [64]

Sur la figure 6, trois carrés de densités différentes sont disposés sur un fond uniforme. Le bruit est identique pour les trois carrés. Les carrés sont visibles uniquement si leur contraste est suffisant pour surpasser le bruit de l'image. Plus le SNR/CNR est élevé, plus les variations de niveaux de gris sont visibles [64].

La *Fonction de Transfert de Modulation* (courbe de FTM) permet de déterminer la résolution spatiale d'un détecteur. Elle exprime l'évolution du contraste de l'image obtenue en fonction de la fréquence spatiale de l'image. Pour cela, on utilise des mires ou motifs de barres sombres et claires (appréciation du contraste) plus ou moins espacées (appréciation de la résolution spatiale). Aux basses

fréquences spatiales, les barres sont larges et espacées, tandis qu'aux hautes fréquences, les barres sont fines et rapprochées. L'espacement des barres correspond à une fréquence spatiale précise, exprimée en paire(s) de lignes par mm (pl/mm). La courbe de FTM est représentée par une courbe décroissante comprise entre 1 et 0. Aux basses fréquences de la mire, le système retransmet correctement l'information de contraste, qui est voisine de 1 (soit 100%) et le système distingue correctement les barres de la mire. Le contraste diminue fortement quand la fréquence spatiale augmente et pour les fréquences élevées (détails les plus fins d'un objet), l'information de contraste devient nulle et le système devient incapable de séparer les lignes de la mire. L'image est alors uniformément grise, sans aucun détail. La limite de résolution ultime du détecteur est atteinte (Figure 7).

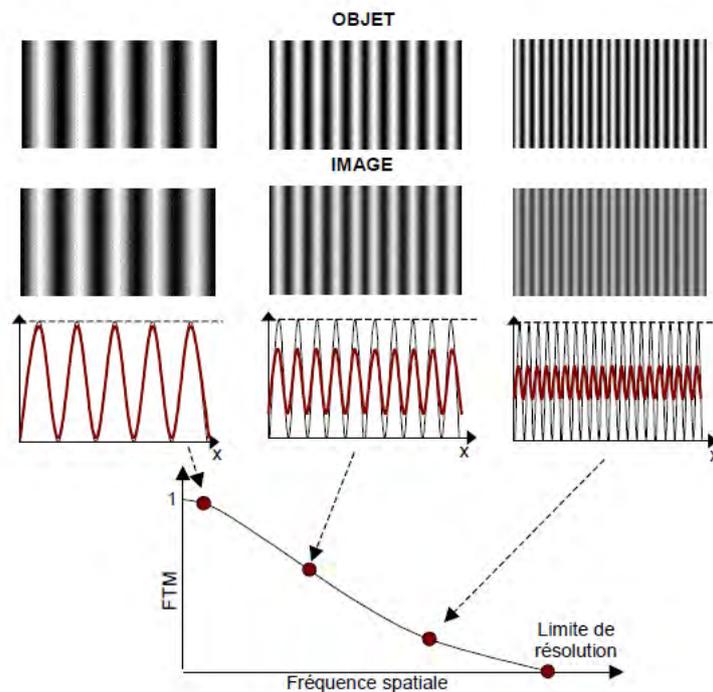


Figure 7 : Dégradation du contraste avec l'augmentation de la fréquence spatiale [65]

Une même image restituée par deux systèmes A et B ayant des FTM différentes, aura une allure tout à fait différente. L'image restituée par le système A avec une bonne FTM, comportera des détails qui n'apparaîtront pas sur celle du système B ayant une mauvaise FTM. Le système A est ainsi plus performant en terme de qualité d'image ; sa FTM est meilleure.

La FTM permet l'évaluation des interactions du contraste, de la résolution spatiale et de leurs effets sur la qualité d'image. Elle renseigne avant tout sur la résolution spatiale véritable du système d'imagerie, différente de la résolution spatiale de visualisation communiquée par les fabricants [65].

C'est un paramètre permettant d'évaluer, en partie, la performance des détecteurs numériques que l'on trouve sur le marché et de les comparer. Traditionnellement, la fréquence spatiale qui correspond à 10% du contraste (FTM 0,1) est définie comme la résolution spatiale de l'appareil [66].

II.3. Relation entre qualité d'image et dose d'irradiation

La HAS suggère, à propos des performances techniques et dosimétriques du CBCT, que pour un appareil, la variation des paramètres peut entraîner des différences significatives dans la qualité de l'image [11]. L'objectif d'un examen radiographique est d'obtenir une image de meilleure qualité possible en adéquation avec le but clinique. Grâce à des paramètres de prise élevés, la qualité de l'image peut être améliorée. Mais dans l'intérêt du patient, le praticien doit tenir compte de la dose d'irradiation. C'est le *principe ALARA*, selon lequel la dose délivrée au patient doit être la plus basse possible tout en conservant une qualité d'image suffisante pour l'intérêt clinique et diagnostique.

La mission de la *radioprotection* consiste à assurer la protection de l'homme et de son environnement contre les effets néfastes des rayonnements ionisants par un ensemble de mesures. En France, l'ordonnance 2001-270 du 28 mars 2001 rend obligatoire pour les médecins l'application de principes fondamentaux, à savoir :

- La *justification des actes* (confirmation argumentée de l'indication clinique et du choix de la technique d'imagerie).
- L'*optimisation des pratiques* (maintenance, contrôle qualité des appareils, protocoles d'acquisition visant à réduire la dose d'irradiation) [11].

Kwong et al. ont comparé pour un même appareil, la qualité d'image produite par une tension du tube et une intensité du courant variables, par la présence ou l'absence d'un filtre de cuivre et selon trois champs de vue. Les auteurs ont conclu que malgré l'existence de différences significatives en terme de qualité d'image pour les clichés d'un même champ de vue, il n'existait pas de différence cliniquement significative en terme de qualité diagnostique des clichés. Ils ont également conclu que la tension du tube et la présence ou l'absence du filtre de cuivre n'affectaient pas la qualité globale du cliché et que les images prises avec un milliampérage bas montraient une bonne qualité diagnostique [67].

Les travaux de Sur et al. sur les effets du milliampérage et du mode d'acquisition (rotation et durée) sur la qualité d'image CBCT pour la planification implantaire, ont montré que des différences significatives de qualité d'image pouvaient exister à taille de voxel identique. Les auteurs ont conclu que des réductions significatives des doses d'irradiation (paramètres de prise et mode « demi-scan ») étaient possibles sans perte substantielle de qualité d'image [68].

Enfin, Ludlow et al. ont comparé la dosimétrie et la qualité d'image de clichés pris avec différents paramètres et protocoles d'acquisition d'un même CBCT (i-CAT FLX). Les résultats ont révélé que la dose d'irradiation pouvait être efficacement réduite par l'abaissement de l'énergie et des milliampères-secondes (mAs soit la quantité d'électrons), tout en observant une baisse modeste de la qualité d'image [69].

La multitude de combinaisons possibles de paramètres d'acquisition peut résulter en une variabilité importante de la qualité d'image. Cependant, les différences observées à l'image ne sont pas systématiquement significatives et la qualité diagnostique des clichés peut parfois rester équivalente.

II.4. CBCT et qualité d'image

Sur le marché actuel, il existe de nombreux appareils CBCT, provenant de différentes marques. Nemtoi et al. ont réalisé en 2013 un comparatif des propriétés des différents appareils CBCT du marché. Ils ont comparé 47 appareils produits par 20 fabricants et ont montré que les paramètres d'acquisition étaient généralement modifiables (tension du tube, intensité du courant, rotation, gabarit du patient, taille du champ de vue, taille du voxel, type de rayonnement). Certains paramètres peuvent être spécifiques à l'appareil et non paramétrables (échelle de gris, durée d'acquisition, durée d'exposition) [70].

Plusieurs auteurs s'accordent à dire que le choix de l'appareil et des paramètres (acquisition et reconstruction) peut influencer la qualité de l'image et la dose d'irradiation [71, 72, 73].

Lofthag-Hansen et al. ont comparé la qualité d'image subjective et la dosimétrie de plusieurs protocoles d'acquisition de deux CBCT (même taille de voxel). Ils ont remarqué que des différences de qualité d'image existaient et que les paramètres d'acquisition élevés étaient généralement préférés par les observateurs [74, 75].

Liang et al. ont également comparé la qualité d'image subjective entre plusieurs paramètres de prise de cinq CBCT et d'un Multi-Slice Computed Tomography (MSCT ou scanner) (Figure 8).

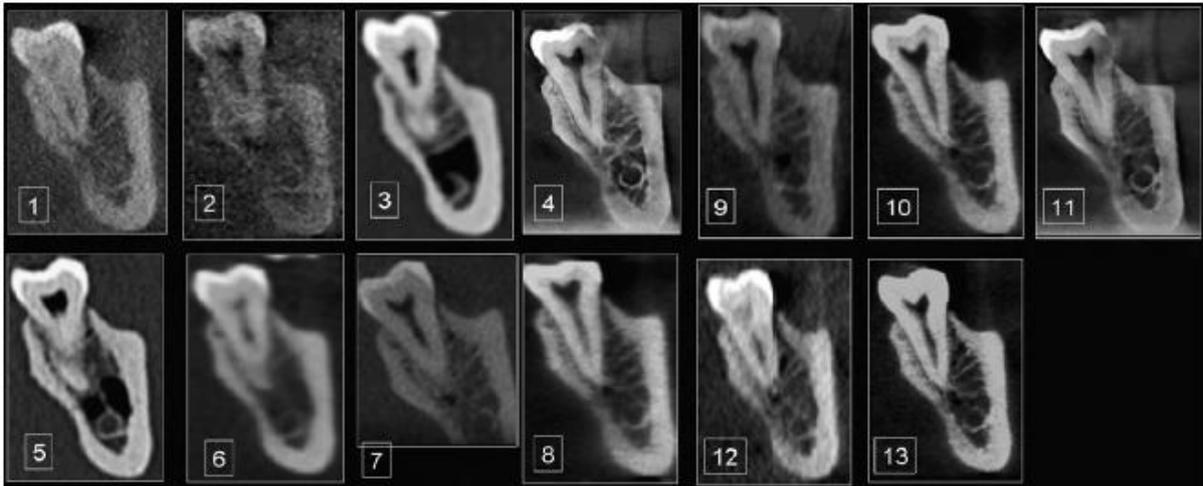


Figure 8 : Sélection de coupes sagittales pour chaque protocole d'acquisition. Pour l'identification du canal mandibulaire, les n°4 et 11 montrent une qualité d'image supérieure à celles des autres [73].

Des différences significatives de niveau de bruit et de visibilité de structures anatomiques ont été retrouvées entre les CBCT et entre les techniques radiologiques [73].

Généralement, les appareils CBCT sont comparés sur la base de la résolution spatiale. Or pour une même résolution spatiale déclarée, différents appareils ou paramétrages peuvent montrer des qualités d'image différentes [67, 68, 74, 76]. La résolution spatiale et la taille de voxel ne sont pas forcément des gages de qualité d'image. Cette dernière repose également sur d'autres paramètres (contraste, bruit, nombre de photons par unité de surface...).

Concernant les variations du paramétrage d'acquisition, la qualité intrinsèque de l'appareil (tube à rayons X, foyer, aire de détection) mais aussi le système de reconstruction volumique (logiciel) jouent un rôle dans la qualité des images obtenues.

Le logiciel de traitement et de visualisation du système d'imagerie aurait une forte implication dans la qualité d'image du cliché [71, 77, 78]. Suomalainen et al. ont comparé la dosimétrie et la qualité d'image de quatre CBCT et d'un MSCT. Ils ont estimé que l'utilisation de filtres dans la reconstruction de l'image avait une influence non négligeable sur les valeurs du CNR et sur la courbe de FTM (qualité d'image objective) [77]. Kamburoğlu et al. ont mené une évaluation comparative de la qualité d'image subjective de coupes issues de plusieurs appareils CBCT. Ils ont relevé que l'évaluation subjective de qualité d'image était aussi bien influencée par les performances des observateurs et des conditions de visualisation que par les spécifications de l'appareil CBCT et de son logiciel [71]. Lee et al. ont étudié les effets des paramètres de reconstruction (filtres, nombre de

projections, taille de voxel) sur le bruit et la résolution spatiale pour le CBCT. L'étude a mis en évidence que la qualité d'image pouvait être améliorée en utilisant les paramètres de reconstruction appropriés, fournis par le logiciel [78].

Etant donné le nombre important d'appareils CBCT sur le marché actuel et l'évolution constante que connaît la technologie CBCT (équipements et logiciels), il peut exister des différences significatives de qualité d'image entre les appareils et entre les différents protocoles d'acquisition.

Il faut garder à l'esprit qu'une installation de radiologie numérique ne se limite pas seulement aux performances du détecteur. Elle est une chaîne d'acquisition et de traitement d'image (algorithmes, circuits électroniques): la performance ou la fiabilité d'un élément de la chaîne ne garantit pas la performance du système en entier.

En effet, des insuffisances du détecteur d'un système d'imagerie peuvent être compensées par de très bons algorithmes de reconstruction de l'image. Les résultats obtenus à partir d'une évaluation comparative ne sont valables qu'au moment de l'étude. La fiabilité d'un système de radiologie numérique repose également sur sa robustesse c'est-à-dire sa capacité à maintenir une qualité d'image constante sur une durée assez longue. Le meilleur moyen de comparer les systèmes d'imagerie numérique est de s'appuyer sur l'élément principal en bout de chaîne : l'image radiologique numérique [79].

II.5. Méthodes d'évaluation

II.5.1. Types de données

Plusieurs types de supports peuvent être utilisés dans le but de mener des études comparatives de la qualité d'image radiographique. Suivant les études, l'évaluation de la qualité d'image se réalise à partir de *données radiologiques de patients* [80], de *squelettes maxillo-faciaux humains* [73], de *squelettes animaux* [81], de *fantômes crâniens* [82], de *fantômes de contraste* [83], de *fantômes CT SEDENTEXCT* [84] ou de *fantômes fabriqués* à partir de matériaux divers [22]. On distingue à partir de ces différents supports, des études menées dans un organisme vivant, on parle d'études cliniques ou *in vivo* et des études menées hors de l'organisme, on parle alors d'études *ex-vivo*.

