

UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2015

Thèse n° 2015-TOU3-3022

THESE

Pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par

PREAULT Sophia

Le 30 mars 2015

**EVALUATION D'UNE METHODE DE SEGMENTATION
3D SEMI-AUTOMATIQUE (ITK-SNAP) APPLIQUEE AUX
LESIONS PERI-APICALES SUR CBCT**

Directeur de thèse : Docteur MICHETTI Jérôme

JURY

Président

Professeur NABET Cathy

Assesseur

Docteur GURGEL-GEORGELIN Marie

Assesseur

Docteur MARET-COMTESSE Delphine

Assesseur

Docteur MICHETTI Jérôme



UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2015

Thèse n° 2015-TOU3-3022

THESE

Pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par

PREAULT Sophia

Le 30 mars 2015

**EVALUATION D'UNE METHODE DE SEGMENTATION
3D SEMI-AUTOMATIQUE (ITK-SNAP) APPLIQUEE AUX
LESIONS PERI-APICALES SUR CBCT**

Directeur de thèse : Docteur MICHETTI Jérôme

JURY

Président

Professeur NABET Cathy

Assesseur

Docteur GURGEL-GEORGELIN Marie

Assesseur

Docteur MARET-COMTESSE Delphine

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 :

Mr VAYSSE

Professeur d'Université :

Mme BAILLEUL-FORESTIER

Maîtres de Conférences :

Mme NOIRRI-ESCLASSAN, Mr VAYSSE

Assistants :

Mme DARIES, Mr MARTY

Chargés d'Enseignement :

Mr DOMINÉ

56.02 ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE

Chef de la sous-section :

Mr BARON

Maîtres de Conférences :

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

Assistants :

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

Chargés d'Enseignement :

Mme MECHRAOUI, Mr MIQUEL

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

Chef de la sous-section :

Mr HAMEL

Professeur d'Université :

Mme NABET, Mr PALOUDIER, Mr SIXOU

Maître de Conférences :

Mr HAMEL, Mr VERGNES

Assistant :

Mlle BARON

Chargés d'Enseignement :

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, GENÉTIQUE, ANATOMIE PATHOLOGIQUE, BACTÉRIOLOGIE, PHARMACOLOGIE)

Chef de la sous-section : Mr KÉMOUN
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

REMERCIEMENTS

À mes parents,

Vous êtes le père et la mère que tout le monde rêverait d'avoir.

Merci pour votre soutien inconditionnel dans mes études et dans ma vie. Sans vous cela n'aurait pas pu être possible.

Spéciale dédicace au mich' pour le cone beam !

À mes frères et sœur :

Anna, je suis très fière de ton parcours et même si parfois l'ambiance est électrique, je suis très heureuse de t'avoir comme sœur. Je suis sûre que tu accompliras tout ce que tu souhaites.

Nicolas, merci pour la 306 ☺ et ton aide, je sais que je peux compter sur toi dans n'importe quel moment.

Michael, tu sais nous montrer le chemin et nous accorder l'attention nécessaire. Merci pour ton humour si souvent incompris mais qui nous fait rire (parfois).

Merci à toute ma famille,

Gracies a las cusinetes. (**Helena i Iréné**)

Jerem', 5 ans de ma vie avec toi et j'espère beaucoup d'autres à venir.

Faire ma vie avec toi est une évidence. T'estimo.

Dien, mon binôme dans le travail comme dans la vie. Comme un printemps sur mon trajet, tu as su rendre ces années inoubliables. Et bien sûr merci de m'avoir détartré toutes ces années surtout en D2 ;).

Lauriane, à nos retrouvailles dans les îles !! Merci pour toutes ces années de bons et loyaux conseils. Basketball, my life, my wife.

Laura la couz, pour ces moments improbables mais remplis de chance et de bonheur : le ski, les rolls, la mer, les « soleils », le casse, Florensac, jj, laraie, les mines... et le reste à venir...

Julie Legendre la cagole, (profites ça n'arrivera pas de sitôt) j'aime la spontanéité et la profondeur de notre relation, je te remercie pour tous ces moments de bonne humeur (mes oreilles en souffrent encore) remplis de fous rires et de taillage.

Elsa alias 3615 radiateur, pour ton soutien, même après toutes ces années. A ces moments de shopping, de théories douteuses, à Saint pierre la mer, Llança, Amsterdam... Tu as ce quelque chose en toi qui rend nos moments inoubliables.

À notre présidente de Jury,

Madame le professeur Cathy NABET

- 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

Vous nous avez fait l'honneur
d'accepter la présidence de cette thèse.
Votre rigueur et votre implication à la
faculté et en clinique suscitent à mes
yeux un profond respect.
Veuillez trouver l'expression de nos
remerciements les plus sincères.

À notre jury de thèse,

Madame le Docteur Marie GURGEL-GEORGELIN

- 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 remercions pour votre bonne humeur et votre accessibilité envers les étudiants. Vos compétences sont pour nous un modèle. Votre présence aujourd'hui constitue pour nous un honneur autant qu'un plaisir.

À notre jury de thèse,

Madame le Docteur MARET-COMTESSE Delphine

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Doctorat de l'Université de Toulouse,
- Diplôme Universitaire d'Imagerie 3D,
- Master 2 Recherche Epidémiologie Clinique,
- CES d'Odontologie Légale,
- Diplôme Universitaire de Recherche Clinique en Odontologie (DURCO),
- Enseignant-chercheur, Laboratoire Anthropologie Moléculaire et Imagerie de Synthèse (AMIS) CNRS,
- Lauréate de l'Université Paul Sabatier

Nous vous remercions de votre disponibilité et de vos qualités humaines et cliniques dans le service d'odontologie qui ont su nous guider jusqu'à ce jour. Soyez assuré de notre considération et de notre plus profond 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 sommes très sensibles à l'honneur que vous nous avez fait en acceptant de diriger cette thèse, apportant, avec enthousiasme, votre expérience et vos compétences.

Nous vous remercions du temps que vous nous avez consacré, pour l'élaboration de ce travail.

Nous vous prions de bien vouloir trouver ici le témoignage de notre plus sincère gratitude, merci de votre confiance.

TABLE DES MATIERES

TABLE DES ILLUSTRATIONS	13
INTRODUCTION	14
I. LA TOMOGRAPHIE A FAISCEAU CONIQUE.....	15
1. Présentation	15
2. Principe général de fonctionnement	16
2.1. Système d'acquisition	16
2.2. Détection de l'image.....	16
2.3. Principes de reconstruction du volume	18
2.4. Visualisation du volume.....	19
3. Intérêt du Cone Beam en endodontie.....	20
II.LESIONS INFLAMMATOIRES PERIAPICALES D'ORIGINE ENDODONTIQUE	23
1. Définition	23
2. Etiologie	24
3. Classification des lésions péri-apicales	25
3.1. Les parodontites apicales aiguës	25
3.2. Les parodontites apicales chroniques.....	26
4. Cone Beam et lésions péri-apicales	26
4.1. Diagnostic des lésions d'origine endodontique	27
4.2. Un nouveau index péri-apical (PAI) basé sur le cone beam	28
III. TRAITEMENT ET ANALYSE D'IMAGES	30
1. Formation de l'image numérique	30
2. Traitement d'image.....	30
2.1. Compression.....	31
2.2. Amélioration d'image.....	31
2.3. Restauration de l'image	31
3. Segmentation de l'image.....	32
3.1. Définition	32
3.2. Seuillage.....	33
3.3. Détection de contours.....	34
3.4. Approche de régions	34
3.5. Un outil de segmentation: Le logiciel ITK-SNAP.....	35

3.5.1. Présentation	35
3.5.2. La segmentation manuelle d'ITK-SNAP	35
3.5.3. La segmentation semi-automatique d'ITK-SNAP	36
IV. ETUDE EXPERIMENTALE	37
1. Introduction	37
2. But...	37
3. Matériels.....	38
3.1. Echantillon initial	38
3.2. Sélection des échantillons	39
4. Méthodes.....	40
4.1. Segmentation semi-automatique «Snake evolution»	40
4.2. Segmentation manuelle	45
4.3. Obtention des données volumétriques	46
4.4. Méthode d'analyse statistique	47
4.4.1. Reproductibilités inter et intra individuelles.....	47
4.4.2. Comparaison des volumes	47
4.4.2.1. Test pour séries appariées.....	47
4.4.2.2. Coefficient de corrélation de Pearson.....	48
4.4.2.3. Méthode de concordance : Bland et Altman.....	48
4.4.2.4. Procédure de régression linéaire : méthode de Passing Bablok.....	49
5. Résultats	49
5.1. Mesures initiales de l'échantillon	49
5.2. Valeurs de niveau de gris relevées	50
5.3. Analyse statistique de l'échantillon.	51
5.3.1. Reproductibilités inter et intra individuelles.....	51
5.3.2. Comparaison des volumes	51
5.3.2.1. Test pour séries appariées.....	51
5.3.2.2. Coefficient de corrélation de Pearson	52
5.3.2.3. Méthode de concordance de Bland et Altman	52
5.3.2.4. Procédure de régression linéaire : méthode de Passing Bablok.....	53
6. Discussion	54
6.1. Choix du dispositif radiologique.....	54
6.2. Echantillon	55
6.3. Segmentation.....	56
CONCLUSION.....	61
BIBLIOGRAPHIE	62

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1: Principes de la tomographie à faisceau conique (64).....	16
Figure 2: Principes de la tomographie à faisceau conique (s.r.l. Verona)	17
Figure 3: Formation de l'image en mode numérique, RX: Rayons X (30).....	18
Figure 4: De gauche à droite: matrice d'une image 2D (16x16 pixels), matrice d'une image 3D d'épaisseur 1 voxel (16x16x16 voxels), schéma d'une matrice 3D (NxNxN) (52)	18
Figure 5: La reconstruction multiplanaire obtenue, permet la création d'images distinctes dans les plans sagittal, axial et frontal (59)	19
Figure 6: Les différentes voies de pénétration bactérienne à l'origine de l'infection pulpo-parodontal (38)	24
Figure 7: A: Radiographie rétroalvéolaire des prémolaires et des molaires maxillaire, aucune lésion péri-apicale évidente. B: Image de l'Accuitomo 3D, les lésions péri-apicales sont clairement visibles. C: Lésion péri-apicale de la deuxième molaire, visible dans les trois plans de l'espace (42)	27
Figure 8: Représentation schématique du CBCTPAI au niveau molaire (Estrela et al.2008)	29
Figure 9: Paramètres techniques du cone beam « CS 9300 ».....	38
Figure 10: Cone Beam Computed Tomography Peri Apical Index d'après Estrela(26)....	39
Figure 11: Interface de segmentation semi-automatique du logiciel ITK-SNAP 2.4.0.....	41
Figure 12: Etape de seuillage lors de la segmentation semi-automatique :« Intensity Region Filter ». Réglage de « lower threshold », « upper threshold » et « smoothness »...	42
Figure 13: Interface de segmentation semi-automatique du logiciel ITK SNAP 2.4.0,.....	42
Figure 14: Exemple de germe en cours d'évolution	43
Figure 15: Fin de l'évolution du germe, la segmentation est terminée	44
Figure 16: Exemple de segmentation semi-automatique sur les coupes axiales, coronales et sagittales d'une 13 et sa représentation tridimensionnelle	44
Figure 17: Exemple de contourage d'une lésion péri-apicale	45
Figure 18: Exemple de segmentation manuelle en cours, un plan a été segmenté.....	45
Figure 19: Exemple de segmentation manuelle sur les coupes axiales, coronales et sagittales	46
Figure 20: Tableau de mesures des valeurs initiales	49
Figure 21: Tableau des moyennes des segmentations obtenues en segmentation semi-automatique et en manuelle, et leurs différences.....	50
Figure 22: Tableau des niveaux de gris relevés.....	50
Figure 23: Représentation graphique des volumes dentaires entre la segmentation semi-automatique et la segmentation manuelle par la méthode de concordance de Bland et Altman	52
Figure 24: Représentation graphique des volumes dentaires de la segmentation semi-automatique et manuelle par la méthode de Passing Bablok	53
Figure 25: Exemple de manque de segmentation	58

INTRODUCTION

En endodontie, l'analyse des clichés radiographiques rétro-alvéolaires est une étape complémentaire à l'analyse clinique. Cependant, cet examen peut s'avérer insuffisant pour analyser avec précision les lésions radiculaires et les atteintes des structures péri-radicales, car il ne fournit qu'une image tronquée de la réalité anatomique, résultant de la superposition et de la distorsion des éléments anatomiques. La tomographie volumique numérisée à faisceau conique, par l'apport d'une 3^{ème} dimension, semble être une bonne alternative permettant une mise en évidence plus aisée des lésions péri-apicales.

Il apparaît alors intéressant d'analyser ces lésions péri-apicales en utilisant le CBCT comme outil de mesure. L'extraction des caractéristiques visuelles par une méthode informatique, appelée segmentation, permettrait une analyse volumique quantitative. La mesure du volume de la lésion pourrait servir à affiner le diagnostic (en rapport avec la taille de la lésion), le choix thérapeutique et le suivi de la cicatrisation apicale.

Le but de ce travail est d'évaluer la possibilité de réaliser une quantification rapide de la lésion péri-apicale en appliquant un protocole de segmentation semi-automatique simple d'utilisation. Afin de valider l'exactitude de cette méthode, elle sera comparée à une méthode servant de référence : la segmentation manuelle.

I. LA TOMOGRAPHIE A FAISCEAU CONIQUE

La tomographie volumique à faisceau conique est un procédé radiologique dédié à **l'analyse 3D des tissus durs** (os et dents). Cette technique radiologique connaît actuellement un succès dans l'imagerie dento-maxillaire, où elle est reconnue comme le mode d'imagerie sectionnelle numérisée de référence (32).

1. Présentation

Depuis la fin des années 70, les avancées en terme de détecteurs numériques, avec l'intervention du scanner (CT), ont permis d'améliorer sensiblement les performances de l'imagerie diagnostique par rayons X. Dans les années 90, un nouveau type d'imagerie tridimensionnelle (3D) est apparu: la tomographie volumique à faisceau conique ou Cone Beam Computed Tomography (CBCT). L'évolution a consisté en l'introduction de détecteurs matriciels de grandes dimensions permettant l'exploration de tout un volume au cours d'une seule rotation du système d'acquisition (32).

La méthode cone beam est définie par les études dosimétriques comme la moins irradiante des techniques sectionnelles. Les doses d'exposition du Cone Beam sont 1.5 à 12 fois plus faibles par rapport au scanner médical conventionnel. Elle reste cependant de 4 à 42 fois plus fortes que les clichés panoramiques (44)(45)(31).

En réalisant une seule rotation qui peut être complète ou semi-complète (de 180° à 360°), le CBCT permet d'obtenir une image volumique de la zone radiographiée, permettant ainsi d'explorer ce volume dans les différents plans de l'espace (36).

2. Principe général de fonctionnement

2.1. Système d'acquisition

L'appareil CBCT est composé d'une source de rayons X solidaire et alignée (à l'aide d'un bras) au capteur numérique. Cet ensemble tourne autour du patient lors de l'acquisition radiologique (32).

Le cone beam utilise un générateur qui émet un nombre fini de rayons X, de projection conique. Ces rayons X sont émis sous différents angles de vue successifs.

Après avoir traversé la structure anatomique à explorer qui les atténue, ils sont captés et comptabilisés par un détecteur numérique (15).



Figure 1: Principes de la tomographie à faisceau conique (65)

2.2. Détection de l'image

Les détecteurs ont une disposition matricielle ($N \times N$ ou $N \times M$). Chaque détecteur-élémentaire, rentrant dans la composition du capteur matriciel, enregistre les incidences des photons. Il collecte une certaine charge et émet un signal à l'ordinateur. Ce signal électrique sera proportionnel et mesurable, par rapport à l'énergie reçue des photons. Les détecteurs convertissent donc les scintillations en signal électrique (30).

La visualisation des images est obtenue par transformation des valeurs numériques point par point (intensité du signal électrique) en niveaux gris pour former une image reconstruite accessible à l'œil humain (30).

À chaque angle de vue successif, les rayons X sont réceptionnés sur le détecteur (projections). L'ensemble des projections recueillies constitue les données brutes (RAW DATA) (66).

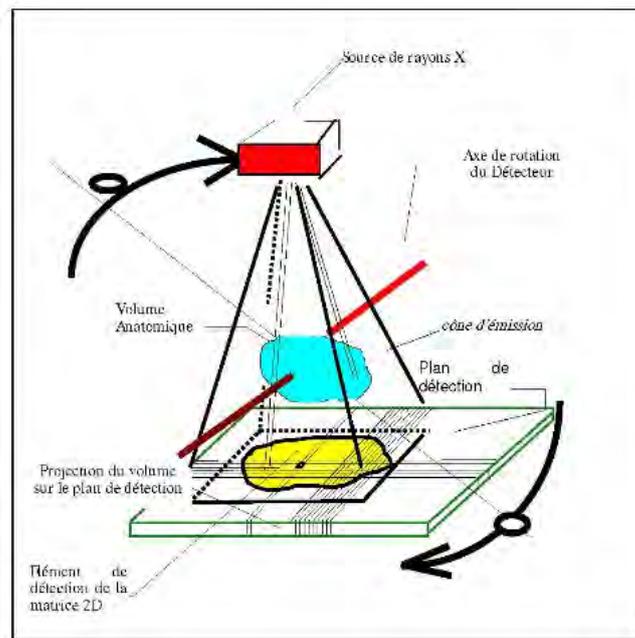


Figure 2: Principes de la tomographie à faisceau conique (s.r.l. Verona)

Le volume anatomique étudié dépend de la taille du détecteur et de la projection du faisceau de rayons X, on parle de "champ de vue" ou "field of view" (FOV).

Les champs de vue larges (ou grands champs) ont un volume d'acquisition supérieur à 15 cm, permettant une exploration complète des maxillaires ainsi que des ATM (jusqu'à l'ensemble du massif facial). Afin d'acquérir un volume de grande taille, ces appareils disposent d'un détecteur de plus grande surface. Cela implique soit une augmentation de la surface du détecteur-élémentaire (diminution de la résolution spatiale mais amélioration du rapport signal sur bruit), soit une augmentation du nombre de détecteur-élémentaires permettant ainsi de préserver une bonne résolution spatiale mais entraînant un coût plus important et un temps de reconstruction informatique plus long (rapport signal sur bruit inférieur).

Les champs de vue réduits (ou petit champ), avec un volume d'acquisition inférieur à 15cm, permettent une exploration de quelques dents à un secteur entier. Un champ de vue réduit permet une meilleure résolution spatiale et a l'avantage de diminuer l'irradiation du patient (50)(32)(31).