II.5.2. Types d'évaluation

Il y a dans le domaine de la radiologie de nombreuses tâches qui nécessitent la détermination de la qualité d'image. L'achat de l'équipement se base sur les performances de la machine, les tests de validation vérifient que le système satisfait les critères de performance spécifiés, les tests de constance tentent de repérer un changement dans le système d'imagerie, les tests cliniques se concentrent sur la satisfaction des besoins cliniques, et l'optimisation s'efforce de trouver le moyen idéal d'utiliser l'appareil pour un but diagnostique donné. Ces différentes tâches sont effectuées par différentes méthodes d'évaluation et les résultats se réfèrent, suivant la méthode utilisée, soit à une *qualité d'image technique (ou physique)*, soit à une *qualité d'image clinique (anatomique et/ou diagnostique)*.

Bien qu'établir la relation entre les mesures physiques de la qualité d'image et l'utilité clinique soit un objectif poursuivi depuis des décennies, cette relation n'est pas entièrement comprise [85].

L'évaluation objective de la qualité d'image repose sur des mesures et des calculs de critères techniques, obtenus à partir de logiciels et de fantômes. La quantification de la qualité d'image se base généralement sur le contraste, le bruit et la résolution spatiale. Les outils de mesure les plus utilisés sont le CNR et la FTM [67, 76, 77, 84, 86, 87, 88].

Pauwels et al. ont développé un fantôme composé d'inserts pour l'étude de différents paramètres techniques. Le CNR a été calculé pour comparer plusieurs appareils CBCT et paramètres. De grandes différences ont été observées dans la performance de qualité d'image entre les appareils et les protocoles [87].

Bechara et al. se sont intéressés aux différences de CNR entre trois appareils CBCT petit champ de vue. Les résultats ont mis en évidence des différences significatives entre les valeurs de CNR des différents protocoles de prise de l'Accuitomo 3D, tandis que le CNR ne montrait pas de différence significative entre les protocoles du Promax et du Kodak 9000. La comparaison du CNR moyen de chaque machine a montré que le Promax était significativement plus élevé que les autres appareils [86].

Le fantôme développé par Torgersen et al. a permis de mesurer plusieurs paramètres techniques à l'aide d'un logiciel dédié. Il est apparu que la résolution spatiale évaluée par la FTM représentait un critère majeur du contrôle de qualité d'image [88]. Bamba et al. ont comparé la qualité d'image de trois appareils CBCT à l'aide d'un fantôme CT SEDENTEXCT. Parmi neuf critères de qualité d'image technique, la résolution spatiale a été étudiée grâce au calcul de la FTM. La qualité d'image a montré des différences selon les appareils et les paramètres d'exposition de l'étude [84].

Suomalainen et al. ont étudié la dosimétrie et la qualité d'image objective de quatre appareils CBCT et d'un appareil MSCT. Les doses d'irradiation ont été obtenues grâce à un fantôme anthropomorphe RANDO et des détecteurs. La qualité d'image (CNR et FTM) a été évaluée à partir d'un RSVP Head Phantom et d'inserts. Les protocoles à doses réduites des MSCT ont montré un CNR

comparable à ceux des CBCT, tandis que la 10%FTM était de 0,5pl/mm pour les MSCT et variait de 0,1pl/mm à 0,8pl/mm pour les CBCT. Les auteurs ont conclu que les appareils CBCT fournissaient une qualité d'image adaptée à la radiologie dento-maxillo-faciale tout en délivrant des doses d'irradiation considérablement inférieures à celles des MSCT [77].

Ludlow et al. en ont fait de même pour décrire quantitativement la qualité d'image de clichés de plusieurs protocoles d'une même machine CBCT. Ils ont remarqué que les plus petites tailles de champs de vue et de voxel produisaient les plus grandes valeurs de FTM (les meilleures résolutions spatiales). Pour le CNR, augmenter les dimensions du champ de vue tendait à réduire légèrement sa valeur, tandis qu'elle augmentait si la taille de voxel passait de 0,3 à 0,4mm. Ils ont conclu que des réductions significatives de la dose d'irradiation s'accompagnaient de significatives réductions de la qualité d'image [69].

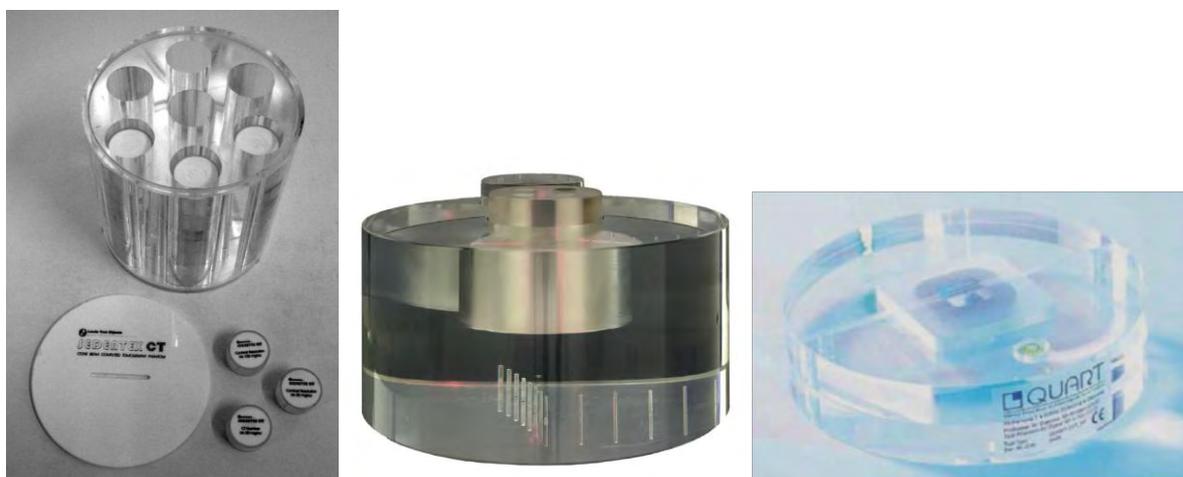


Figure 9 : Fantômes utilisés pour les mesures physiques de la qualité d'image [69, 88, 89]

L'évaluation objective présente l'avantage de quantifier scientifiquement et précisément les facteurs qui influent sur la qualité d'image comme la résolution spatiale, le contraste et le bruit. En comparant ces résultats à ceux des autres appareils d'imagerie, il devient possible de classer les différents systèmes d'imagerie sur une échelle absolue [62].

Bien que ce type d'évaluation permette un contrôle qualité, un comparatif entre appareils et un certain degré de standardisation des protocoles, les fantômes (géométriques, de contraste...) utilisés dans ces études demeurent éloignés de la réalité clinique. Ces études ne prennent pas en compte le contexte clinique et la nécessité d'une performance diagnostique. Les conditions d'acquisition des images ne représentent pas les conditions cliniques d'acquisition in vivo pour lesquelles la qualité d'image peut être affectée par l'atténuation liée aux tissus mous, les artéfacts métalliques ou les mouvements du patient. Ceci rend les résultats difficilement transposables cliniquement [11, 89].

Dans la littérature, l'évaluation de la qualité d'image repose également sur des *évaluations subjectives* [77, 90] : interprétation de données visuelles. Le classement ou la notation subjective de la qualité d'image est largement utilisée comme une alternative à la détermination objective car cela reflète mieux la valeur clinique de l'image [91, 92]. La qualité d'une image doit être associée à un but médical spécifique et l'image doit véhiculer suffisamment d'informations pour qu'une décision thérapeutique puisse être prise avec un certain degré de confiance [67]. Elle est en fait très dépendante de l'information recherchée pour un examen donné.

L'évaluation subjective fait intervenir des observateurs, devant juger la qualité d'image de clichés affichés sur un même écran d'ordinateur et un même logiciel de visualisation pour éviter toute influence des logiciels spécifiques. Généralement, la ou les séance(s) d'observation se déroule(nt) dans des conditions de pratique normale (navigation dans le volume, coupes dans les trois sens de l'espace, contraste et luminosité modifiables). On utilise le plus souvent deux séances espacées d'une semaine ou plus, pour étudier la convergence intra-observateur. Si les clichés sont doublés, il est alors possible de ne réaliser qu'une seule séance.

Un questionnaire ou une grille commentée permet aux observateurs de noter selon une échelle de notation définie en 5-6 points [73, 74, 93, 94] ou de classer les clichés [67, 71] en fonction de leur degré de qualité d'image. Les critères utilisés pour cette évaluation sont la plupart du temps des critères cliniques : anatomiques et/ou diagnostiques.

Les *critères anatomiques* les plus souvent utilisés en odontologie sont l'émail, la dentine, la pulpe dentaire, la lamina dura, le foramen mentonnier, le canal mandibulaire, l'espace ligamentaire, l'os cortical, les travées de l'os trabéculé ou encore les tissus mous.

Les *éléments diagnostiques* évalués sont fonctions du sujet de l'étude et portent généralement sur la présence, l'absence ou le degré d'atteinte de pathologies ou entités bucco-dentaires (LIPOE, ROE, fractures, MV2...), sur les caractéristiques de soins endodontiques (longueur, densité) ou encore sur un projet thérapeutique (implantaire, chirurgical, endodontique...).

La qualité d'image étant dépendante de l'information recherchée, il est pertinent d'inclure dans le protocole de l'étude les notions de visualisation de *structures anatomiques* et de *performance diagnostique* des clichés (bilan péri-apical, planification implantaire, stade de ROE...) [74, 92].

Lofthag-Hansen et al. ont par exemple évalué la qualité d'image CBCT pour deux buts diagnostiques (diagnostic péri-apical et projet implantaire) de clichés obtenus avec des paramètres d'exposition et des champs de vue différents. Onze observateurs ont noté la visibilité de trois structures anatomiques et le niveau de qualité d'image pour les deux applications diagnostiques. Les auteurs ont conclu que des paramètres de prise plus élevés sont préférés par les observateurs pour le diagnostic péri-apical et pour la planification implantaire à la mandibule [74].

Dans une autre étude, portant sur la détection de ROE artificielles, douze observateurs ont noté la visibilité de quatre structures anatomiques, le bruit global de l'image et la présence ou absence d'une

ROE pour six appareils CBCT. Les auteurs ont relevé des différences significatives de qualité d'image, mais aucune dans la détection de la sévérité de la ROE [93].

Sogur et al. ont pour leur part comparé la qualité d'image subjective de trois techniques radiologiques. Dans ce but, ils se sont basés sur la visualisation du traitement canalaire radiculaire et ont demandé à six examinateurs de noter l'homogénéité et la longueur des obturations canalaires. Les résultats ont montré que la qualité d'image du CBCT était inférieure à celles des deux autres moyens d'imagerie (Digora Optime et F-speed) [95].

L'étude de Liang et al. a évalué la qualité d'image subjective de cinq appareils CBCT et un appareil MSCT à travers treize protocoles d'acquisition différents. Cinq observateurs ont noté la visibilité de onze structures anatomiques mandibulaires et le bruit global de l'image. Il ressort de l'étude que malgré les variations entre CBCT dans la détection de certaines structures (os trabéculé et ligament parodontal), la qualité d'image CBCT semblait comparable voire supérieure à celle du MSCT [73].

Les évaluations subjectives de la qualité d'image, font intervenir le jugement d'observateurs, habitués la plupart du temps à manipuler des clichés radiologiques. Les résultats de ce genre d'étude auront l'avantage dans une certaine mesure, de pouvoir être extrapolés à la pratique quotidienne. Cependant, si l'opinion des observateurs ne se base que sur une impression de qualité de l'image, l'utilité de l'évaluation semble discutable [96]. Mais si l'évaluation repose sur des critères de visualisation basés sur un but diagnostique (ex : la visibilité d'éléments anatomiques et la confiance des observateurs sur la perception de ces éléments), elle sera davantage pertinente [85]. Néanmoins, le jugement étant personnel, il peut exister une variabilité entre les évaluations des différents observateurs (convergence inter-observateur) mais également entre les différentes évaluations du même observateur (convergence intra-observateur). Le résultat peut ainsi être incertain : la subjectivité de l'évaluation rend difficile la standardisation de ce type d'étude (protocoles et méthodes d'analyse relativement variés) [89] et laisse une variabilité et des biais notables dans les résultats [85, 97].

Les deux aspects de l'évaluation de la qualité d'image présentent à la fois des avantages et des inconvénients respectifs. Il est donc apparemment intéressant de mener des études *alliant les deux visions* [82, 84, 98, 99].

C'est le cas de Watanabe et al. qui ont comparé pour un appareil CBCT et un appareil MSCT, la résolution spatiale objective (calcul par un logiciel) et subjective (détermination visuelle grâce à une mire). La qualité d'image subjective a pu être étudiée grâce à la visualisation de micro-structures chez le rat et sur un fantôme crânien. L'analyse objective de la FTM a montré pour le CBCT une résolution spatiale supérieure à celle du mode standard du MSCT dans l'axe z et clairement supérieure à celle du mode zUHR du MSCT dans la direction longitudinale. La détermination visuelle de la FTM et la visualisation des structures ont confirmé les résultats de l'analyse de la FTM [82].

Bamba et al. ont utilisé un fantôme CT SEDENTEXCT pour déterminer la qualité d'image de plusieurs protocoles issus de trois appareils CBCT. Neuf paramètres ont été analysés de manière objective (homogénéité de l'image, uniformité de l'image...) et deux observateurs ont évalué deux de ces paramètres (résolution en contraste et résolution spatiale (mires)). Les auteurs ont conclu à une variation de la qualité d'image en fonction des protocoles et des machines [84].

Certains auteurs ont cherché à en savoir plus sur la relation entre les paramètres techniques de l'image et la qualité d'image subjective (anatomique et/ou diagnostique) [98, 99]. Pauwels et al. ont analysé la relation entre le CNR et des critères anatomiques et diagnostiques de la qualité d'image CBCT. Une augmentation de scores de visibilité des structures anatomiques et diagnostiques a été observée lorsque le CNR augmentait [98].

Dans les récents travaux de Choi et al. le fantôme CT SEDENTEXCT a été utilisé pour les mesures physiques de qualité d'image (FTM, CNR et uniformité de l'image) et un fantôme crânien pour l'évaluation subjective (structures anatomiques et buts diagnostiques). Il en est ressorti que la FTM était significativement différente entre les images jugées cliniquement « acceptables » et « inacceptables » par les observateurs. L'étude a montré que le CNR et la FTM (facteurs physiques de l'image) avaient une association significative avec la qualité d'image subjective [99].

Le fait d'étudier la qualité d'image d'un point de vue à la fois objectif et subjectif, permet de conforter les avantages et de répondre aux inconvénients de chacune des deux visions. Cependant, concernant la relation entre la qualité d'image déterminée subjectivement et la performance clinique, il n'est pas toujours garanti que la performance diagnostique soit meilleure quand les images donnent une impression de qualité améliorée [85, 100].

III. Problématique de la recherche

De larges différences peuvent exister entre les paramètres d'exposition (kilovoltage, filtration, milliampérage, temps d'exposition, rotation, champ de vue...) mais également entre les appareils CBCT. La variabilité de ces facteurs techniques peut se traduire par des degrés différents de qualité d'image [67, 68, 74, 89]. Afin de comparer trois appareils CBCT petit champ en endodontie, nous avons, dans notre étude, évalué objectivement et subjectivement la qualité d'image à l'aide d'un fantôme associant critères anatomiques, diagnostiques et techniques.

IV. Matériel et méthode

IV.1. Sélection des dents

Deux dents définitives et matures, de type différent (une molaire maxillaire et une prémolaire mandibulaire), ont été sélectionnées à partir d'un pool de dents extraites. Elles ont été conservées dans une solution de formaldéhyde à 4% tamponnée à température ambiante. Les dents n'ont en aucun cas été extraites pour l'étude.

Les couronnes de ces dents ne devaient comporter aucune lésion carieuse ou restauration coronaire. La molaire maxillaire devait posséder un canal mésio-vestibulaire secondaire (MV2). Le canal MV2 devait débiter au niveau de la jonction amélo-cémentaire et avoir une profondeur minimum de 4-5mm [101].

IV.2. Modèle ex-vivo

IV.2.1. Cahier des charges

Le simulateur doit répondre au cahier des charges suivant:

- ses dimensions doivent permettre son inclusion complète dans le petit champ des appareils CBCT de l'étude,
- il doit avoir une stabilité dimensionnelle et temporelle suffisante pour permettre sa conservation entre les différentes acquisitions et pour supporter le transport,
- des zones de radio-densités différentes doivent permettre de reproduire le plus fidèlement possible la radio-densité des différentes structures dento-maxillo-faciales (dents, desmodonte, lamina dura, os trabéculé, os cortical et tissus mous),
- il doit comporter un insert de densité homogène et de taille suffisante, nécessaire à la réalisation de l'étude quantitative de la qualité d'image,
- deux critères diagnostiques, en plus du canal MV2, doivent être inclus : une LIPOE et une ROE,
- sa mise en œuvre doit être aisée et reproductible.

IV.2.2. Protocole de fabrication

IV.2.2.1. Coulée de la zone homogène

Le témoin de plâtre à inclure dans le simulateur est coulé dans un cylindre plastique de 7mm de diamètre. Du plâtre (Casto' plâtre fin, Castorama, France) est mélangé à de l'eau pour obtenir une consistance de crème liquide, puis coulé dans le cylindre plastique. Une fois pris, il est extrait du moule cylindrique.

IV.2.2.2. Préparation des dents

Les racines dentaires sont frottées à l'aide d'une brosse à dent pour éliminer les restes de tissus organiques.

IV.2.2.3. Réalisation des équivalents de résorption d'origine externe (ROE), de desmodonte et de lésion inflammatoire péri-apicale d'origine endodontique (LIPOE)

- Pour simuler une *ROE*, une cavité d'un diamètre et d'une profondeur de 1,2mm est créée au tiers médian radiculaire de la prémolaire [102], à l'aide d'une fraise boule diamantée ISO 012 (R&S) et d'une turbine (Alegra HS TE-95RM, W&H, Autriche). La cavité est ensuite comblée de cire de laboratoire (cire à modeler, AJA, France) en recréant un léger bombé.

- *L'équivalent de desmodonte* est assuré par l'apposition de 8 couches d'adhésif (Hybrid Bond et Hybrid Brushes, SUN MEDICAL, Japon), sur les surfaces radiculaires des deux dents. Chaque couche d'adhésif est légèrement séchée puis photo-polymérisée avec une lampe à photo-polymériser (Degulux soft-start, DENTSPLY, Etats-Unis). La cire comblant la cavité de ROE n'est pas recouverte d'adhésif.

- Une *LIPOE* est simulée par une boule de cire de laboratoire de 3mm de diamètre, appendue à l'apex de la prémolaire. Ce volume sphérique correspond, selon le nouveau « Cone Beam Computed Tomography PeriApical Index (ou CBCTPAI) », à une lésion moyenne (radio-clarté péri-apicale dont le diamètre serait supérieur à 2-4mm (soit un score de 3 sur une échelle de 6 niveaux)) [103]. Cette taille de LIPOE a déjà été utilisée dans plusieurs études simulant des LIPOE [33, 94, 104, 105].

IV.2.2.4. Mise en place de l'équivalent de lamina dura

Un mélange de plâtre et d'eau de consistance de crème fraîche, est appliqué avec un applicateur uniformément sur les surfaces radiculaires des deux dents sans toutefois recouvrir la cire bombée, ni la boule de cire à l'apex.

IV.2.2.5. Coulée du simulateur d'os trabéculé

Cette étape nécessite un moule fabriqué sur mesure aux dimensions intérieures suivantes : 3,5cm de longueur, 1,3cm de large et 3,2cm de hauteur.

Dans ce moule préalablement vaseliné (Vaseline stérilisée COOPER, France), un mélange composé de 4,5g de plâtre, 1,5g de sciure grossière (tasseau de bois de sapin), 0,3g d'alginate (Zelgan Plus, DENTSPLY) et de 9mL d'eau, est coulé jusqu'aux $\frac{3}{4}$ de la hauteur du moule. Le mélange est légèrement tassé puis trois puits verticaux sont créés à l'aide d'un zahle, pour accueillir les deux dents et le témoin de plâtre.

IV.2.2.6. Mise en place des dents et du témoin de plâtre

Les trois éléments sont enfoncés dans les puits avec une légère pression verticale, en évitant le contact avec les parois du moule. Les dents doivent être logées dans l'équivalent d'os trabéculé, de l'apex jusqu'à la jonction amélo-cémentaire. L'équivalent d'os trabéculé est ensuite légèrement tassé autour des trois éléments. Si des manques persistent, ils sont comblés avec le reste du mélange.

IV.2.2.7. Application de l'équivalent d'os cortical

Une fois le mélange pris, le modèle est démoulé, puis humidifié sur les faces verticales et la face inférieure. Un mélange de plâtre et d'eau, à la consistance de crème fraîche, est appliqué sur les faces mouillées, en une épaisseur régulière de 2mm, à l'aide d'une spatule à plâtre.

IV.2.2.8. Application du simulateur de tissus mous

Une fois le tout durci et sec, une feuille de cire de laboratoire de 2mm d'épaisseur, est ramollie à l'aide d'une lampe à alcool puis appliquée sur les faces verticales en une seule couche. Les excès sont éliminés avec un couteau à cire.

Le modèle ex-vivo obtenu présente les dimensions suivantes : 4cm de longueur, 2cm de largeur et 3cm de hauteur (Figure 10).



Figure 10 : Modèle ex-vivo de l'étude

IV.3. Acquisitions 3D

Les trois appareils de tomographie volumique à faisceau conique petit champ sélectionnés pour l'étude sont le CS9300 (Carestream, Rochester, NY, Etats-Unis), le Promax 3Ds (Planmeca OY, Finland) et le WhiteFox (Acteon, France). Les caractéristiques techniques de ces trois appareils CBCT sont renseignées dans le tableau 1.

Une marge de 10% par rapport à la taille de voxel définie pour l'étude (0,10x0,10x0,10mm) a servi de critère d'inclusion pour les trois appareils pour l'étude.

	PLANMECA Promax 3Ds	CARESTREAM CS9300	ACTEON WhiteFox
Taille de voxel (mm)	0,1 à 0,4	0,09 à 0,5	0,1 à 0,5
Tension du tube (kV)	54 à 96	60 à 90	105
Intensité du courant (mA)	1 à 12	2 à 15	6 à 10 (9 dans notre cas)
Champs de vue (mm)	de 42x50 à 230x260	50x50, 50x100, 80x80, 100x100, 170x60, 170x110, 170x135	60x60, 80x80, 120x80, 150x130, 200x170
Temps d'acquisition (s)	18 à 26	12 à 28	18 à 27
Temps de reconstruction (s)	13 à 26	>120	30

Tableau 1 : Comparatif des caractéristiques techniques des trois appareils CBCT

La procédure d'acquisition consiste à placer le modèle ex-vivo au centre de chaque système d'acquisition sur une plateforme horizontale (pâte à modeler) adaptée sur le repose-menton de chaque appareil (Figure 11).



Figure 11 : Simulateur positionné au centre du champ de vue du Planmeca Promax 3Ds

Nous avons choisi pour l'étude les jeux de paramètres de prise suivants (Tableau 2) :

- pour le Planmeca Promax 3Ds (0,10 x 0,10 x 0,10mm), les couples 90kV – 8mA et 90kV – 10mA, correspondant respectivement aux paramètres constructeurs des gabarits jeune enfant (JE) et adolescent frêle (AF),
- pour le Carestream CS9300 (0,09 x 0,09 x 0,09mm) les couples 84kV – 5mA et 86kV – 8mA, correspondant respectivement aux paramètres constructeurs des gabarits enfant (E) et adulte petit (AP),
- pour l'Acteon WhiteFox (0,10 x 0,10 x 0,10mm), le couple de paramètres d'acquisition 105kV – 9mA en champ de vue héli-arcade (60x60mm).

	Planmeca Promax 3Ds		Carestream CS9300		Acteon WhiteFox
Gabarit	Jeune enfant	Adolescent frêle	Enfant	Adulte petit	x
Taille du champ de vue (mm)	40x50	40x50	50x50	50x50	60x60
Paramètres de prise (kV – mA)	90 - 8	90 - 10	84 - 5	86 - 8	105 - 9
Taille de voxel (mm)	0,10x0,10x0,10	0,10x0,10x0,10	0,09x0,09x0,09	0,09x0,09x0,09	0,10x0,10x0,10

Tableau 2 : Récapitulatif des différentes acquisitions CBCT

Tous les volumes acquis sont sauvegardés au format DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine).

IV.4. Evaluation objective

IV.4.1. Traitement d'image

Le traitement et l'analyse des images sont réalisés à l'aide du logiciel de traitement et de visualisation d'image médicale MeVisLab 2.5.1(VC10) (MeVis Medical Solutions AG, Brême, Allemagne).

Après importation des volumes DICOM à l'aide des modules « OpenImage » (compression de l'ensemble des fichiers DICOM d'un même volume en un seul fichier) et « ImageLoad » (chargement de l'image). Le module « Resample3D » réalise un ré-échantillonnage des clichés provenant du CS9300 (0,09 x 0,09 x 0,09mm) pour un étalonnage de tous les clichés à une taille de voxel de 0,10 x 0,10 x 0,10mm.

IV.4.2. Mesure du bruit sur deux régions homogènes

Le bruit est mesuré au niveau de deux régions homogènes : le témoin de plâtre et l'émail vestibulaire de la molaire maxillaire.

En ce qui concerne le *témoin de plâtre*, une région d'intérêt est créée à l'aide du module « Draw3DMacro ». Ce module permet la création d'une sphère au sein du témoin de plâtre. Cette sphère se forme à partir d'un centre et d'un rayon déterminés par nos soins (matrice d'environ 7000 voxels) sur une coupe sélectionnée. Pour un souci de reproductibilité, la coupe où le diamètre de la ROE est le plus grand, est déterminée comme la coupe de référence (Figure 12). En effet, la numérotation des coupes n'est pas identique entre les différents appareils.

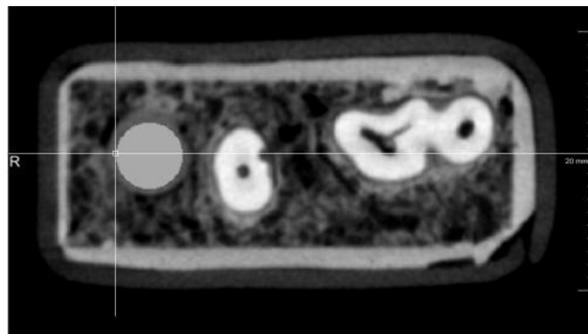


Figure 12 : Volume sphérique créé au niveau de témoin de plâtre (Promax 3Ds)

Pour la *zone amélaire*, la région d'intérêt est définie à l'aide du module « RegionGrowingMacro ». Il permet la création d'une croissance de région dans l'épaisseur de l'émail vestibulaire de la molaire. Le point d'amorce (germe ou seed) est défini manuellement par sélection d'un voxel. La région s'agrandit par similarité jusqu'à convergence (critère d'homogénéité local : comparaison de la valeur du pixel candidat et du pixel de la frontière). La coupe où l'émail vestibulaire de la molaire maxillaire présente la plus grande épaisseur, est choisie comme coupe de référence par souci de reproductibilité. Le voxel de référence est placé au milieu de la plus grande épaisseur d'émail (Figure 13).

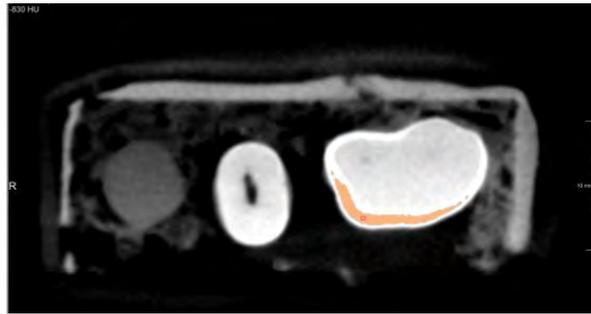


Figure 13 : Volume d'intérêt segmenté (en orange) dans l'épaisseur de l'émail vestibulaire de la molaire après sélection du voxel de référence (carré rouge) (Promax 3Ds)

Le module « ImageStatistics » permet l'obtention des valeurs des volumes « zone amélaire » et « témoin plâtre » : le nombre de voxels, la moyenne de niveau de gris et la variance (Tableau 3).

La quantité de bruit présent au niveau des deux régions homogènes (« email » et « plâtre ») est déterminée par la valeur de la variance (ou écart-type au carré (σ^2)) calculée au sein des deux régions. Le bruit est proportionnel à la valeur de la variance: si la variance présente une valeur très élevée, le bruit sera très présent au sein du volume concerné; et inversement.