2.3. Principes de reconstruction du volume

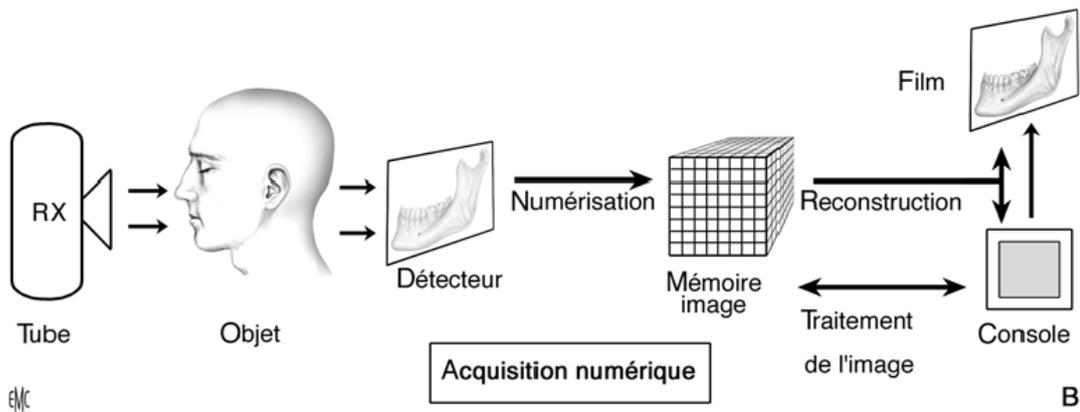


Figure 3: Formation de l'image en mode numérique, RX: Rayons X (30)

À partir des projections issues de l'acquisition, l'ordinateur va reconstruire, à l'aide d'un algorithme de reconstruction, l'anatomie explorée au sein d'une matrice ou volume numérique de forme cylindrique. À l'intérieur du cylindre numérique, chaque unité de volume est appelée voxel.

Le pixel (ou PICTURE ELEMENT) est le composant élémentaire d'une image bidimensionnelle. Plus les pixels sont petits, meilleure sera la résolution spatiale. La reconstruction volumique entraîne une troisième dimension, le pixel prend alors une épaisseur et devient voxel (VOLUME ELEMENT).

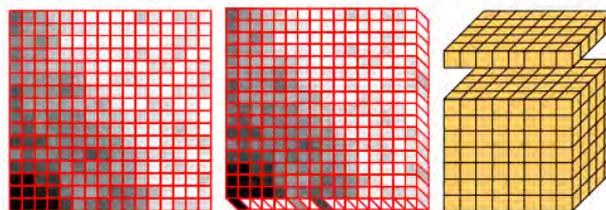


Figure 4: De gauche à droite: matrice d'une image 2D (16x16 pixels), matrice d'une image 3D d'épaisseur 1 voxel (16x16x16 voxels), schéma d'une matrice 3D (NxNxN) (53)

Le voxel des reconstructions cone beam est cubique. Il est dit isotrope ou isométrique, c'est à dire que tous ses cotés sont égaux.

Le voxel isotrope permet l'obtention d'une résolution spatiale identique, quelle que soit l'orientation des coupes dans le volume permettant ainsi d'obtenir une fidélité dimensionnelle. La taille du voxel est en relation avec la résolution spatiale, plus la taille du voxel est petite, meilleur sera la résolution spatiale (4)(14)(50).

2.4. Visualisation du volume

À partir du volume reconstruit, il est possible d'obtenir sur la console secondaire des reconstructions 2D multiplanaires ou MPR (Multi Planar Reformation) dans les trois plans de l'espace: coronal, axial et sagittal. Il est possible également de faire pivoter ces plans de reconstruction afin d'obtenir des coupes obliques passant par un axe particulier comme l'axe d'une structure anatomique. D'autres algorithmes de visualisation permettent aussi d'obtenir des représentations 3D du volume exploré : 3D de volume ou 3D de surface (même si leur lecture ne peut se concevoir indépendamment de celle de reconstructions 2D dont elles sont le complément) (4).

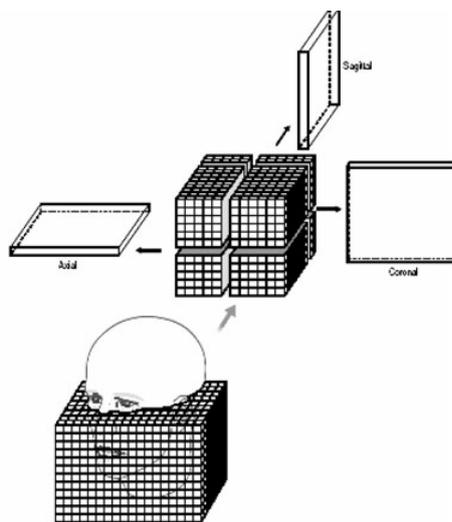


Figure 5: La reconstruction multiplanaire obtenue, permet la création d'images distinctes dans les plans sagittal, axial et frontal (60)

3. Intérêt du Cone Beam en endodontie

L'examen radiographique est un composant essentiel dans la gestion des problèmes endodontiques. Cela sous-entend tous les aspects du traitement endodontique du diagnostic à la planification de traitement et à l'évaluation des résultats.

La radiographie conventionnelle numérique de type rétroalvéolaire ou orthopantomogramme, utilisée couramment en cabinet dentaire, ne peut montrer qu'une image en deux dimensions d'un volume anatomique qui est à l'origine en trois dimensions. Ces clichés apportent au praticien les informations complémentaires au diagnostic clinique mais restent cependant insuffisants pour une analyse plus précise, du fait de la superposition des structures anatomiques et de la distorsion de l'image lors d'un cliché (62)(17).

Par l'apport d'une 3^{ème} dimension d'exploration, les techniques tomographiques permettent de palier les inconvénients des techniques conventionnelles 2D. La tomographie de type scanner était jusqu'à récemment la seule réponse tridimensionnelle à ce problème. De nos jours, la tomographie volumique numérisée à faisceau conique semble être une bonne alternative à la tomodensitométrie (TDM ou scanner) en odontologie:

Les avantages du cone beam comparés au scanner sont les suivants : (30)(65)(33)(16)

- * Le cone beam permet une acquisition rapide en une seule rotation autour du patient.
- * Il permet une irradiation ionisante du patient pouvant être jusqu'à 6 fois plus faible pour un même examen réalisé par TDM.
- * Le cone beam produit des voxels isotopiques de 500µm à 75 µm ce qui permet un fort pouvoir de résolution spatiale dans les différents plans de l'espace et permet une analyse fine des structures osseuses et dentaire.
- * Les artefacts au voisinage des structures métalliques sont moins importants pour le cone beam que pour le scanner.

Les inconvénients du cone beam comparés au scanner sont les suivants : (30)(33)(16)

- * Le CBCT présente une faible résolution en densité par rapport au scanner. Du fait d'une faible irradiation, l'échelle de densité est beaucoup moins large et ne permet pas une qualité d'image suffisante pour l'analyse des tissus mous.
- * Lors de l'acquisition par CBCT le patient est en position debout, il est difficile de conserver une immobilité le temps de la rotation de l'appareil pouvant alors entraîner des artefacts cinétiques.
- * Le rapport signal sur bruit, dont dépend la qualité de l'image, est inférieur par rapport aux scanners.

Selon le rapport de la Haute Autorité de Santé (HAS), le CBCT a une résolution spatiale et une fiabilité qui semblent comparable à celles du scanner, pour explorer des structures minéralisées telles que l'os ou les dents.

Les avantages de la tomographie tridimensionnelle à faisceau conique sont déjà bien établis dans certaines spécialités dentaires. Le CBCT montre son intérêt quand les informations recueillies par la clinique et la radiologie conventionnelle ne sont pas suffisantes pour établir un diagnostic. L'utilisation d'une image tridimensionnelle est ainsi recommandée depuis 2009 par la HAS pour plusieurs indications en endodontie (31):

- la recherche et la localisation d'un canal radiculaire supplémentaire ;
- le bilan péri-apical pré-chirurgical (évaluation de la proximité des structures anatomiques avec les lésions péri-apicales),
- le bilan d'une pathologie radiculaire de type fracture, résorption et/ou péri-apicale (présence, localisation, étendue des lésions péri-apicales).

Le CBCT permet également d'analyser l'anatomie canalaire en déterminant la morphologie, le nombre de racines, les canaux radiculaires ainsi que l'angulation radiculaire et canalaire.

Suite à la mise en évidence d'une pathologie, les images cone-beam aident au diagnostic des échecs et des complications (expliquant la présence de lésions péri-apicales), en vérifiant la qualité de l'obturation, la présence de canaux non traités, la présence de fausses routes ou de calcifications.

Lors de traumatismes, les appareils CBCT permettent d'évaluer avec précision l'importance des luxations ou des extrusions (2)(62)(48)(69).

Le recours à la tomodensitométrie tridimensionnelle semble devenir un outil précieux. Elle permet à la fois d'affiner le diagnostic, d'anticiper les complications d'un traitement et donc de réaliser une meilleure thérapeutique.

Le cone-beam apparaît donc comme un outil intéressant en endodontie, permettant de visualiser, sans déformation ni superposition l'anatomie canalaire. Mais cette technique d'imagerie demeure un examen radiographique complémentaire n'intervenant uniquement que dans les cas où l'imagerie conventionnelle et les informations fournies par la clinique ne sont pas suffisamment contributives au diagnostic (31) (17).

En effet la méthode "cone beam", même si elle est définie par les études dosimétriques comme la moins irradiante des techniques sectionnelles, reste une technique irradiante qui répond à l'obligation légale de respecter:

- le principe de justification (le bénéfice doit être supérieur au risque potentiel),
- le principe d'optimisation par lequel l'exposition des personnes aux rayonnements ionisants doit être maintenue au niveau le plus faible qu'il est raisonnablement possible d'atteindre pour un même résultat selon le principe ALARA : «as low as reasonably achievable radiation exposure » (32)(46)(71).