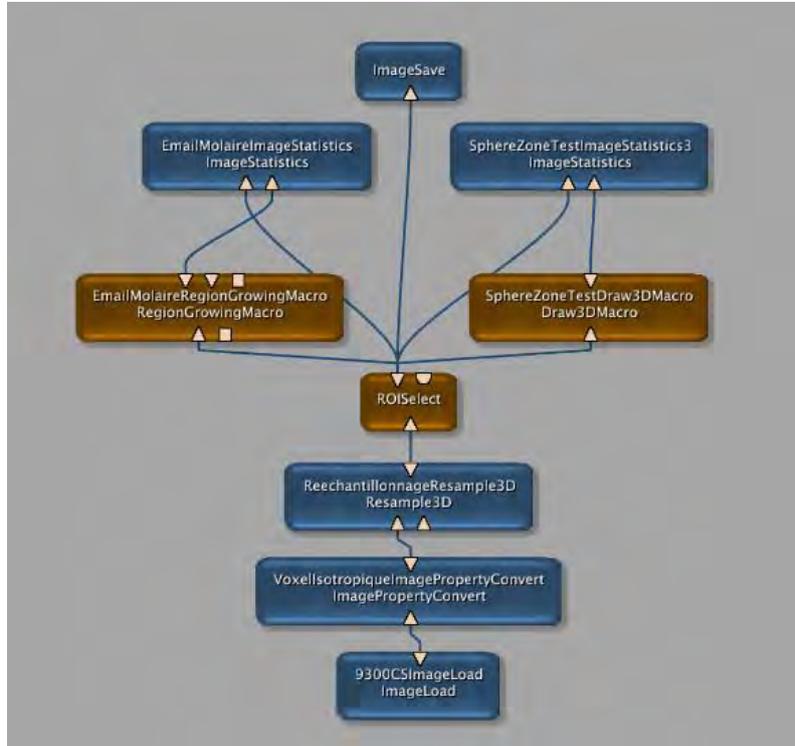


Figure 14 : Série de modules pour les clichés du CS9300 (MeVisLab)

Pour chaque cliché, une série de modules est appliquée pour obtenir les valeurs des moyennes de bruit et les variances des deux régions homogènes, indispensables pour le calcul du CNR (Figure 14).

IV.4.3. Calcul du Contrast to Noise Ratio (CNR)

Appelé aussi rapport contraste sur bruit, il se calcule à l'aide de la formule suivante :

$$\text{CNR} = (\mu_e - \mu_p) / \sqrt{(\sigma_e^2 + \sigma_p^2)}$$

avec μ_e représentant la moyenne de niveau de gris de la région d'intérêt « email », μ_p la moyenne de niveau de gris de la région d'intérêt « plâtre », σ_e^2 la variance de la région « email » et σ_p^2 la variance de la région « plâtre ».

Le contraste est déterminé par la différence entre les moyennes de niveau de gris des deux régions d'intérêt, tandis que le niveau de bruit est donné par la racine carrée de la variance de ces deux régions. Le CNR est calculé pour chaque acquisition.

IV.5. Evaluation subjective

Elle consiste en l'évaluation par deux examinateurs (deux endodontistes expérimentés) des cinq clichés du modèle ex-vivo.

Avant tout, les clichés sont anonymisés en effaçant les métadonnées relatives au patient et à l'acquisition (informations sur l'appareil et les paramètres de prise), présentes dans les fichiers DICOM. Chaque cliché est doublé (sans que les observateurs ne le sachent) afin d'évaluer la convergence intra-observateur et se voit attribuer un numéro de référence aléatoire entre 0 et 100 (<http://randomnumbergenerator.intemodino.com/fr>).

La séance d'observation se déroule dans une salle sombre et les clichés sont affichés sur un écran d'ordinateur (iMac, résolution: 1680 x 1050, profondeur: couleurs 32 bits, 21 pouces, Mac OS X Version 10.5.8, Processeur 2.4 GHz Intel Core 2 Duo, Mémoire 1 Go 800 MHz DDR2 SDRAM, Apple co.) via le logiciel OsiriX 3.7.1 (Pixmeo, Bernex, Suisse).

Les examinateurs peuvent naviguer à leur gré dans les volumes, ainsi que modifier les contrastes et la luminosité dans le but de reproduire les conditions d'une utilisation professionnelle quotidienne. L'observation n'est pas limitée dans le temps.

La qualité de l'image est évaluée par l'examineur à l'aide d'un questionnaire sous forme de tableau. Le tableau comprend sept critères relatifs à la qualité d'image: trois concernent la visualisation de structures anatomiques (os cortical, os trabéculé et MV2), deux la visualisation d'entités pathologiques (LIPOE et ROE), un la visualisation du témoin de plâtre et un dernier la qualité globale du cliché en vue d'un diagnostic endodontique ou radiculaire. Les examinateurs notent chaque critère à l'aide d'un barème à cinq points (1: Totalement en désaccord, 2: En désaccord, 3: Ni d'accord, ni en désaccord, 4: D'accord, 5: Totalement d'accord) (Questionnaire en annexe) [92].

Analyse statistique :

Les convergences intra et inter-observateur(s) sont calculées en utilisant le Kappa de Cohen. Il permet de chiffrer l'accord entre deux ou plusieurs observateurs lorsque les jugements sont qualitatifs.

Afin d'évaluer si des différences significatives existent entre la qualité d'image des 5 protocoles, un test de Friedman (test non-paramétrique à variable non ordinale) est réalisé ($p \leq 0,01$).

V. Résultats

V.1. Evaluation objective

V.1.1. Valeurs du bruit sur les régions homogènes

Pour la *région « email »*, le WhiteFox présente la variance la plus élevée avec une valeur de 25323, tandis que le Promax 3Ds JE possède la plus petite avec 3913,03.

Pour la *région « plâtre »*, la valeur la plus élevée est obtenue par le Promax 3Ds JE avec 2625,41, alors que le CS9300 AP obtient la plus faible avec 904,159 (Tableau 3 et Figure 15).

	Planmeca Promax 3Ds		Carestream CS9300		Acteon WhiteFox
Gabarit/Champ (mm)	Jeune enfant	Adolescent frère	Enfant	Adulte petit	60x60
Région homogène "email"					
Nombre de voxels	95270	96228	83478	37356	82298
Moyenne de niveau de gris	4053,51	4052,90	3275,75	2761,35	4162,03
Variance σ_c^2	3913,03	4041,20	11471,60	5080,35	25323
Région homogène "plâtre"					
Nombre de voxels	69599	69791	69791	70319	70319
Moyenne de niveau de gris	1259,16	1258,02	986,55	683,87	581,50
Variance σ_p^2	2625,41	2302,37	987,93	904,16	1573,10

Tableau 3 : Nombres de voxels, moyennes de niveau de gris et variances des régions « email » et « plâtre » des cinq protocoles (module « Imagestatistics » (MeVisLab))

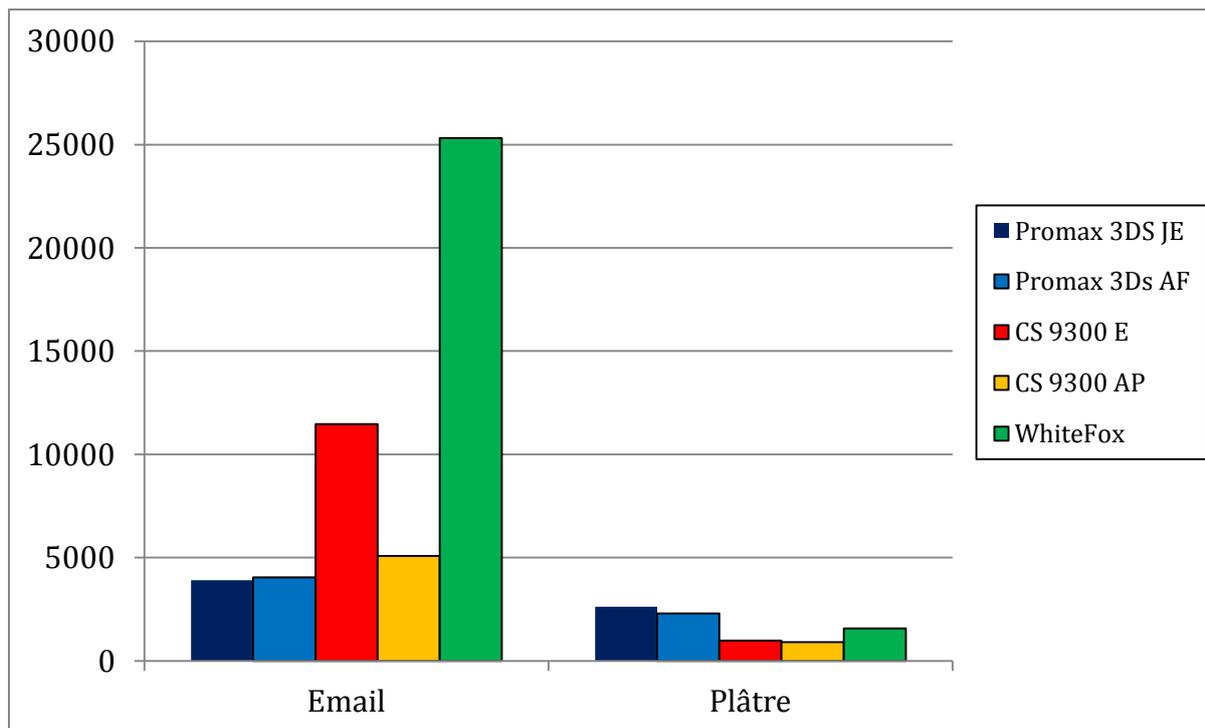


Figure 15 : Diagramme des variances aux régions homogènes « email » et « plâtre » des cinq protocoles d'acquisition

V.1.2. Valeurs du CNR

Les valeurs du CNR de chaque protocole d'acquisition sont calculées et présentées dans le tableau 4.

Gabarit/Champ (mm)	Planmeca Promax 3Ds		Carestream CS9300		Acteon WhiteFox
	Jeune enfant	Adolescent frêle	Enfant	Adulte petit	60x60
CNR	34,56	35,09	20,51	26,85	21,83

Tableau 4 : Valeurs du CNR des cinq acquisitions

Le Promax 3Ds AF présente le CNR le plus élevé, alors que le CS9300 E possède le plus faible. Le Promax 3Ds présente un CNR sensiblement équivalent entre ses deux gabarits (Tableau 4).

V.2. Evaluation subjective

Nous avons relevé une valeur manquante au niveau du critère « témoin de plâtre » d'un cliché correspondant au protocole Promax 3Ds JE. Pour ce critère, les observateurs de l'étude ont toujours attribué le même score entre les deux clichés (doublons) d'un même protocole. La valeur manquante a donc été remplacée par le score du doublon correspondant pour l'observateur concerné.

L'étude des différences de scores attribués aux différents protocoles se base sur la moyenne des scores des deux examinateurs pour chaque critère et pour chaque protocole (Figure 16).

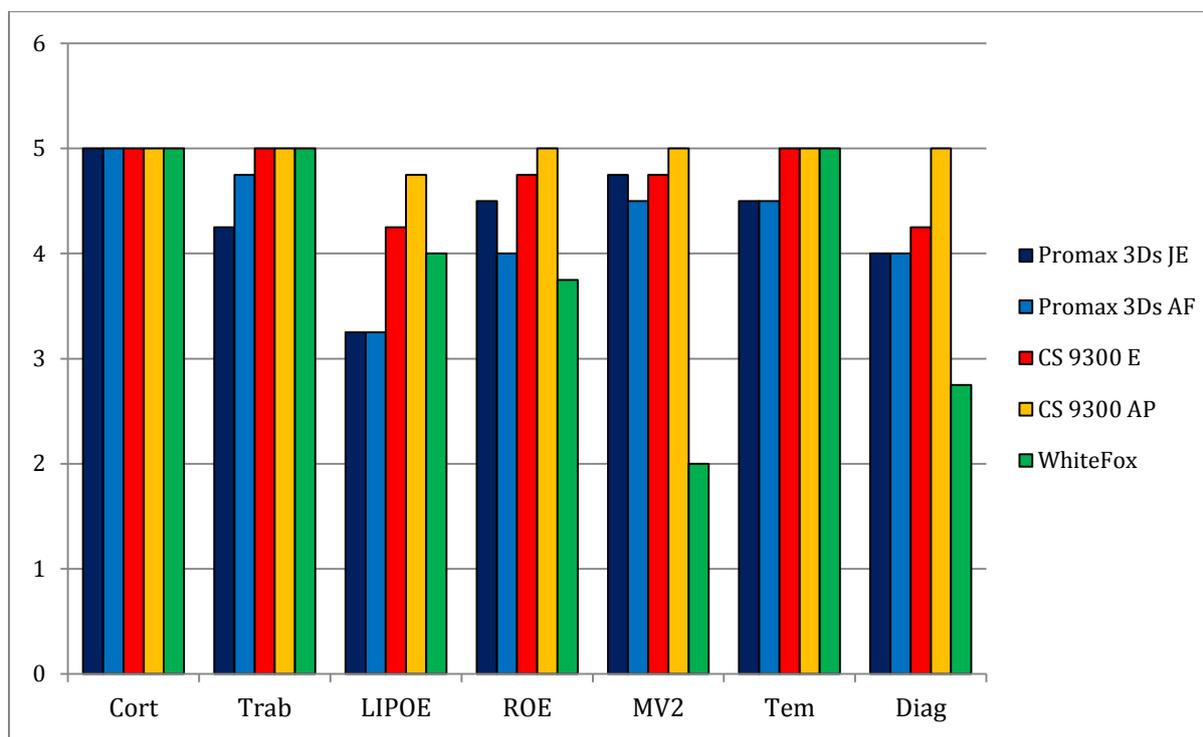


Figure 16: Moyennes des scores des deux observateurs par critère et pour les cinq acquisitions

Pour l'équivalent d'*os cortical*, la moyenne maximale est atteinte pour tous les protocoles d'acquisition. Pour le simili *os trabéculé*, la moyenne maximale est atteinte pour les clichés des deux gabarits du CS9300 et le cliché du WhiteFox, alors que le Promax 3Ds JE obtient la moyenne la plus basse. Pour l'équivalent de *LIPOE*, le CS9300 AP obtient la moyenne la plus haute, tandis que le Promax 3Ds obtient pour ses deux gabarits la moyenne la plus basse. Concernant la *ROE simulée*, le CS 9300 AP obtient la moyenne maximale, et la plus basse est observée par le WhiteFox. Pour le *MV2*, le CS 9300 AP obtient la moyenne maximale et le WhiteFox obtient une moyenne nettement plus basse. Pour le *témoin de plâtre*, le WhiteFox, le CS 9300 E et AP obtiennent la moyenne maximale et la moyenne la plus basse est observée pour les deux protocoles du Promax 3Ds. Quant au critère « *qualité globale excellente des images pour poser un diagnostic endodontique ou*

radiculaire », la moyenne maximale est atteinte par le CS 9300 AP, alors que la plus basse est observée pour le WhiteFox.