II. LESIONS INFLAMMATOIRES PERI-APICALES D'ORIGINE ENDODONTIQUE

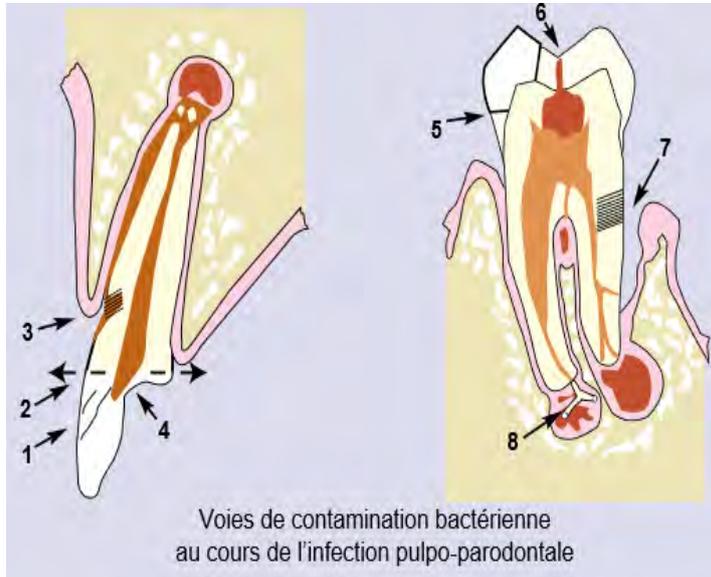
1. Définition

Les lésions péri-apicales sont des inflammations du parodonte profond (desmodonte et os alvéolaire), résultant d'une agression bactérienne ayant pour origine soit une infection de la pulpe vivante évoluant en nécrose pulpaire, soit une colonisation bactérienne secondaire d'une pulpe nécrosée (38).

Le processus infectieux présent dans la pulpe s'étend vers la région du péri-apex, source d'irritation et d'inflammation, provoquant une réponse inflammatoire de défense des tissus péri-apicaux qui tend à circonscrire l'infection et à l'empêcher de diffuser dans l'organisme (35).

La présence d'une inflammation, aboutit dans la zone péri-apicale à la destruction du tissu osseux médullaire et /ou cortical, entraînant une diminution voir une disparition des trabécules osseuses. Le tissu osseux est substitué par des tissus mous et des fluides, ce qui se traduit par une baisse de la densité minérale (35).

Au niveau radiologique, cette baisse de densité minérale se manifeste par une zone de radioclarité.



2. Etiologie

1. Pénétration transcanalaire due aux microcraquelures et fêlures.
2. Exposition pulpaire par fracture
3. Exposition des canalicules dentinaires cervicaux
4. Abrasions, attritions, érosions
5. Micro-infiltrations bactériennes sous les restaurations non étanches
6. Caries
7. Invasion bactérienne parodontale
8. Infection par anachorèse, bactériémie sanguine d'origine systémique et iatrogénique

Figure 6: Les différentes voies de pénétration bactérienne à l'origine de l'infection pulpo-parodontale (38)

La colonisation de l'endodonte par les bactéries peut se faire de différentes façons :
(63)(38)(18)

Par voie coronaire : les lésions carieuses, les effractions pulpaire, les fractures, les fêlures, les érosions, les attritions, les abrasions ainsi que les restaurations non étanches peuvent entraîner une contamination de la pulpe vivante, aboutissant à la nécrose pulpaire.

Par voie radiculaire : Les bactéries des poches parodontales peuvent atteindre la pulpe via les canaux accessoires ou la constriction apicale. Il peut y avoir une diffusion de bactéries à travers les tubulis dentinaires provoquée par une dénudation, une carie ou une fêlure.

Par voie générale : il y a une possibilité d'infection par anachorèse due à une bactériémie sanguine d'origine systémique ou iatrogène.

Les traitements endodontiques effectués dans des conditions septiques (sans digue ou en l'absence d'irrigation), les obturations endodontiques non étanches, les défauts d'étanchéité des restaurations coronaires, les dépassements apicaux (de pâte d'obturation, de gutta percha, d'instruments canaux fracturés) mais également les fausses routes non obturées, peuvent entraîner une colonisation bactérienne secondaire.

Des microtraumatismes répétés (surocclusions) ou une luxation, avec lésion ou rupture du paquet vasculo-nerveux, peuvent conduire à une nécrose ischémique aseptique suivie, à terme, d'une contamination bactérienne secondaire.

3. Classification des lésions péri-apicales

3.1. Les parodontites apicales aiguës

Les parodontites apicales aiguës sont caractérisées par une inflammation aiguë du parodonte péri-apical, développée dans l'espace desmodontal péri-apical (35).

L'abcès péri-apical aigu primaire - Desmodontite aiguë : une suppuration localisée au péri-apex se forme. **L'examen radiologique** met en évidence un épaissement desmodontal ainsi qu'une zone radioclaire péri-apicale diffuse, qui devient globalement arrondie (39)(63).

L'abcès péri-apical aigu secondaire correspond à l'échauffement d'une parodontite apicale chronique existante (39)(63).

3.2. Les parodontites apicales chroniques

Les parodontites apicales chroniques sont caractérisées par une évolution lente et longue du processus inflammatoire (liée à une infiltration lymphoplasmocytaire du péri-apex), accompagnée d'une destruction osseuse adjacente (35).

Le granulome péri-apical : c'est une lésion inflammatoire de défense. Les germes et leurs toxines envahissent l'espace péri-apical. C'est une masse de tissu de granulation.

L'examen radiologique révèle au stade initial une image de faible radiodensité, en forme de croissant de lune. À un stade plus avancé, l'image devient de plus en plus radioclaire et prend une forme ovalaire ou arrondie. On peut relever une altération plus ou moins mutilante de l'extrémité radiculaire (39)(63).

Le kyste péri-apical : Il se développe à partir du granulome et se caractérise par l'apparition d'une cavité kystique. **L'examen radiologique** révèle une image radioclaire arrondie souvent volumineuse avec un contour net bordé par un liseré osseux bien défini. On peut relever des résorptions radiculaires plus ou moins importantes (39)(63).

4. Cone Beam et lésions péri-apicales

Le diagnostic, la recherche de l'étiologie ainsi que l'évaluation de l'étendue des lésions péri-apicales nécessitent une image radiologique la plus précise possible.

La lésion péri-apicale est caractérisée à la radiographie par une zone de radioclarité ainsi que par un élargissement de l'espace desmodontal (36)(32).

En radiographie conventionnelle, la compression d'un volume 3D sur un plan peut entraîner la superposition de différentes structures anatomiques et ainsi limiter la qualité des images radiographiques. La corticale osseuse, plus dense que la lésion périapicale, peut empêcher, si elle se superpose, de visualiser la radioclarité d'une lésion périapicale. La superposition du foramen mandibulaire, peut également perturber l'appréciation de la lésion péri-apicale.

Le CBCT par l'apport d'une 3^{ème} dimension permet de visualiser la lésion périapicale dans tous les sens de l'espace, sans aucune superposition (36)(32).

4.1. Diagnostic des lésions d'origine endodontique

Bender et Seltzer (2003) ont montré qu'une radiographie intrabuccale de type rétroalvéolaire ne permettait de révéler la lésion péri-apicale que si les corticales osseuses étaient altérées, ce qui correspondrait à un stade déjà avancé de la lésion. Lofthag-Hansen et al. (2007) en menant une étude sur 46 molaires, ont diagnostiqué 38 % de plus de lésions péri-apicales avec le CBCT 3D Accuitomo (résolution de 125 μ m) comparé à la radiographie conventionnelle. Le cone beam permettrait de révéler des radioclastés aux apex jouxtant d'autres structures anatomiques. Les lésions de petites tailles qui passent souvent inaperçues avec l'imagerie bidimensionnelle sont visibles avec l'imagerie tridimensionnelle. Estrela et al. (2008) ont comparé l'efficacité diagnostique de la rétroalvéolaire, de la panoramique et du CBCT sur 1508 dents et ont montré que le diagnostic des lésions péri-apicales avec le cone beam peut être deux fois plus important comparé à celui fait à partir de radiographie bidimensionnelle (43)(27)(5)(6).

Le cone beam apparaît comme être **un outil essentiel** dans le diagnostic des lésions péri-apicales.



Figure 7: A: Radiographie rétroalvéolaire des prémolaires et des molaires maxillaires, aucune lésion péri-apicale évidente. B: Image de l'Accuitomo 3D, les lésions péri-apicales sont clairement visibles. C: Lésion péri-apicale de la deuxième molaire, visible dans les trois plans de l'espace (43)

Le cone beam peut permettre également la détection de certaines origines des lésions péri-apicales comme par exemple la qualité des traitements endodontiques. Kalathingal et al. en 2007 ont comparé l'efficacité des rétroalvéolaires à l'image cone beam dans le diagnostic des caries. Il conclut que l'efficacité est comparable (34).

Le diagnostic des fractures radiculaires est difficile à l'examen clinique. Le trait de fracture, souvent situé dans le grand axe de la dent, passe inaperçu sur le cliché rétroalvéolaire. Le cone beam permet par l'apport du 3D de localiser les fractures radiculaires. Cependant, du fait d'une résolution spatiale insuffisante, les fêlures ne sont pas visibles au cone beam (22)(36).

4.2. Un nouveau index péri-apical (PAI) basé sur le cone beam

En 1983, Orstavik établit une classification des états péri-apicaux : l'index péri-apical (PAI). Il établit un système d'enregistrement et d'évaluation de la parodontite apicale, sous forme d'une échelle constituée de cinq degrés allant de 1 à 5 (fonction du stade de gravité)

Ce score est basé sur des références radiographiques rétroalvéolaires. La validité du test nécessite une observation minutieuse, et Orstavik a montré qu'il existait des erreurs de reproductibilité intra et inter-observateur. De plus, les variations morphologiques, la densité osseuse environnante, l'angulation des rayons X et le contraste peuvent influencer l'interprétation radiologique (55).

Les limites de la radiographie bidimensionnelle dans la détection des parodontites apicales et l'émergence de la radiographie 3D ont rendu nécessaire la création d'un PAI basé sur le CBCT.

En 2008, Estrela et al. ont développé cette classification basée sur le cone beam. Cet indice, appelé CBCT PAI (Cone Beam Computed Tomography Peri Apical Index), permet d'évaluer la sévérité d'une parodontite apicale. A l'aide du logiciel Planimp software, les lésions péri-apicales sont délimitées et mesurées dans les trois plans de l'espace : sur une coupe axiale, une coupe coronale et une coupe sagittale. Le CBCT PAI est déterminé par la dimension la plus large de la lésion. Selon la mesure obtenue, plusieurs scores sont attribués (entre 0 et 5), ainsi que deux variables :

- E : s'il y a une expansion osseuse
- D : s'il y a une destruction osseuse (26).