Le CS9300 AP obtient pour chaque critère du questionnaire, la moyenne la plus élevée des cinq protocoles d'acquisition et il obtient la moyenne maximale pour tous les critères, excepté pour le critère « LIPOE » (Figure 16).

Pour chaque protocole, la moyenne des scores de tous les critères et des deux examinateurs est calculée et présentée dans le tableau 5.

	Promax 3Ds JE	Promax 3Ds AF	CS 9300 E	CS 9300 AP	WhiteFox
Moyenne des scores	4,32	4,29	4,71	4,96	3,93

Tableau 5 : Moyennes des scores des deux observateurs pour chaque protocole d'acquisition

La meilleure moyenne est obtenue par le CS 9300 AP alors que la plus basse est obtenue par le WhiteFox. Les deux protocoles du Promax 3Ds présentent des moyennes sensiblement équivalentes (Tableau 5).

Analyse statistique

Pour l'observateur concerné par la valeur manquante, la convergence intra-observateur a été calculée en ne tenant pas compte du critère « témoin de plâtre » d'un côté et en remplaçant la valeur manquante par le score du doublon correspondant de l'autre. Pour l'autre observateur, elle a été calculée classiquement, en prenant en compte tous les critères.

La *convergence intra-observateur* présente alors une valeur de :

- 0,57 pour l'observateur 1,
- 0,49 (en ne tenant pas compte du critère « témoin de plâtre ») et 0,55 (en remplaçant la valeur manquante) pour l'observateur 2.

D'après la classification des valeurs du kappa de Landis et Koch [106], les résultats montrent un accord « modéré » (0,41 - 0,60) pour chaque observateur.

Cependant, au vu de la distribution particulière des scores (nombre important de score maximal 5), nous avons binarisé les scores: 1, 2, 3 et 4 se voient attribuer le chiffre 0 et 5 se voit attribuer le chiffre 1). La convergence intra-observateur a été calculée à nouveau.

Le kappa intra-observateur présente alors une valeur de :

- 0,82 pour l'observateur 1,
- 0,59 (en ne tenant pas compte du critère « témoin de plâtre » et 0,65 (en remplaçant la valeur manquante).

Ces résultats montrent ainsi un accord « presque parfait » (0,81 – 1,00) pour l'observateur 1 et un accord « modéré » (0,41 – 0,60) à « fort » (0,61 – 0,80) pour l'observateur 2 [106].

Le kappa décrivant la *convergence inter-observateur* présente une valeur de 0,35 correspondant à un accord « faible » (0,21 – 0,40) [106]. Pour son calcul, la valeur manquante a été remplacée par le score du doublon correspondant et les scores n'ont pas été binarisés.

Nous obtenons au test de Friedman une valeur p de 0,003 ($p \leq 0,01$), ce qui nous permet de rejeter l'hypothèse nulle H_0 et d'estimer qu'il existe une différence significative entre les scores des cinq protocoles d'acquisition. La valeur manquante a été remplacée pour obtenir le calcul de la valeur p .

VI. Discussion

Dans cette étude, nous avons utilisé un modèle ou fantôme ex-vivo afin d'évaluer objectivement et subjectivement la performance en terme de qualité d'image de trois appareils cone-beam en endodontie.

En imagerie médicale, l'évaluation des systèmes d'imagerie radiographique repose sur deux types d'évaluation. L'évaluation subjective qui utilise le plus souvent des critères anatomiques et/ou diagnostiques, permet de se rapprocher d'un travail de pratique quotidienne. Différents supports peuvent être utilisés. Les squelettes maxillo-faciaux humains ou animaux [22, 33, 67, 71, 73, 81, 95, 107, 108] permettent de disposer d'un objet d'étude radiologiquement fiable, d'accès plus ou moins facile mais dont les critères diagnostiques sont dépendants des modèles utilisés (Figure 17).

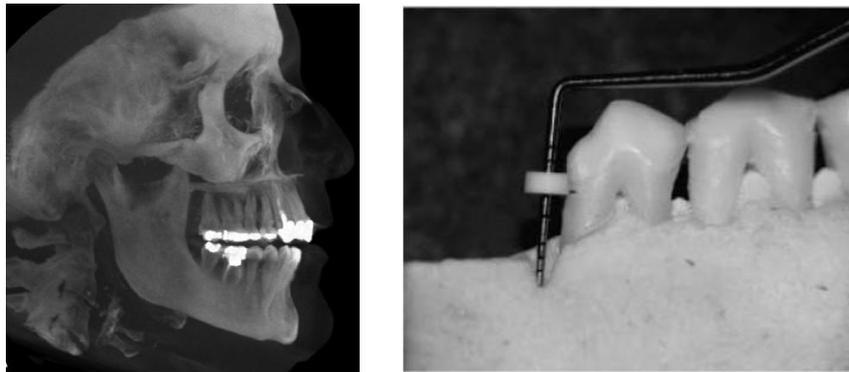


Figure 17 : Squelette humain à gauche [67] et porcine à droite [108]

Les fantômes anthropomorphes [10, 69, 72, 83, 98, 99] présentent l'avantage de fournir de manière synthétique une anatomie radiologiquement cohérente facilitant ainsi leur transport et utilisation (Figure 18).



Figure 18 : Portion tête et cou d'un fantôme anthropomorphe [98]

Néanmoins, la qualité de reproduction anatomique des dents est limitée et l'inclusion de critères diagnostiques en plus des éléments anatomiques est impossible. Les études cliniques (données patients) [5, 37, 40, 42, 80, 109] assurent l'évaluation en condition réelle de la qualité d'image des systèmes d'imagerie (Figure 19).



Figure 19 : Panoramique (A), rétro-alvéolaires (B, C) et coupes sagittales CBCT (D, E) d'un même patient [5]

Ce type de protocole est cependant limité par les principes de radioprotection rendant difficile la comparaison de différents appareils de radiographie. La subjectivité de ces études (calibration des observateurs) et la difficulté de standardisation des protocoles peuvent rendre les résultats peu fiables. De plus, l'absence de standardisation des protocoles d'évaluation rend les résultats de ce genre d'étude difficilement comparables entre eux.

La détermination objective de la qualité d'image utilise la mesure de critères physiques de l'image, par le biais de logiciels, ce qui apporte une reproductibilité et une fiabilité. Elle repose sur l'utilisation de fantômes géométriques, qui autorisent la quantification des différents paramètres de qualité d'image par l'intermédiaire d'inserts de forme et densité connues [77, 82, 84, 87, 110]. Cependant il apparaît difficile d'interpréter ces résultats cliniquement, les résultats obtenus ayant peu de traduction diagnostique dans la pratique clinique [98].

Certaines études associent ces deux types d'évaluation [82, 84, 98, 99, 109] mais la relation entre les résultats ne semble pas entièrement expliquée.

L'intérêt de notre étude repose sur l'utilisation de dents extraites comme objet test. Ces dents rehaussées de critères diagnostiques cliniques ont été incluses dans une structure parodontale synthétique réalisée à partir de matériaux accessibles et selon un protocole reproductible (modèle ex-vivo).

L'utilisation de modèles ex-vivo à base de *matériaux organiques et inorganiques* a déjà été reportée dans la littérature, notamment dans le cadre d'études évaluant les performances diagnostiques des clichés CBCT. Afin d'évaluer la capacité à détecter le deuxième canal mésio-vestibulaire des premières molaires maxillaires, Blattner et al. ont utilisé des maxillaires de porcs broyés pour reproduire la radio-densité de l'*os cortical et trabéculé* humain (Figure20) [22].

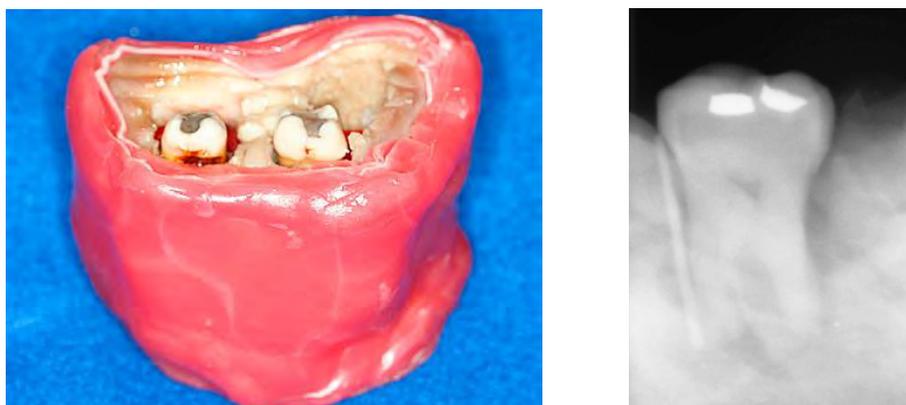


Figure 20 : Modèle ex-vivo incluant dents humaines et maxillaires de porc à gauche et son aspect radiographique à la rétro-alvéolaire à droite [22].

Dans notre étude, l'emploi d'un mélange de plâtre, de sciure et d'alginate nous a garanti une stabilité dimensionnelle et temporelle nécessaire pour le déroulement de l'étude. Un autre avantage a été la possibilité d'inclure un insert plâtre de densité homogène utile à l'analyse objective de la qualité d'image (mesure du CNR). Néanmoins, la consistance de ce simili os trabéculé n'a pas permis d'assurer une juxtaposition suffisante entre les dents. Un espace plus important entre les éléments dentaires et entre apex et « os cortical » a été préféré afin de s'assurer que ce matériau occupe entièrement les espaces péri-radicaux (Figure 21).

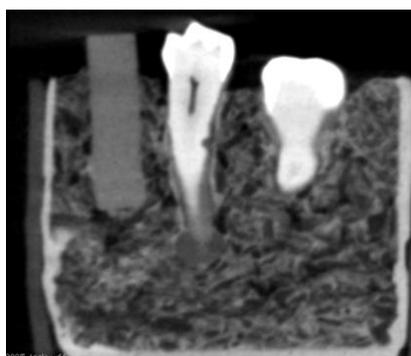


Figure 21 : Coupe sagittale du modèle ex-vivo montrant la disposition des différents éléments

D'autres matériaux auraient pu être testés pour reproduire la radiodensité de l'os trabéculé : mélange en volume identique de plâtre et de farine de riz (Figure 22) [111], matériau d'empreinte (silicone lourd) [112] ou de l'os cellulaire synthétique [113].

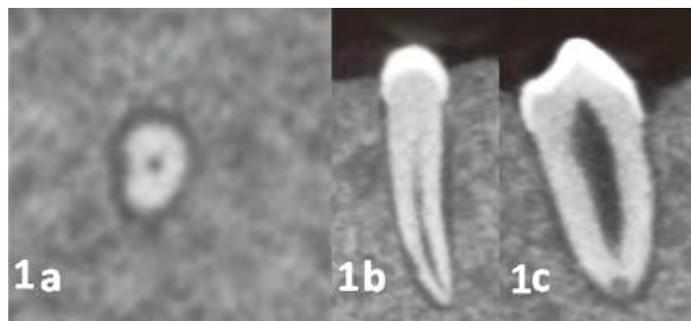


Figure 22 : Aspect radiographique du mélange de plâtre et de farine de riz [111]

La réalisation d'une fine couche radioclaire simulant une épaisseur homogène et continue du *ligament parodontal* n'est pas chose aisée. Dalili suggère d'appliquer deux couches de vernis à ongle [114]. Neves propose d'enduire les racines d'une couche de cire de 0,3mm d'épaisseur afin de réduire les artefacts [111]. Afin de ne pas améliorer la qualité d'image au niveau de cette zone anatomique et d'assurer une épaisseur fine, nous avons choisi d'utiliser 8 couches d'adhésifs dentaires. Cependant la consistance sirupeuse de l'adhésif et le séchage à l'air ont limité l'étalement uniforme de l'adhésif sur les racines.

Différents simulateurs de tissus mous peuvent être utilisés dans la réalisation de modèles ex-vivo. La cire est largement utilisée, sous formes de plusieurs couches appliquées sur les structures simulant les tissus durs [22, 33, 41, 115, 116]. Grâce à sa radio-opacité proche de celle des tissus mous, une couche de 5mm de matériau d'empreinte (hydrocolloïde réversible) peut également remplir cette tâche [94]. Patel et al. utilisent même un filet de bœuf frais enroulé pour simuler la morphologie et l'atténuation de la langue [33]. De Molon et al. ont évalué l'influence sur l'intensité des pixels de différentes épaisseurs (10, 15 et 20mm) de cire, de résine acrylique, d'eau, de bois et de tissu bovin gelé. La présence de ces simulateurs joue un rôle sur l'intensité du tissu osseux mais aucune différence significative n'a été retrouvée entre ces matériaux [117] ou sur l'intensité des pixels du tissu dentaire. Outre son coefficient d'atténuation, l'épaisseur des matériaux utilisés pour simuler les tissus parodontaux joue un rôle sur l'atténuation du faisceau de photons et donc sur l'image résultante (contraste et valeur d'intensité des pixels).

Pour les appareils CBCT petit champ, les structures en dehors du volume étudié ont également un impact non négligeable sur la qualité d'image (rapport contraste sur bruit). En effet, il semblerait que l'intensité du bruit augmente quand les structures hors du champ de vue sont nombreuses [118]. Dans

notre cas, les dimensions du modèle lui permettent d'être entièrement compris dans le petit champ des trois appareils.