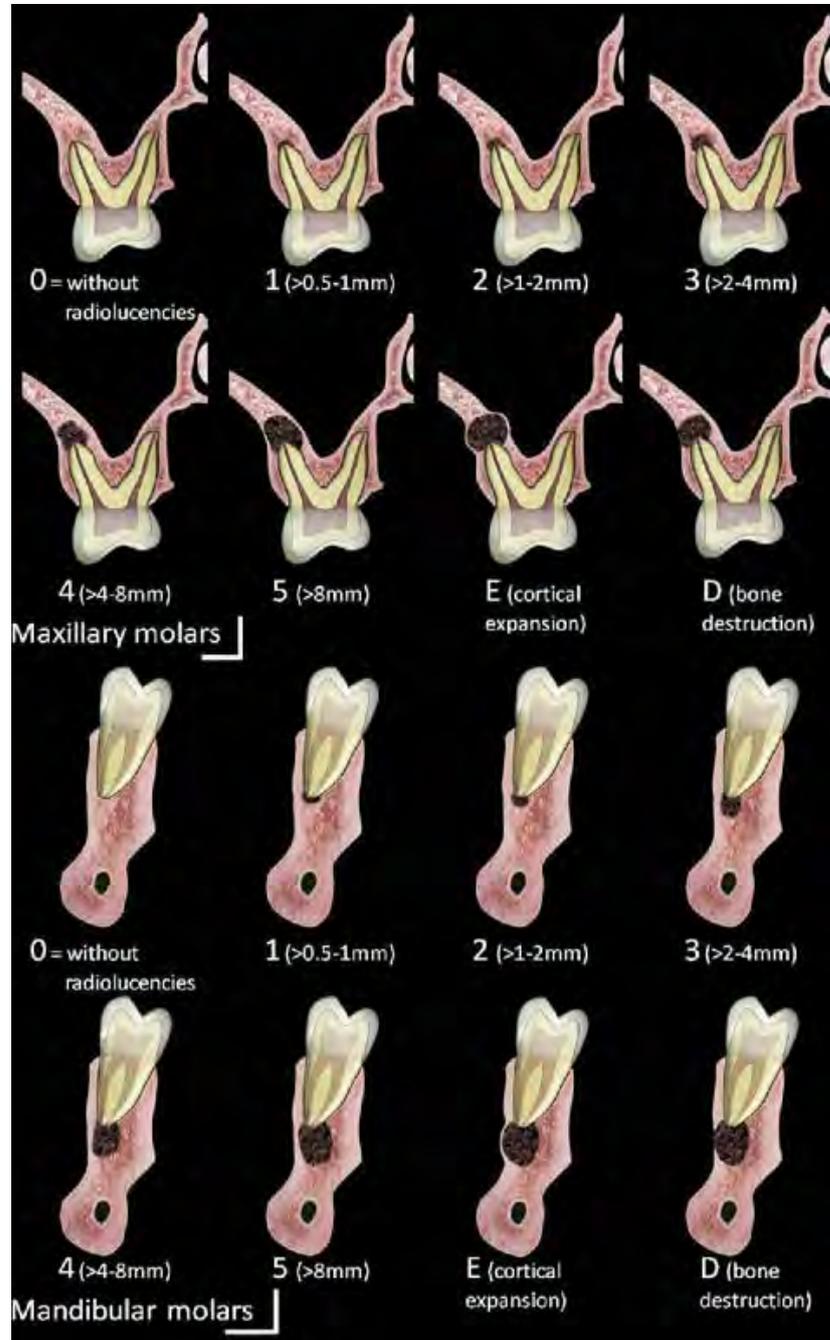


Figure 8: Représentation schématique du CBCTPAI au niveau molaire (Estrela et al.2008)

III. TRAITEMENT ET ANALYSE D'IMAGES

Le traitement et l'analyse des informations contenues dans une image se font à partir des données numériques stockées dans l'ordinateur et à l'aide de logiciels adaptés. Par des formules mathématiques ou algorithmes, il est possible de reconstituer d'autres images en rehaussant ou quantifiant les parties d'intérêt. Cependant, aucun traitement d'image ne peut fournir plus d'informations que celles disponibles dans l'image initiale.

1. Formation de l'image numérique

L'image «réelle» va être transformée en une image numérique par des outils de transformation radiologique.

Le système informatique ne reconnaît, dans une image, qu'une matrice de pixels, qui sont une juxtaposition d'informations numériques. L'information associée à chaque pixel est l'intensité du rayonnement mesuré en ce point (29).

2. Traitement d'image

Le traitement correspond à la transformation de l'image digitale brute en une image radiographique optimale pour l'interprétation. L'image numérique brute obtenue après l'acquisition de l'image contient un nombre très élevé d'informations. Ces informations sont imparfaites car les conditions d'acquisitions ne sont jamais idéales. Il faut donc améliorer la qualité de l'image (70) (29).

Le traitement d'images numériques est donc l'ensemble des techniques qui permettent de modifier une image numérique pour l'améliorer ou en extraire des informations.

De manière schématique, toute méthode de traitement d'images comprend schématiquement trois étapes différentes : la compression, l'amélioration et la restauration.

2.1. Compression

L'objectif de la compression de l'image est de diminuer la taille des fichiers afin de faciliter leur stockage ainsi que leur transmission. En effet, la taille du fichier d'une image numérique dépend de sa résolution et de sa profondeur de couleur. Par conséquent, cette taille, exprimée en kilo octets ou en méga octets, peut être considérable.

On peut dire d'une image qu'elle est compressée lorsqu'il ne subsiste que les informations nécessaires à sa restitution (29)(11)(47).

2.2. Amélioration d'image

L'amélioration d'image a pour but d'améliorer la visualisation des images.

Les principales techniques sont :

- la modification du contraste,
- la modification de la luminosité,
- le filtrage linéaire ou non linéaire (29)(11)(47).

2.3. Restauration de l'image

La restauration prépare l'image pour son analyse ultérieure. Il s'agit souvent d'obtenir l'image théorique que l'on aurait dû acquérir en l'absence de toute dégradation. Ainsi, elle peut par exemple corriger :

- les défauts géométriques de l'image,
- les défauts radiométriques du capteur,
- le filtrage ou la réduction de fréquences parasites, par exemple, provoqués par les vibrations du capteur (29)(11)(47).

3. Segmentation de l'image

Les procédés de segmentation permettent une analyse des images : localisation, extraction et mesure de certaines caractéristiques de l'image traitée en vue de son interprétation.

3.1. Définition

La segmentation est une méthode informatique permettant de diviser l'image ou un volume en différentes zones homogènes. Elle fait correspondre à chaque voxel un label en fonction de l'information portée (niveau de gris) ou de la distribution spatiale. Cela consiste à attribuer à chaque voxel de propriétés similaires un marquage. Une fois assemblés, ces voxels marqués représentent l'objet souhaité.

La segmentation est un domaine vaste où chaque approche vise à extraire des caractéristiques visuelles. Les indices visuels sont des points particuliers, des contours ou des régions de l'image. Ils contiennent une information importante dans l'analyse de l'image. Contours et régions sont des notions proches. Une région est une zone homogène de l'image alors que le contour décrit une zone de transition entre des régions homogènes (29)(53)(47)(11)(7)(37).

On peut classer les méthodes de segmentation en différentes catégories en fonction de l'interactivité entre l'utilisateur et la machine (24)(10) :

- Les segmentations purement manuelles, dans lesquelles l'utilisateur réalise une segmentation à l'aide d'une souris ou d'une tablette graphique sans qu'aucun algorithme ne vienne modifier cette segmentation.

Cela consiste à prendre une par une les images générées, et de détourner l'objet point par point. Un volume généré par le CBCT peut contenir un nombre conséquent d'images (plusieurs centaines) ce qui représente un travail important, long et fastidieux.

- Les segmentations semi-automatiques, dans lesquelles l'utilisateur et l'ordinateur réalisent chacun une partie de la segmentation.

Le degré de collaboration entre l'utilisateur et l'ordinateur peut varier fortement d'une méthode à l'autre. La partie segmentation et la partie guidage sont réalisées par l'utilisateur ou l'ordinateur en fonction de la méthode. Certaines méthodes se contentent de proposer une interaction lors de l'initialisation (choix de points de départ « germes »), de paramètres... D'autres proposent ou nécessitent une interaction tout au long du processus de segmentation.

- Les segmentations purement automatiques, dans lesquelles l'intervention de l'utilisateur n'est pas nécessaire.

La segmentation automatique est très reproductible, mais il y a une absence de contrôle et de validation du résultat qui peut être potentiellement erroné. C'est pourquoi une segmentation complètement automatique est peu souhaitable cliniquement.

Il n'existe pas de méthode de segmentation idéale. Il y a toujours plusieurs segmentations possibles pour une image donnée. Une bonne méthode sera celle qui permettra d'arriver à une bonne interprétation en simplifiant l'image sans trop de réduction du contenu. Les techniques de segmentation peuvent être utilisées séparément ou combinées. Parmi les méthodes présentes dans la littérature, nous pouvons trouver entre autres celles qui sont basées sur le seuillage, sur la détection de contours ou sur la recherche de régions.

3.2. Seuillage

Le seuillage utilise un ou plusieurs niveaux de gris particuliers comme seuils pour isoler une ou plusieurs zones bien contrastées. L'histogramme est susceptible de guider le choix du seuil lorsqu'il présente des *minima* nets.

Pour isoler des structures beaucoup moins apparentes, le seuillage peut faire appel à des critères mathématiques plus sophistiqués. Certains mettent en jeu les notions statistiques de variance interclasse, intra classe et totale. D'autres, font appel à l'entropie qui permet d'apprécier l'écart entre une image donnée et une répartition aléatoire des niveaux de gris.

Opérant pixel par pixel et liées au contenu de chacun des pixels, les méthodes de seuillage ont comme caractère principal leur indépendance du contenu des pixels voisins, ce qui les différencie des autres méthodes de segmentation (23).

3.3. Détection de contours

Les approches basées sur les contours se concentrent sur la recherche et le suivi de frontières entre les entités pour détecter les objets à segmenter. Le contour est un lieu de variation caractéristique des niveaux de gris (ruptures dans les images). Cette méthode cherche à exploiter le fait qu'il existe une variation détectable en chaque pixel, entre deux régions connexes (58).

On distinguera parmi ces méthodes : les méthodes simples de suivi de contour, les contours actifs interactifs et les modèles déformables.

Les modèles déformables peuvent être répartis en deux grandes familles : les modèles déformables probabilistes et les modèles dits hautement déformables (3).

3.4. Approche de régions

La segmentation par recherche de régions cherche à diviser l'image en un ensemble de régions semblables, les plus homogènes possibles et les plus différentes pour celles qui se jouxtent.

Elles peuvent être abordées de façon locale ou globale par rapport à l'image. Elles reposent sur la définition de caractéristiques communes. Les points connexes ayant des propriétés similaires vont être réunis dans le même ensemble (58).

La segmentation dépend donc du critère employé, il existe un nombre très important de critères d'homogénéité : contraste, similarité statistique, comparaison de modèles, frontière, texture voire enchaînement de critères.

Exemples de méthode de régions : segmentation par division, par croissance de régions, par rassemblement (3).

3.5. Un outil de segmentation: Le logiciel ITK-SNAP

3.5.1. Présentation

ITK-SNAP est un logiciel interactif de type « *open source* » qui permet à l'utilisateur de naviguer dans des images médicales en trois dimensions. Il permet également de réaliser des opérations de segmentation manuelle et automatique (74)(76).

La fenêtre principale est divisée en quatre zones, présentant les trois plans orthogonaux de l'image et la quatrième affichant une vue 3D de la ou des structures segmentées. La navigation est facilitée par un curseur 3D dont le point est commun aux trois plans de l'espace. Cette conception garantit à l'utilisateur de visualiser un maximum de détails sur le voxel (sous le curseur) et ses environs, tout en minimisant le nombre de mouvements de la souris nécessaires pour naviguer dans l'image. Les utilisateurs peuvent également modifier le zoom dans chaque plan (74).

ITK-SNAP repose sur des algorithmes de traitement d'images médicales issus de la bibliothèque open source *Insight Segmentation and Registration Toolkit* (ITK) (77). La visualisation 3D de l'objet segmenté fait intervenir des algorithmes de visualisation à partir de la bibliothèque open source VTK : *Visualisation Toolkit* permettant une construction et une simplification géométrique (78).

3.5.2. La segmentation manuelle d'ITK-SNAP

SNAP permet aux utilisateurs de visualiser et de modifier des régions simultanément dans les trois plans et dans la vue 3D. Pour définir une région, l'utilisateur effectue une série de clics dans un des plans pour définir un contour fermé. Le contour est ensuite édité. Une correction par déplacement, insertion et retrait des sommets reste possible avant que le contour ne s'intègre à la segmentation 3D.

Le mode de délimitation manuel peut être utilisé à la fois pour initialiser la segmentation automatique et pour le post-traitement des résultats (74).

3.5.3. La segmentation semi-automatique d'ITK-SNAP

SNAP présente deux méthodes de segmentation 3D par détection de contours actifs suivant l'image caractéristique à partir de laquelle sera réalisée la segmentation:

- La méthode de contours actifs géodésiques, par Caselles et al. 1993 et Caselles et al. 1997 qui s'appuie sur une image caractéristique basée sur la frontière (12)(13).

- La méthode de concurrence de région par Zhu et Yuille (1996) qui s'appuie sur une image caractéristique basée sur l'intensité des images (75).

Dans les deux procédés, l'estimation de l'évolution de la zone à segmenter est représentée par un ou plusieurs contours. L'équation de l'évolution du contour est résolue en utilisant la méthode du « *Level set* » (56)(68). Cette approche garantit la stabilité numérique et permet de changer la topologie du contour. Le contour est représenté comme l'ensemble de niveau zéro d'une fonction f qui est définie à chaque voxel dans l'image d'entrée. Le contour se propage par l'évolution d'une fonction d'intégration en fonction du temps $\phi(x, t)$ selon une équation différentielle partielle appropriée (21).

La méthode de Caselles et al. (1997) consiste à exercer une force externe suivant l'amplitude de gradient d'intensité de l'image (13).

La fonction de la vitesse de la force doit prendre des valeurs proches de 0 sur les variations d'intensité des bords dans l'image, tout en prenant des valeurs proches de 1 dans les régions où l'intensité est à peu près constante.

Cette méthode convient pour segmenter des objets délimités par des bords de forte intensité dans l'image.

La méthode de Zhu et Yuille (1996) calcule la force externe par une estimation de la probabilité qu'un voxel appartienne à la structure d'intérêt et la probabilité qu'il appartienne à l'arrière-plan de l'image (75).

Dans SNAP, ces probabilités sont estimées en utilisant des seuils de flous. Alternativement, les utilisateurs peuvent importer dans SNAP des cartes de probabilité de tissus, générées par des programmes de segmentation basés sur un histogramme ou un atlas. Dans la mise en œuvre de SNAP, la force externe est proportionnelle à la différence des probabilités de l'objet et du fond. C'est une légère déviation de Zhu et Yuille (1996), qui calcule la force externe en prenant la différence entre les logarithmes des deux probabilités. La concurrence de régions est plus appropriée lorsque la structure d'intérêt a une gamme d'intensité bien définie par rapport à l'image de fond (74)(76).

IV. ETUDE EXPERIMENTALE

1. Introduction

Actuellement, l'analyse cone beam des lésions péri-apicales consiste à effectuer des mesures linéaires dans les différents plans de l'espace. L'index péri-apical (CBCT PAI) défini par Estrela, permet de classer les lésions péri-apicales en mesurant sur des reconstructions CBCT 2D, le diamètre le plus large de la lésion. Cette classification, reste basée sur une évaluation 2D d'images 3D et ne semble pas exploiter de manière optimale les informations CBCT pour analyser tridimensionnellement les lésions péri-apicales.

En imagerie médicale, l'analyse quantitative d'une structure anatomique requiert la réalisation d'une segmentation. Cette méthode de traitement et d'analyse d'image permet de séparer l'image en différentes zones homogènes et ainsi de localiser et d'analyser les structures et leurs contours dans l'image. L'évaluation volumétrique d'objets anatomiques à l'aide d'une segmentation manuelle peut s'avérer longue et fastidieuse et pourrait être aidée par l'utilisation de méthodes informatiques automatiques ou semi-automatiques. Il existe de nombreuses techniques et le choix d'une méthode appropriée est important du fait de son influence sur les paramètres morphologiques du volume étudié.

2. But

Notre recherche a pour objectif d'évaluer une méthode de segmentation tridimensionnelle semi-automatique de lésions péri-apicales sur CBCT, à l'aide du logiciel ITK-SNAP.

3. Matériels

3.1. Echantillon initial

Pour réaliser cette étude, des acquisitions cone beam de patients présentant une lésion péri-apicale ont été recueillies. L'âge, le sexe et la raison de la prescription de l'examen cone beam n'ont pas été enregistrés.

Ces acquisitions ont été réalisées à l'aide du même modèle d'appareil de tomographie volumique à faisceau conique : le « CS 9300 » (Carestream Health, Inc., Marne-la-Vallée, France).

3D CBCT Modality		X-Ray Generator and Other Specifications	
Sensor type	TFT	Tube voltage	60 - 90 kV
Scan mode	Continuous and pulse	Tube current	2 - 15 mA
Scanning time	12-28 seconds (+/- 10%)	Frequency	140 kHz
Voxel size (µm)	90 to 500	Tube focal spot	0.7 mm (IEC 60336)
Field of view (cm)	5x5, 8x8, 10x5, 10x10, 17x6, 17x11, 17x13.5	Input voltage (AC)	220/230/240V - 50/60Hz
Reconstruction time	Less than 2 minutes based on the recommended computer system configuration requirements	Weight	160 kg (353 lb.)
		Footprint	1158 (L) x 1595 (D) x 2378 mm (H)

Figure 9: Paramètres techniques du cone beam « CS 9300 »

Le champ d'exploration sélectionné était 50x50mm. A l'issue d'une unique rotation, ce système d'acquisition a restitué pour chaque acquisition un volume avec une résolution de 90µm.

Les données ont ensuite été exportées au format DICOM puis anonymisées avant analyse.

L'échantillon initial, recueilli auprès de 2 praticiens, comprenait 23 acquisitions. L'échantillon comportait 26 lésions apicales au total du fait qu'une même acquisition pouvait présenter plusieurs lésions péri-apicales sur différentes racines d'une même dent ou sur des dents différentes.

3.2. Sélection des échantillons

Ont été exclues de l'étude : les lésions endo-parodontales, les lésions péri-apicales associées à une résorption externe de la racine, les lésions complètement incluses dans le sinus, les lésions incomplètement incluses dans le volume d'acquisition, les acquisitions présentant une lésion très volumineuse pour laquelle il n'était pas possible de déterminer la dent causale ni l'index péri-apical, et plus généralement toute lésion qui ne correspondait pas à la définition radiologique d'une lésion apicale d'origine endodontique.