Etant donné le volume du modèle ex-vivo, nous avons opté pour la comparaison des clichés aux gabarits inférieurs au gabarit standard (jeune enfant, enfant, adolescent frêle et adulte petit) selon les paramètres constructeurs. Pour le WhiteFox, il n'y a pas la possibilité de choisir le gabarit du patient, le choix se porte uniquement sur la taille du champ de vue. La résolution spatiale est d'autant plus élevée que la taille du champ de vue est réduite, mais les paramètres d'acquisition restent constants (105kV - 9mA) quelque soit le champ de vue utilisé.

Dans notre étude, nous observons en comparant les *histogrammes* que le contraste entre tissus dentaires et tissus parodontaux apparaît supérieur pour le modèle ex-vivo comparé à des cas cliniques. Cette comparaison met en évidence que la reproduction à l'identique des radio-densités de la réalité clinique n'est pas parfaite, et que des travaux ultérieurs mériteraient d'être menés notamment sur l'épaisseur des simulateurs tissulaires utilisés et sur la possibilité d'associer une structure vertébrale en dehors du champ d'acquisition.

Le modèle développé et utilisé dans notre étude a permis en associant dents extraites et structure parodontale synthétique, l'intégration de critères diagnostiques cliniques et d'inserts pour une étude standardisée de l'image.

Concernant l'équivalent de la *LIPOE*, il apparaît radiologiquement plus dense que ne le serait une déminéralisation osseuse apicale. De nombreux protocoles simulent les lésions péri-apicales à l'aide d'une fraise boule sur une pièce à main dans l'os trabéculé apical [33, 94, 119] ou par l'application apicale d'acide perchlorique 70% pendant plusieurs heures [107, 120, 121]. Le volume ainsi créé, reste vide.



Figure 23 : LIPOE créée par fraisage (à gauche), par application d'acide (au milieu) et par une boule de cire (notre modèle ex-vivo) [33, 120]

Dans notre protocole, la présence de cire pour combler et maintenir ce volume ainsi que l'épaisseur du matériau simulant l'os cortical peuvent expliquer la radio-densité supérieure de notre équivalent de LIPOE (Figure 23).

La cavité de *ROE* créée à l'aide d'une fraise dans notre étude, d'une profondeur et d'un diamètre de 1,2mm, correspond à une cavité large selon le protocole de Kamburoğlu et al [102]. Cependant les changements qui apparaissent au sein de la dentine dans des conditions biologiques sont différents de ceux observés dans les cavités créées à l'aide d'une fraise [122]. Nous aurions pu utiliser des substances chimiques pour un rendu plus fidèle à la réalité clinique (cavités irrégulières aux bords flous). En revanche, il n'y aurait pas eu de contrôle précis du diamètre des lésions [122]. Pour l'évaluation objective de la qualité d'image, outre l'insert permettant d'obtenir une région homogène dans l'image, aidant au calcul du CNR, il aurait pu être intéressant de disposer également d'inserts afin de calculer la FTM.

Parmi l'ensemble des appareils de tomographie volumique à la disposition des chirurgiens dentistes, un manque d'uniformité dans le design des modèles des différents fabricants peut être observé [123]. Les modèles « haut-de-gamme » semblent proposer plus de paramètres personnalisables, tandis que les modèles à petit budget ont davantage de paramètres fixes. Ce manque d'uniformité dans les spécifications techniques des systèmes peut se traduire par une disparité dans la qualité d'image, la dose d'irradiation, et donc dans la visibilité des structures anatomiques de la sphère orale [73]. Notre étude, en se basant sur l'évaluation d'image radiologique numérique, a permis de comparer plusieurs systèmes d'imagerie cone-beam.

La résolution spatiale communiquée par les fabricants correspond à la résolution de visualisation, qui est différente de la résolution spatiale véritable du détecteur obtenue par le calcul (via un logiciel) ou la détermination visuelle de la FTM (grille de paires de lignes). Afin d'éviter toute influence de la résolution de visualisation lors de l'évaluation de la qualité d'image, les volumes issus du CS 9300 (0,09mm) ont été rééchantillonnés de manière à obtenir la même résolution que les deux autres appareils CBCT (0,10mm).

Le rééchantillonnage permet dans notre étude de générer une image qui contient moins de pixels qu'au départ : on parle de sous-échantillonnage. La diminution du nombre de pixels provoque une certaine perte sur le plan de la qualité du détail, mais les pixels restent tout de même représentatifs de l'image de départ. En effet, pour chaque pixel de l'image réduite, il y a prise en compte de la valeur de plusieurs autres pixels dans l'original. Il y a donc une sorte de moyenne implicite sur plusieurs échantillons équivalant à un filtrage des hautes fréquences. Ceci est d'autant plus vrai que le facteur de réduction est non entier (pour une moyenne effective), et proche de un (pour ne pas perdre trop d'informations) [124].

Le modèle ex-vivo élaboré dans notre étude a permis de comparer trois appareils de tomographie volumique petit-champ (cinq protocoles d'acquisitions) selon leur qualité d'image. Le design de ce fantôme n'a cependant pas permis la comparaison des performances diagnostiques de ces appareils.

L'évaluation objective fait ressortir un CNR plus élevé pour le Promax 3Ds (CNR de 35,09 et 34,56). Le CNR étant un des principaux indicateurs de la qualité physique de l'image, ces résultats montreraient une supériorité des images obtenues par le Promax 3Ds. Un résultat comparable a été trouvé par Bechara et al. qui ont relevé un CNR significativement plus élevé pour le Promax (voxel de 0,2mm) comparé à deux autres appareils CBCT (tailles de voxel de 0,076 (Kodak 9000), 0,08 et 0,125mm (Accuitomo 3D)) [86]. Les résolutions comparées n'étaient cependant pas identiques.

Pour l'évaluation subjective de la qualité d'image, les résultats classent au premier rang le CS 9300 AP (moyenne=4,96), le CS 9300 E (moyenne=4,71), le Promax 3Ds JE (moyenne=4,35), le Promax 3Ds AF (moyenne=4,29) et le WhiteFox champ de vue héli-arcade (moyenne=3,93).

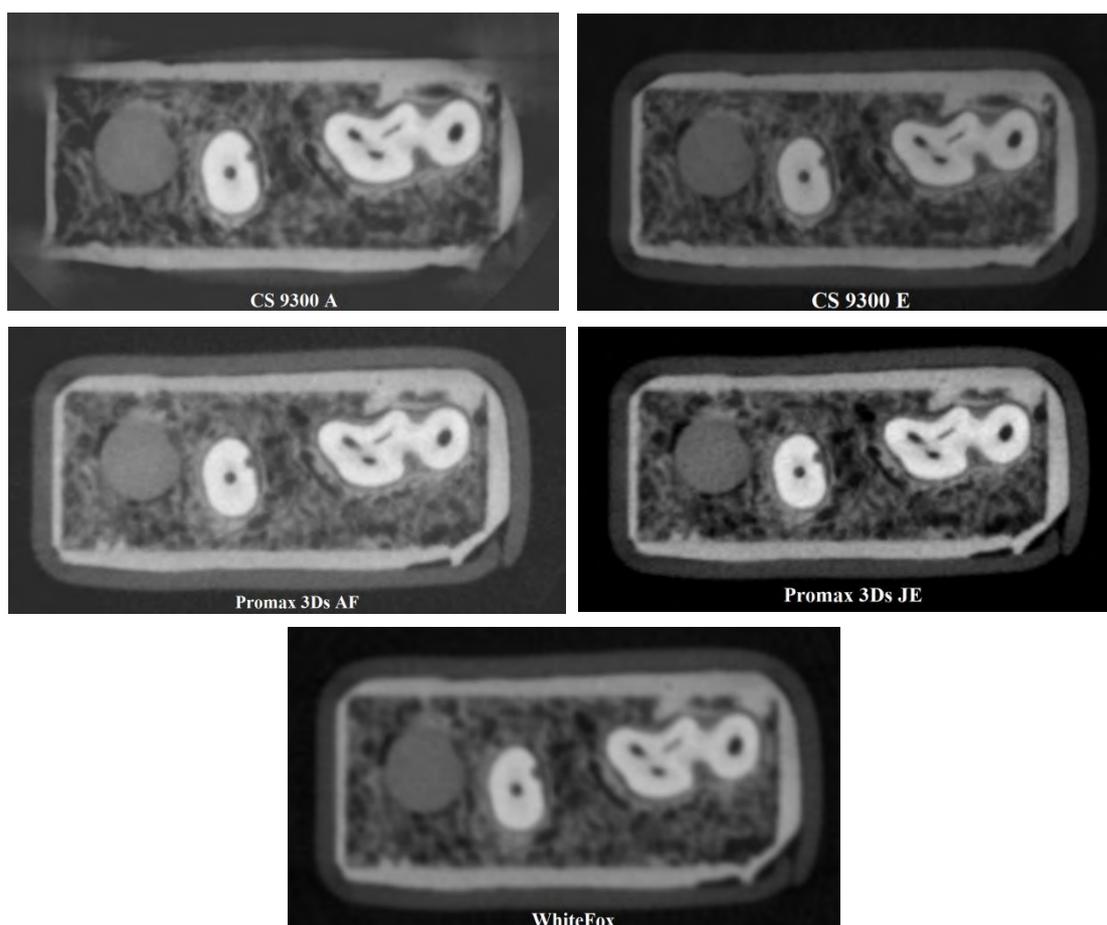


Figure 24 : Comparaison de clichés (coupe transversale) des cinq protocoles de prise

Notre étude ne montre pas de résultats concordants entre les deux évaluations réalisées en ce qui concerne le classement des appareils. Ces résultats ne sont pas en accord avec d'autres études menées sur la qualité d'image associant également une évaluation objective à une évaluation subjective.

Watanabe et al. en comparant un appareil CBCT et un appareil MSCT, ont montré que la détermination visuelle de la FTM et la visualisation des structures ont confirmé les résultats de l'analyse objective de la FTM [82].

Pauwels et al ont analysé la relation entre les paramètres objectifs (contraste, bruit et CNR) et les critères subjectifs (anatomiques et diagnostiques) de la qualité d'image CBCT. Les auteurs ont obtenu des résultats plutôt concordants car les scores de visibilité des structures anatomiques et diagnostiques augmentaient en même temps que le CNR [98].

Quoi qu'il en soit, on observe une globale supériorité de qualité d'image technique et clinique pour les Promax 3Ds et CS 9300. Il serait également intéressant d'évaluer le rôle du rééchantillonnage dans l'étude. Les résultats pourraient ne pas être identiques si les volumes du CS 9300 n'avaient pas été rééchantillonnés. Notre modèle ex-vivo nécessite également de plus amples recherches pour en améliorer son réalisme. De plus, notre étude demeure limitée à une évaluation ex-vivo, et les particularités cliniques d'un examen in vivo ne sont pas prises en compte. En effet, les examens de patients montrent le plus souvent des artéfacts liés aux restaurations métalliques (artéfact en étoile) et aux mouvements du patient (flou ou double contour) (Figure 25) [80, 125].

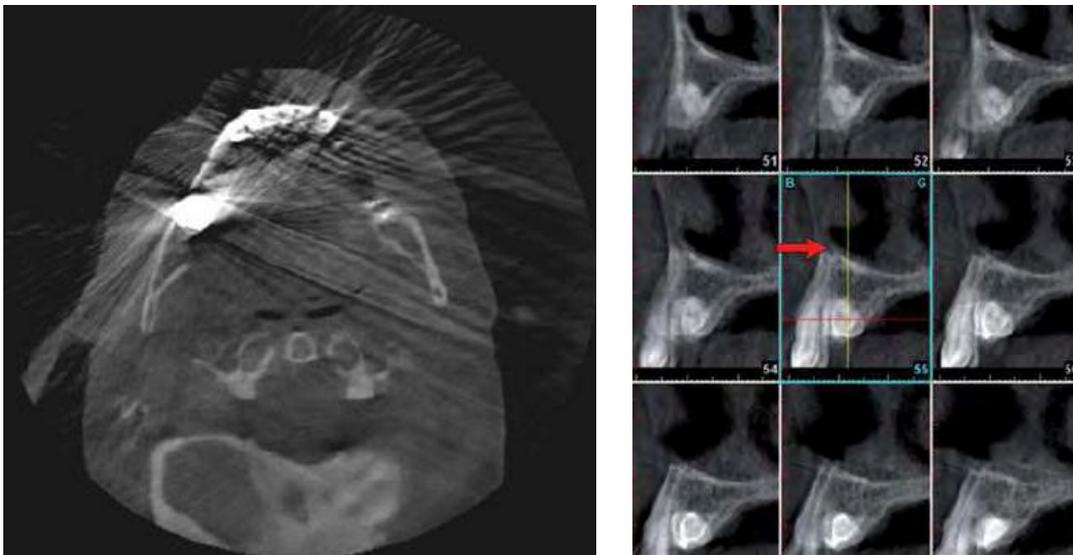


Figure 25 : Exemple d'artéfact en étoile (à gauche) et d'artefact lié aux mouvements du patient [125, 126]

Le nombre de clichés étudiés, issus d'un unique modèle, apparaît relativement limité. Inclure un deuxième modèle aurait pu nous permettre d'évaluer la reproductibilité du protocole de réalisation de notre fantôme et d'obtenir des données plus importantes.

Avec un accord modéré à presque parfait, les valeurs du kappa intra-observateur (valeurs binarisées et non binarisées) de l'étude sont en accord ou supérieures comparées à celles des études précédentes portant également sur la qualité d'image [73, 74, 92, 99]. Avec un accord faible, le kappa inter-observateur de l'étude est inférieur à ceux retrouvés dans les études similaires. [73, 74, 99]. Cependant, ces études prévoient généralement un nombre d'observateurs et de clichés plus importants. Le nombre total d'observations ainsi augmenté fournit une fiabilité supérieure des résultats et permet d'obtenir des valeurs de convergences intra et inter-observateurs moyennes à partir d'un nombre plus important de kappas. Il serait donc intéressant de mener des travaux incluant davantage de clichés (appareils et protocoles) et d'observateurs.

Les conclusions que l'on tire de notre travail sont limitées au cadre de notre étude. Néanmoins, on observe une différence significative entre les scores des cinq protocoles étudiés.

Conclusion

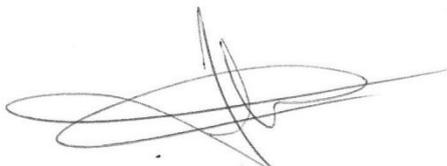
La technologie CBCT occupe une place importante dans la pratique dentaire. Par l'apport de la troisième dimension, elle permet au praticien une vision non superposée des structures anatomiques. Le choix d'une haute résolution et d'un champ de vue réduit rend la tomographie volumique à faisceau conique particulièrement adaptée à l'utilisation endodontique.

Etant donné la progression du nombre d'appareils et de leur technologie, il nous est apparu pertinent de comparer la qualité d'image de plusieurs appareils et de plusieurs protocoles d'acquisition. En effet, la résolution spatiale indiquée par les constructeurs ne suffit pas à elle seule à caractériser la qualité d'image. Nous avons pour cela, réalisé un modèle réunissant des critères permettant les évaluations objective et subjective de la qualité d'image. Notre étude a été menée à partir de clichés de CBCT de petit champ de vue et d'une taille de voxel de 0,10mm.

L'étude objective a montré un CNR supérieur pour le Promax 3Ds AF et un CNR inférieur pour le CS 9300 E. Les résultats de l'étude subjective ont montré une moyenne des scores d'observation la plus élevée pour le CS 9300 AP et la plus basse pour le WhiteFox. Une différence significative des scores de qualité d'image a été retrouvée entre les clichés des cinq protocoles d'acquisition.

Néanmoins, et afin de valider ce protocole, il semblerait intéressant de mener des études complémentaires en incluant un échantillon plus large (nombre de clichés et d'observateurs) pour augmenter la fiabilité des résultats. Des modifications devraient être apportées au modèle proposé par l'étude, afin d'en améliorer son réalisme (radio-densités...) et d'associer si possible de nouveaux critères techniques. Ce protocole pourra alors par la suite également être utilisé pour évaluer une taille de voxel différente, ainsi que d'autres appareils et protocoles d'acquisition.

Le directeur de thèse,



10/03/15

Le président du jury,



Le 10/03/2015

Annexes**Questionnaire**

Nom de l'examineur :

Date :

Numéro de référence de l'image :

Consigne : Observez les images et entourez une seule réponse pour chaque ligne.

	Totalement en désaccord	En désaccord	Ni d'accord, ni en désaccord	D'accord	Totalement d'accord
Ce cliché permet une visualisation nette de l' os cortical	1	2	3	4	5
Ce cliché permet une visualisation nette de l' os trabéculé	1	2	3	4	5
Ce cliché permet une visualisation nette de la LIPOE	1	2	3	4	5
Ce cliché permet une visualisation nette de la ROE	1	2	3	4	5
Ce cliché permet une visualisation nette du canal MV2	1	2	3	4	5
Ce cliché permet une visualisation nette du témoin de plâtre	1	2	3	4	5
La qualité globale des images est excellente pour poser un diagnostic endodontique ou radiculaire	1	2	3	4	5

Bibliographie

1. Cédric Treguer. L'évolution de la pratique de l'endodontie en France. Other. 2012. <dumas-00906684>.
2. Farman AG, Farman TT. A comparison of 18 different x-ray detectors currently used in dentistry. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology* 2005; **99**: 485-9.
3. Scarfe WC, Levin MD, Gane D, Farman AG. Use of Cone Beam Computed Tomography in Endodontics. *International Journal of Dentistry* 2009; **2009**, Article ID 634567.
4. Patel S, Dawood A, Whaites E, Pitt Ford T. New dimensions in endodontic imaging: Part 1. Conventional and alternative radiographic systems. *International Endodontic Journal* 2009; **42**: 447-62.
5. 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. *Journal of Endodontics* 2008; **34**: 273-9.
6. Lemkamp M, Filippi A, Berndt D, Lambrecht JT. Possibilités de diagnostic par tomographie volumique numérisée. *Rev Mens Suisse Odontostomatologie* 2006; **116**: 651-3.
7. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, White SC. Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection recommendations regarding dose calculation. *Journal of the American Dental Association* 2008; **139**: 1237-43.
8. Choi JW. Assessment of panoramic radiography as a national oral examination tool: review of literature. *Imaging Science in Dentistry* 2011; **41**: 1-6.
9. Tyndall DA, Kohltfarber H. Application of cone beam computed tomography in endodontics. *Australian Dental Journal* 2012; **57**: 72-81.
10. Mischkowski RA, Scherer P, Ritter L, Neugebauer J, Keeve E, Zöllner JE. Diagnostic quality of multiplanar reformations obtained with a newly developed cone beam device for maxillofacial imaging. *Dentomaxillofacial Radiology* 2008; **37**: 1-9.
11. HAS. Tomographie volumique à faisceau conique de la face (Cone Beam Computerized Tomography) - Rapport d'évaluation technologique 2009.
12. Von Arx T. Le foramen mentonnier, « carrefour de la mandibule » : observations anatomo-cliniques. *Rev Mens Suisse Odontostomatologie* 2013; **123**: 216-25.
13. Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does It Work? *Dental Clinics of North America* 2008; **52**: 707-30.
14. Brüllmann D, Schulze RK. Spatial resolution in CBCT machines for dental/maxillofacial applications - what do we know today? *Dentomaxillofacial Radiology* 2015; **44**, 20140204.
15. Boeddinghaus R, Whyte A. Current concepts in maxillofacial imaging. *European Journal of Radiology* 2008; **66**: 396-418.
16. Nair MK, Nair UP. Digital and advanced imaging in endodontics: a review. *Journal of Endodontics* 2007; **33**: 1-6.
17. Tyndall DA, Rathore S. Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment and endodontic applications. *Dental Clinics of North America* 2008; **52**: 825-41.
18. Wolcott J, Ishley D, Kennedy W, Johnson S, Minnich S, Meyers J. A 5 yr clinical investigation of second mesiobuccal canals in endodontically treated and retreated maxillary molars. *Journal of Endodontics* 2005; **31**: 262-4.
19. Weine FS. Endodontic therapy. (5th edition). St. Louis: Mosby; 1995. p. 243.

20. Degerness RA, Nowles WR. Dimension, anatomy and morphology of the mesiobuccal root canal system in maxillary molars. *Journal of Endodontics* 2010; **36**: 985-9.
21. Domark JD, Hatton JF, Benison RP, Hildebolt CF. An ex vivo comparison of digital radiography and cone-beam and micro computed tomography in the detection of the number of canals in the mesiobuccal roots of maxillary molars. *Journal of Endodontics* 2013; **39**: 901-5.
22. 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 mesiobuccal canals in maxillary first and second molars: a pilot study. *Journal of Endodontics* 2010; **36**: 867-70.
23. Weine FS, Healey HJ, Gerstein H, Evanson L. Canal configuration in the mesiobuccal root of the maxillary first molar and its endodontic significance. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1969; **28**: 419-25.
24. Vizzotto MB, Silveira PF, Arus NA, Montagner F, Gomes BP, da Silveira HE. CBCT for the assessment of second mesiobuccal (MB2) canals in maxillary molar teeth: effect of voxel size and presence of root filling. *International Endodontic Journal* 2013; **46**: 870-6.
25. Hosoya N, Yoshida T, Iino F, Mishima A, Kobayashi K. Detection of a secondary mesio-buccal canal in maxillary first molar: a comparative study. *Journal of Conservative Dentistry* 2012; **15**: 127-31.
26. Patel S. New Dimensions in endodontic imaging: Part 2. Cone Beam Computed Tomography. *International Endodontic Journal* 2009; **42**: 463-75.
27. Rigolone M, Pasqualini D, Bianchi L, Berutti E, Bianchi SD. Vestibular surgical access to the palatine root of the superior first molar: "low-dose cone-beam" CT analysis of the pathway and its anatomic variations. *Journal of Endodontics* 2003; **29**: 773-5.
28. Tsurumachi T, Honda K. A new cone beam computerized tomography system for use in endodontic surgery. *International Endodontic Journal* 2007; **40**: 224-32.
29. Patel S, Dawood A, Whaites E, Pitt Ford T. The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *International Endodontic Journal* 2007; **40**: 818-30.
30. Nakata K, Naitoh M, Izumi M, Inamoto K, Arijji E, Nakamura H. Effectiveness of dental computed tomography in diagnostic imaging of periradicular lesion of each root of a multirrooted tooth: a case report. *Journal of Endodontics* 2006; **32**: 583-7.
31. Kovisto T, Ahmad M, Bowles W. Proximity of the mandibular canal to the tooth apex. *Journal of Endodontics* 2011; **37**: 311-5.
32. Low KMT, Dula K, Bürgin W, Von Arx T. Comparison of Periapical Radiography and Limited Cone-Beam Tomography in Posterior Maxillary Teeth Referred for Apical Surgery. *Journal of Endodontics* 2008; **34**: 557-62.
33. Patel S, Dawood A, Mannocci F, Wilson R, Ford P. Detection of periapical bone defects in human jaws using cone beam computed tomography and intraoral radiography. *International Endodontic Journal* 2009; **42**: 507-15.
34. Bornstein MM, Lauber R, Sendi P, Von Arx T. Comparison of periapical radiography and limited cone-beam computed tomography in mandibular molars for analysis of anatomical landmarks before apical surgery. *Journal of Endodontics* 2011; **37**: 151-7.
35. Durack C, Patel S. Computed tomography in endodontics. *Brazilian Dental Journal* 2012; **23**: 179-91.
36. de Paula Silva FWG, Wu M-K, Leonardo MR, Da Silva LAB. Accuracy of periapical radiography and cone-beam computed tomography scans in diagnosing apical periodontitis using histopathological findings as a gold standard. *Journal of Endodontics* 2009; **35**: 1009-12.

37. Venskutonis T, Daugela P, Strazdas M, Juodzbaly G. Accuracy of digital radiography and cone beam computed tomography on periapical radiolucency detection on endodontically treated teeth. *Journal of Oral and Maxillofacial Research* 2014; **5**: e1.
38. Patel S, Wilson R, Dawood A, Foschi F, Mannocci F. The detection of periapical pathosis using digital periapical radiography and cone beam computed tomography – Part 2: a 1-year post-treatment follow-up. *International Endodontic Journal* 2012; **45**: 711-23.
39. Patel S, Dawood A. The use of cone beam computed tomography in the management of cervical resorption lesions. *International Endodontic Journal* 2007; **40**: 730-7.
40. 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* 2009; **42**: 831-8.
41. Liedke GS, da Silveira HE, da Silveira HL, Dutra V, de Figueiredo JA. Influence of voxel size in the diagnostic ability of cone beam tomography to evaluate simulated external root resorption. *Journal of Endodontics* 2009; **35**: 233-5.
42. Estrela C, Bueno MR, De Alencar AH, Mattar R, Valladares Neto J, Azevedo BC, De Araujo Estrela CR. Method to evaluate inflammatory root resorption by using cone beam computed tomography. *Journal of Endodontics* 2009; **35**: 1491-7.
43. Durack C, Patel S, Davies J, Wilson R, Mannocci F. Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption. *International Endodontic Journal* 2011; **44**: 136-47.
44. D'Addazio PSS, Campos CN, Özcan M, Teixeira HGC, Passoni RM, Carvalho ACP. A comparative study between cone-beam computed tomography and periapical radiographs in the diagnosis of simulated endodontic complications. *International Endodontic Journal* 2011; **44**: 218-24.
45. Nilsson E, Bonte E, Bayet F, Lasfargues JJ. Management of internal root resorption in permanent teeth. *International Journal of Dentistry* 2013; **2013**, article ID 929486.
46. Wang P, He W, Sun H, Lu Q, Ni L. Detection of vertical root fractures in non-endodontically treated molars using cone-beam computed tomography: a report of four representative cases. *Dental Traumatology* 2012; **28**: 329-33.
47. Khasnis SA, Kidiyoor KH, Patil AB, Kenganal SB. Vertical root fractures and their management. *Journal of Conservative Dentistry* 2014; **17**: 103-10.
48. Bernardes RA, de Moraes IG, Hungaro Durate MA, Azevedo BC, De Azevedo JR, Bramante CM. Use of cone beam volumetric tomography in the diagnosis of root fractures. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2009; **108**: 270-7.
49. Varshosaz M, Tavakoli MA, Mostafai M, Baghban AA. Comparison of conventional radiography with CBCT for the detection of vertical root fractures: An in vitro study. *Journal of Oral Science* 2010; **52**: 593-7.
50. Valizadeh S, Khosaravi M, Azizi Z. Diagnostic accuracy of conventional, digital and cone beam computed tomography in vertical root fracture detection. *Iranian Endodontic Journal* 2011; **6**: 15-20.
51. Edlung M, Nair MK, Nair UP. Detection of Vertical Root Fractures by Using Cone-beam Computed Tomography: A Clinical Study. *Journal of Endodontics* 2011; **37**: 768–772.
52. Khayat B, Michonneau JC. Cone beam in endodontics. *Endodontic Practice* 2009: 44-8.
53. ICRP, 1977. Recommendations of the ICRP. ICRP Publication 26. Ann. ICRP 1 (3).
54. Kiarudi AH, Eghbal MJ, Safi Y, Aghdasi MM, Fazlyab M. The Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Endodontics: A Review of Literature. *Iranian Endodontic Journal* 2015; **10**: 16-25.