Afin de déterminer l'index péri-apical des échantillons inclus dans l'étude, les images ont été analysées en utilisant le logiciel « CS 3D Imaging Software » (version 3.3.9) (Carestream Health Inc.). La dent a été orientée par rapport aux plans de coupe, son grand axe devant se confondre avec l'intersection des plans sagittal et coronal (25). La dimension la plus large de la lésion péri-apicale a été relevée ainsi que l'expansion et la destruction de la corticale osseuse, permettant donc d'attribuer l'index péri-apical comme suit:

Score	Evaluation quantitative de l'altération de la structure osseuse
0	Structures péri-apicales intactes
1	Diamètre de la radio-clarté compris entre 0,5 et 1 mm
2	Diamètre de la radio-clarté compris entre 1 et 2 mm
3	Diamètre de la radio-clarté compris entre 2 et 4 mm
4	Diamètre de la radio-clarté compris entre 4 et 8 mm
5	Diamètre de la radio-clarté supérieur à 8 mm
Score	Expansion de la lésion à l'os cortical péri-apical
Score	Destruction de l'os cortical péri-apical par la lésion

* Les variables E (expansion à l'os cortical) et D (destruction de l'os cortical) sont ajoutées à chaque score, si l'une de ces conditions a été détectée à l'analyse CBCT.

Figure 10: Cone Beam Computed Tomography Peri Apical Index d'après Estrela (26)

11 échantillons ont été sélectionnés:

- 2 échantillons d'index péri-apical 1
- 1 échantillon d'index péri-apical 2+E
- 3 échantillons d'index péri-apical 3
- 1 échantillon d'index péri-apical 3+E
- 1 échantillon d'index péri-apical 3+D
- 1 échantillon d'index péri-apical 4+E
- 1 échantillon d'index péri-apical 4 +D
- 1 échantillon d'index péri-apical 5+D

Les échantillons sélectionnés n'occupant qu'un faible espace du cylindre d'acquisition de 50x50mm, un volume d'intérêt a été défini pour chaque lésion à l'aide du logiciel MeVisLab® (MeVis Research, Bremen, Germany) de manière à diminuer les temps de calcul.

4. Méthodes

Dans le cadre de ce travail, 2 examinateurs ont effectué deux types de segmentation pour chaque échantillon à l'aide du logiciel ITK-SNAP.

4.1. Segmentation semi-automatique «Snake evolution»

Suite à la réalisation d'une pré-étude, la méthode retenue pour réaliser la segmentation semi-automatique par détection de contours actifs a été la compétition de régions ou « *intensity regions* »; elle a permis d'obtenir l'image caractéristique permettant de débiter la segmentation.

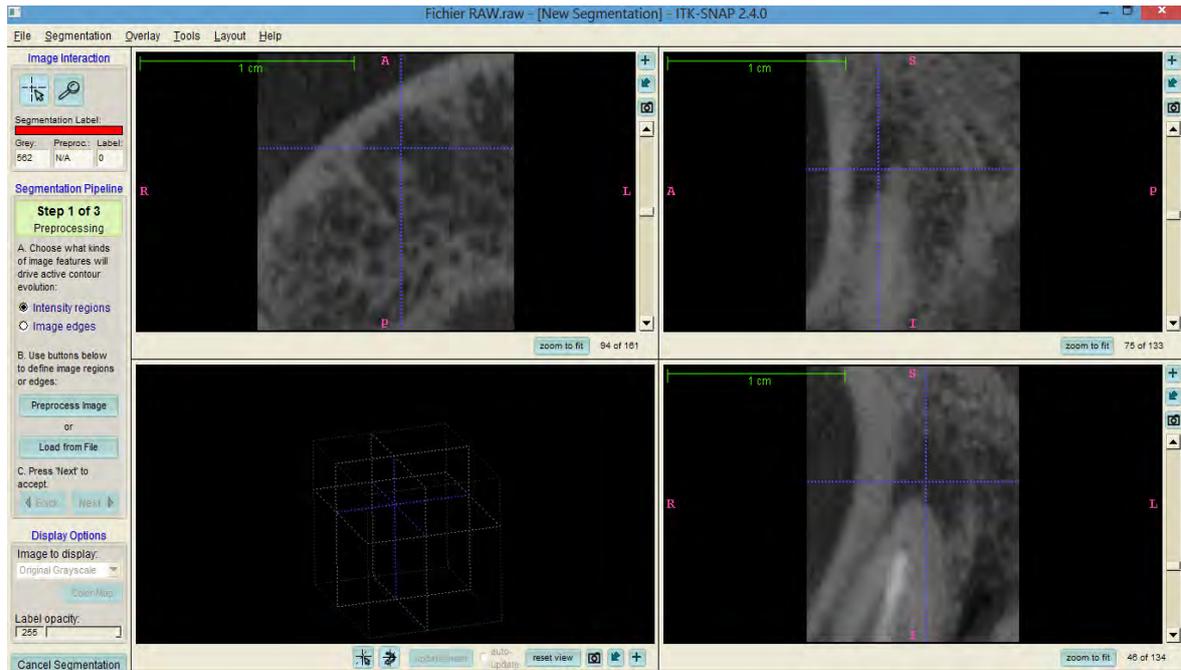


Figure 11: Interface de segmentation semi-automatique du logiciel ITK-SNAP 2.4.0

Après avoir sélectionné « *intensity regions* », le seuillage, définissant les 2 régions de l'image caractéristique, a été obtenu à l'aide de l'outil «*Preprocess Image*». Le seuillage a permis d'isoler les voxels de la zone d'intérêt, en ciblant un intervalle de densité de gris dont les valeurs minimales et maximales représentaient les densités extrêmes de l'anatomie à segmenter. Pour cela et suivant les recommandations utilisateur du logiciel ITK-SNAP, les 2 examinateurs ont déplacé le curseur à l'intérieur de la lésion péri-apicale et ont relevé manuellement la valeur maximale et minimale des voxels présents dans la lésion.

Après réalisation de ce seuillage, une valeur comprise entre -1 et 1 a été attribuée aux voxels de l'image. Les voxels à l'intérieur de la lésion péri-apicale sont affectés d'une valeur positive (en blanc) et les voxels à l'extérieur d'une valeur négative (en bleu).

La valeur « *smoothness* » a été réglée à 2, elle détermine la pente de la courbe. Elle n'affecte pas le signe du seuillage des voxels mais a un effet sur la régularité de l'évolution de la segmentation.

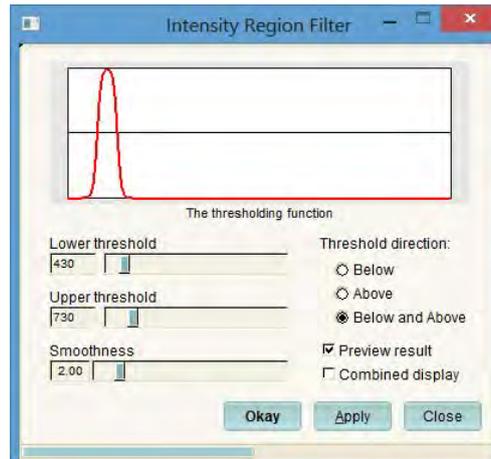


Figure 12: Etape de seuillage lors de la segmentation semi-automatique : « Intensity Region Filter ». Réglage de « lower threshold », « upper threshold » et « smoothness »

Une fois l'image caractéristique obtenue, une bulle 3D appelée germe ou « snake » a été ajoutée. Dans le cadre de l'étude nous avons placé une bulle approximativement au niveau de l'apex de la racine. Le germe est une structure circulaire dont le rayon et l'opacité peuvent être réglés. Le germe est l'initialisation du « snake » qui va évoluer à vitesse variable dans la zone anatomique étudiée et se développer pour prendre le volume total de la structure.

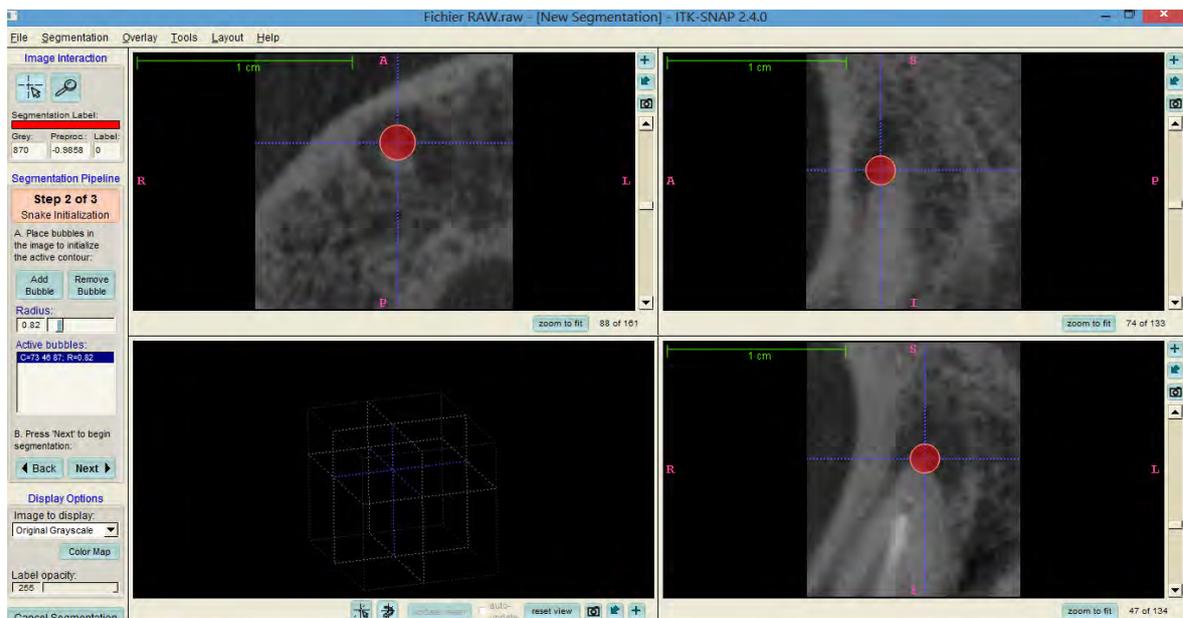


Figure 13: Interface de segmentation semi-automatique du logiciel ITK SNAP 2.4.0, exemple de positionnement de germe au centre de la lésion péri-apicale

Le réglage de deux autres paramètres a permis d'influer sur l'évolution du germe :

La vitesse de propagation « *balloon force* » est proportionnelle à l'intensité de l'image caractéristique. La constante de proportionnalité peut être réglée pour être positive, dans ce cas, les valeurs positives de l'image caractéristique provoquent une expansion de la bulle vers l'extérieur ; ou bien négative, dans ce cas, les valeurs positives de l'image caractéristique provoquent une expansion vers l'intérieur. Dans une zone homogène de l'image caractéristique, la vitesse de propagation est constante et permet au germe de se développer (ou de se contracter). Le ballon « *force expanding* » a été réglé dans notre étude, à +0.5.