55. Vizzotto MB, Silveira PF, Arus NA, Montagner F, Gomes BPFA, da Silveira HED. CBCT for the assessment of second mesiobuccal (MB2) canals in maxillary molar teeth: effect of voxel size and presence of root filling. *International Endodontic Journal* 2013; **46**: 870-6.
56. Neves FS, Vasconcelos TV, Vaz SLA, Freitas DQ, Haiter-Neto F. Evaluation of reconstructed images with different voxel sizes of acquisition in the diagnosis of simulated external root resorption using cone beam computed tomography. *International Endodontic Journal* 2012; **45**: 234-9.
57. Coolidge E. The thickness of the human periodontal membrane. *Journal of the American Dental Association* 1937; **24**: 1260–1265.
58. Schroeder HE. The Periodontium. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 1986.
59. Tyndall DA, Rathore S. Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. *Dental Clinics of North America* 2008; **52**: 825-41.
60. Michetti J. Imagerie en endodontie : principes, systèmes et post-traitement. Cours Optionnel endodontie - DU Imagerie. Octobre 2012.
61. Nahum H. Traité d'imagerie médicale. 2014 Volume 1 (2^e édition) Edition Lavoisier. 2 volumes. 840 pages. P. 21.
62. Workman A, Brettle DS. Physical performance measures of radiographic imaging systems. *Dentomaxillofacial Radiology* 1997; **26**: 139-146.
63. Maret D. Morphométrie haute résolution des germes dentaires: Evaluation du Cone Beam CT en tant qu'outil de mesure.-164p, Th. : Anthropobiologie : Toulouse : 2010.
64. Smith SW. The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing - (1ère edition) San Diego: California Technical Publishing, 1997, 626 pages.
65. Estribeau M. Analyse et modélisation de la fonction de transfert de modulation des capteurs d'images à pixels actifs CMOS. 173p. Th. Microélectronique, capteurs d'images : Toulouse : 2004.
66. Gupta R, Grasruck M, Suess C, Bartling SH, Schmidt B, Stierstorfer K et al. Ultra-high resolution flat-panel volume CT : fundamental principles, design architecture, and system characterization. *European Radiology* 2006; **16**: 1191-205.
67. Kwong JC, Palomo JM, Landers MA, Figueroa A, Hans MG. Image quality produced by different cone beam computed tomography settings. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2008; **133**: 317-27.
68. Sur J, Seki K, Koizumi H, Nakajima K, Okano T. Effects of tube current on cone-beam computerized tomography image quality for presurgical implant planning in vitro. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology* 2010; **110**: 29-33.
69. Ludlow JB, Walker C. Phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2013; **144**: 802-817.
70. Nemtoi A, Czink C, Haba D, Gahleitner A. Cone beam CT: a current overview of devices. *Dentomaxillofacial Radiology* 2013; **42**, 20120443.
71. Kamburoğlu 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.
72. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *European Journal of Radiology* 2012; **81**: 267-71.
73. Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L et al. A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. *European Journal of Radiology* 2010; **75**: 265-9.

74. Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Gröndahl K. Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. *European Journal of Radiology* 2011; **80**: 483-8.
75. Lofthag-Hansen S. Cone beam computed tomography radiation dose and image quality assessments. – 56p, Th. Department of oral and maxillofacial radiology: Gothenburg : 2010.
76. Bechara B, McMahan A, Moore WS, Noujeim M, Geha H. Contrast-to-Noise Ratio with different large volumes in a cone-beam computerized tomography machine: An in vitro stud. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology* 2012; **114**: 658-65.
77. Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y, Peltola J, Kortensniemi M. Dosimetry and image quality of four cone beam computed tomography scanners compared with multi-slice computed tomography scanners. *Dentomaxillofacial Radiology* 2009; **38**: 367-78.
78. Lee SW, Lee CL, Cho HM, Park HS, Kim DH, Choi YN, Kim HJ. Effects of Reconstruction Parameters on Image Noise and Spatial Resolution in Cone-beam Computed Tomography. *Journal of Korean Physical Society* 2011; **59**: 2825-32.
79. Foro SDL. Evaluation comparative de la qualité d'image de différents systèmes de radiologie numérique & Contrôle qualité et optimisation de la radioprotection au CHU d'Amiens. 70p. Mémoire de fin d'études. Amiens. 2004.
80. Donaldson K, O'Connor S, Heath N. Dental cone beam CT image quality possibly reduced by patient movement. *Dentomaxillofacial Radiology* 2013; **42**, 91866873.
81. Esposito SA, Huybrechts B, Slagmolen P, Cotti E, Coucke W, Pauwels R et al. A novel method to estimate the volume of bone defects using cone-beam computed tomography: an in vitro study. *Journal of Endodontics* 2013; **39**: 1111-5.
82. Watanabe H, Honda E, Tetsumura A, Kurabayashi T. A comparative study for spatial resolution and subjective image characteristics of a multi-slice CT and a cone-beam CT for dental use. *European Journal of Radiology* 2011; **77**: 397-402.
83. Loubele M, Jacobs R, Maes F, Denis K, White S, Coudyzer W et al. Image quality vs radiation dose of four cone beam computed tomography scanners. *Dentomaxillofacial Radiology* 2008; **37**: 309-18.
84. Bamba J, Araki K, Okano T. Image quality assessment of three cone beam CT machines using the SEDENTEXCT CT phantom. *Dentomaxillofacial Radiology* 2013; **42**, 20120445.
85. Tapiovaara M. Relationships between physical measurements and user evaluation of image quality in medical radiology – a review. *Radiation Protection Dosimetry* 2008; **129**: 244-8.
86. 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. *Journal of Oral Science* 2012; **54**: 227-32.
87. Pauwels R, Stamatakis H, Manousaridis G, Walker A, Michielsen K, Bosmans H et al. Development and applicability of a quality control phantom for dental cone beam CT. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 2011; **12**: 245-60.
88. Torgersen GR, Hol C, Møystad A, Hellén-Halme K, Nilsson M. A phantom for simplified image quality control of dental cone beam computed tomography units. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology* 2014; **118**: 603-11.
89. Pauwels R, Beinsberger J, Stamatakis H, Tsiklakis K, Walker A, Bosman H et al. Comparison of spatial and contrast resolution for cone-beam computed tomography scanners. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology* 2012; **114**: 127-35.
90. Suomalainen A. Cone beam computed tomography in oral radiology. Academic Dissertation. Faculty of Medicine, Helsinki 2010.

91. Bath M, Mansson LG. Visual grading characteristics (VGC) analysis: a non-parametric rank-invariant statistical method for image quality evaluation. *British Journal Radiology* 2007; **80**: 169-76.
92. 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. *Journal of Dentistry* 2011; **39**: 764-70.
93. Alqerban A, Jacobs R, Fieuws S, Nackaerts O, Willems G, The SEDENTEXCT Project Consortium. Comparison of 6 cone-beam computed tomography systems for image quality and detection of simulated canine impaction-induced external root resorption in maxillary lateral incisors. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2011; **140**: 129-39.
94. Hedesiu M, Baciut M, Baciut G, Nackaerts O, Jacobs R, The SEDENTEXCT Project Consortium. Comparison of cone beam CT device and field of view for the detection of simulated periapical bone lesions. *Dentomaxillofacial Radiology* 2012; **41**: 548-52.
95. Sogur E, Baksi BG, Gröndahl HG. Imaging of root canal fillings: a comparison of subjective image quality between limited cone-beam CT, storage phosphor and film radiography. *International Endodontic Journal* 2007; **40**: 179-85.
96. Mansson LG. Methods for the evaluation of image quality: a review. *Radiation Protection Dosimetry* 2000; **90**: 89-99.
97. ICRP Publication 73. Radiological protection and safety in medicine. *Annals of the ICRP* 26(2), 1996.
98. Congress of the European Society of Radiology (ECR 2013; Leuven (Belgique)). Pauwels R, Seynaeve L, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R. Technical versus diagnostic image quality in dental CBCT imaging.
99. Choi JW, Lee SS, Choi SC, Heo MS, Huh KH, Yi WJ et al. Relationship between physical factors and subjective image quality of cone-beam computed tomography images according to diagnostic task. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology* 2015; vol?: 1-9 (in press).
100. Krupinski EA, Practical applications of perceptual research, in *Handbook of Medical Imaging, Vol 1: Medical Physics and Psychophysics*, Beutel J, Kundel H, Van Metter R (eds.), SPIE, Bellingham 2000.
101. Pattanshetti N, Gaidhane M, Al Kandari AM. Root and canal morphology of the mesiobuccal and distal roots of permanent first molars in Kuwait population – a clinical study. *International Endodontic Journal* 2008; **41**: 755-62.
102. Kamburoğlu 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 Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2008; **106**: 885-91.
103. Estrela C, Bueno MR, Azevedo BC, Azevedo JR, Pécora JD. A new periapical index based on cone beam computed tomography. *Journal of Endodontics* 2008; **34**: 1325-31.
104. Stavropoulos A, Wenzel A. Accuracy of cone beam dental CT, intraoral digital and conventional film radiography for the detection of periapical lesions. An ex vivo study in pig jaws. *Clinical Oral Investigations* 2007; **11**: 101-6.
105. Liang YH, Jiang L, Gao XJ, Shemesh H, Wesselink PR, Wu MK. Detection and measurements of artificial periapical lesions by cone-beam computed tomography. *International Endodontic Journal* 2014; **47**: 332-8.
106. Landis JR, Koch GG. The Measurement of Observer Agreement for Categorical Data. *Biometrics* 1977; **33**: 159-174.

107. Sogur E, Baksi BG, Gröndahl HG, Lomcali G, Sen BH. Detectability of chemically induced periapical lesions by limited cone beam computed tomography, intra-oral digital and conventional film radiography. *Dentomaxillofacial Radiology* 2009; **38**: 458-64.
108. Scaf G, Sakakura CE, Kalil PFD, Dearo de Morais JAN, Loffredo LCM, Wenzel A. Comparison of simulated periodontal bone defect depth measured in digital radiographs in dedicated and non-dedicated software systems. *Dentomaxillofacial Radiology* 2006; **35**: 422-5.
109. Gündogdu S, Mahmutyazicioglu K, Özdemir H, Savranlar A, Asil K. Assessment of image quality of a standard and three dose-reducing protocols in adult cranial CT. *European Radiology* 2005; **15**: 1959-68.
110. Loubele M, Maes F, Jacobs R, van Steenberghe D, White SC, Suetens P. Comparative study of image quality for MSCT and CBCT scanners for dentomaxillofacial radiology applications. *Radiation Protection Dosimetry* 2008; **129**: 222-6.
111. Neves FS, de Freitas DQ, Campos PSF, de Almeida SM, Haiter-Neto F. In vitro comparison of cone beam computed tomography with different voxel sizes for detection of simulated external root resorption. *Journal of Oral Science* 2012; **54**: 219-25.
112. Özmeric N, Kostiuoutchenko I, Hägler G, Frentzen M, Jervøe-Storm PM. Cone-beam computed tomography in assessment of periodontal ligament space: in vitro study on artificial tooth model. *Clinical Oral Investigations* 2008; **12**: 233–239.
113. Ho JT, Wu J, Huang HL, Chen MYC, Fuh LJ, Hsu JT. Trabecular bone structural parameters evaluated using dental cone-beam computed tomography : cellular synthetic bones. *BioMedical Engineering OnLine* 2013; **12**: 115.
114. 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 Science in Dentistry* 2012; **42**: 19-24.
115. Özer SY. Detection of vertical root fracture by using cone beam computed tomography with variable voxel sizes in an in vitro model. *Journal of Endodontics* 2011; **37**: 75-9.
116. Lermen CA, Liedke GS, da Silveira HE, da Silveira HL, Mazzola AA, de Figueiredo JA. Comparison between two tomographic sections in the diagnosis of external root resorption. *Journal of Applied Oral Science* 2010; **18**: 303-7.
117. De Molon RS, Batitucci RG, Spin-Neto R, Paquier GM, Sakakura CE, Tosoni GM, 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; **42**, 20130235.
118. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijji E, Langlais RP. Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral radiology and Endodontology* 2007; **104**: 829-36.
119. Lennon S, Patel S, Foschi F, Wilson R, Davies J, Mannocci F. Diagnostic accuracy of limited-volume cone-beam computed tomography in the detection of periapical bone loss: 360° scans versus 180° scans. *International Endodontic Journal* 2011; **44**: 1118-27.
120. Özen T, Kamburoğlu K, Cebeci AR, Yüksel SP, Paksoy CS. Interpretaton of chemically created periapical lesions using 2 different dental cone-beam computerized tomography units, an intraoral digital sensor, and conventional film. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2009; **107**: 426-32.
121. Kamburoğlu K, Kiliç C, Özen T, Horasan S. Accuracy of chemically created periapical lesion measurements using limited cone beam computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology* 2010; **39**: 95-9.

122. Eraso FE, Parks ET, Roberts WE, Hohlt WF, Ofner S. Density value means in the evaluation of external apical root resorption: an in vitro study for early detection in orthodontic case simulations. *Dentomaxillofacial Radiology* 2007; **36**: 130-7.
123. De Vos W, Casselman J, Swennen GRJ. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2009; **38**: 609–625.
124. <http://www.tsi.telecom-paristech.fr/pages/enseignement/ressources/beti/reechantillonnage/part3.html> (accessed March 14, 2015)
125. Lee RD. Common Image Artefacts in Cone Beam CT. *American Association of Dental Maxillofacial Radiographic Technicians Newsletter Summer 2008*. <http://www.endoexperience.com/documents/CommonImageArtifactsinConeBeamCT.pdf> (accessed March 14, 2015)
126. Bellaïche N. Qualité d'image et artéfacts en cone beam. *Dental Tribune Edition Française Mars 2014*: 12-14.

RESUME EN ANGLAIS:

Since the beginning of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) in dentomaxillofacial radiology, many CBCT devices with different technical aspects and characteristics were produced. Technical variations between CBCT and acquisition settings could involve image quality differences.

In order to compare the performance of three limited field-of-view CBCT devices, an objective and subjective evaluation of image quality was carried out using an ex-vivo phantom, which combines both diagnostic and technical features. A significant difference in image quality was found between the five acquisition protocols of the study.

TRAN Michel

2015-TOU3-3019

**Evaluation de la qualité d'image de trois appareils de tomographie
volumique à faisceau conique petit champ en endodontie.**

RESUME EN FRANÇAIS:

Depuis l'introduction de la tomographie volumique à faisceau conique (CBCT) en radiologie dento-maxillo-faciale, de nombreux appareils CBCT aux configurations et caractéristiques techniques différentes ont vu le jour. La variabilité des facteurs techniques entrant dans la constitution de ces appareils, peut se traduire par des différences en terme de qualité d'image.

Afin de comparer les performances de trois appareils CBCT petit champ en endodontie, nous avons réalisé une évaluation objective et subjective de la qualité d'image au moyen d'un modèle ex-vivo associant critères diagnostiques et techniques. Une différence significative de qualité d'image existe entre les cinq protocoles d'acquisition de l'étude.

TITRE EN ANGLAIS:

Image quality assessment of three limited field-of-view cone-beam computed tomography devices in endodontics.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE: CHIRURGIE DENTAIRE – O.C.Endodontie

MOTS CLES: Endodontie, Qualité d'image, CBCT

INTITULE ET ADRESSE DE L'U.F.R. OU DU LABORATOIRE:

Université Toulouse III – Paul Sabatier – Faculté de chirurgie dentaire

3, chemin des Maraîchers

31062 Toulouse Cedex

DIRECTEUR DE THESE: Docteur Jérôme MICHETTI