La vitesse de courbure « *Courbure Velocity* » est utilisée pour contrôler la forme (la courbure) de l'évolution du germe. Elle peut parfois empêcher le serpent de fuir dans des structures adjacentes. La vitesse de courbure agit vers l'intérieur, son action est de ralentir l'évolution du germe aux endroits de forte courbure (les coins et les endroits étroits) en lissant efficacement les angles vifs qui pourraient sinon se former. La vitesse de « *courbure smooth* » a été réglée à 0.40.

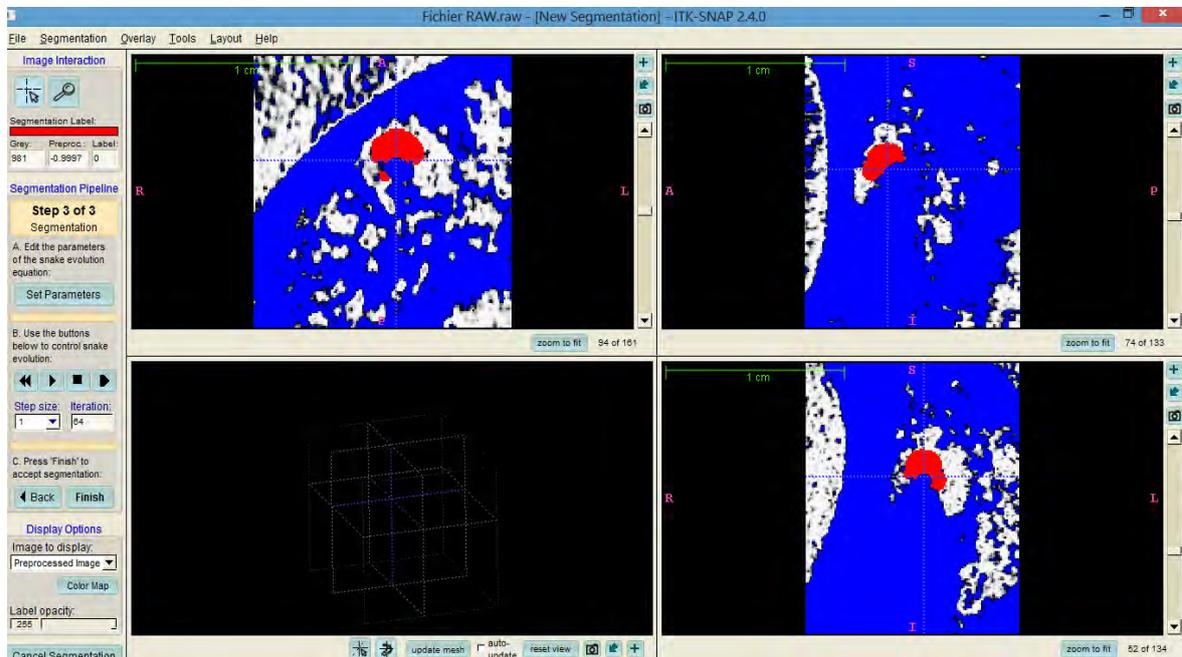


Figure 14: Exemple de germe en cours d'évolution

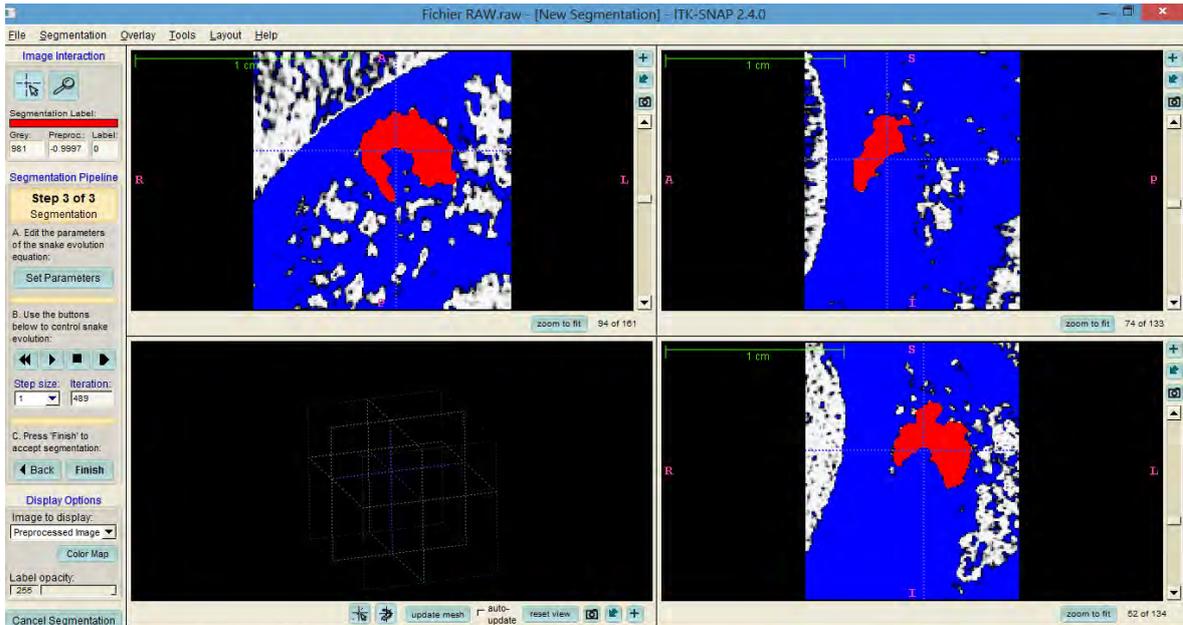


Figure 15: Fin de l'évolution du germe, la segmentation est terminée

Une fois la segmentation terminée, l'outil « *update mesh* » a permis l'apparition de la lésion péri-apicale dans la case en bas à gauche. La lésion péri-apicale peut alors être affichée et manipulée séparément pour obtenir un contrôle et une visualisation de la reconstruction tridimensionnelle.

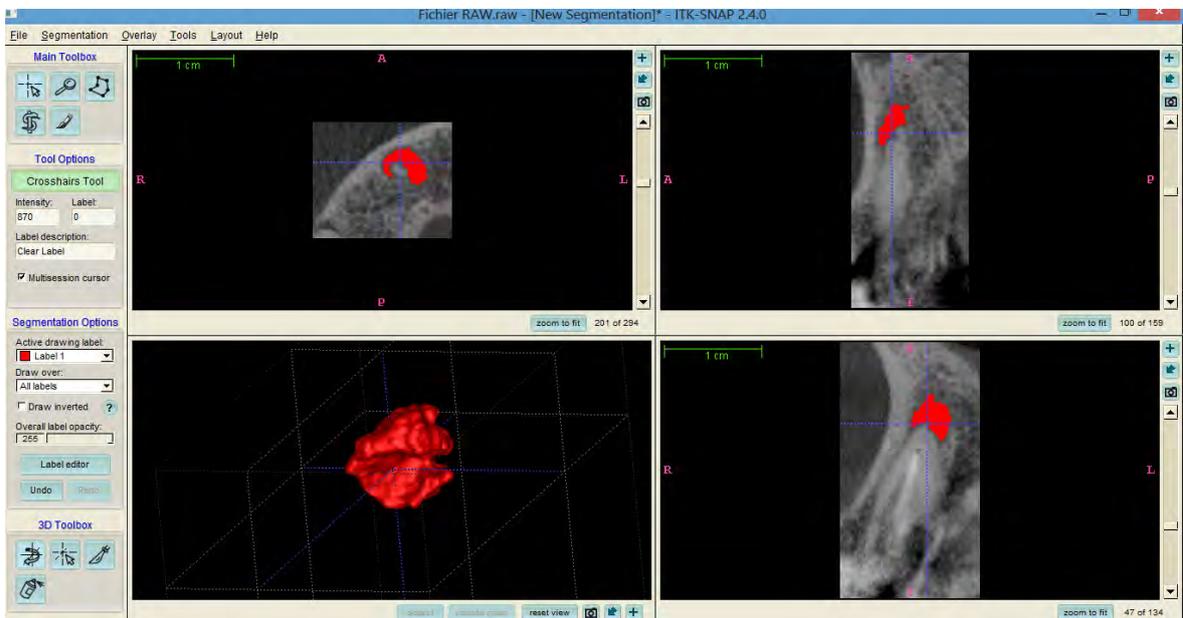


Figure 16: Exemple de segmentation semi-automatique sur les coupes axiales, coronales et sagittales d'une 13 et sa représentation tridimensionnelle

4.2. Segmentation manuelle

Les 2 examinateurs ont réalisé une segmentation manuelle de chaque échantillon. Pour cela, ils ont exécuté en vue axiale, un contourage de la limite de la lésion péri-apicale, et ce, coupe par coupe. Une vérification et une correction de la lésion ont ensuite été effectuées dans les plans sagittal et frontal.

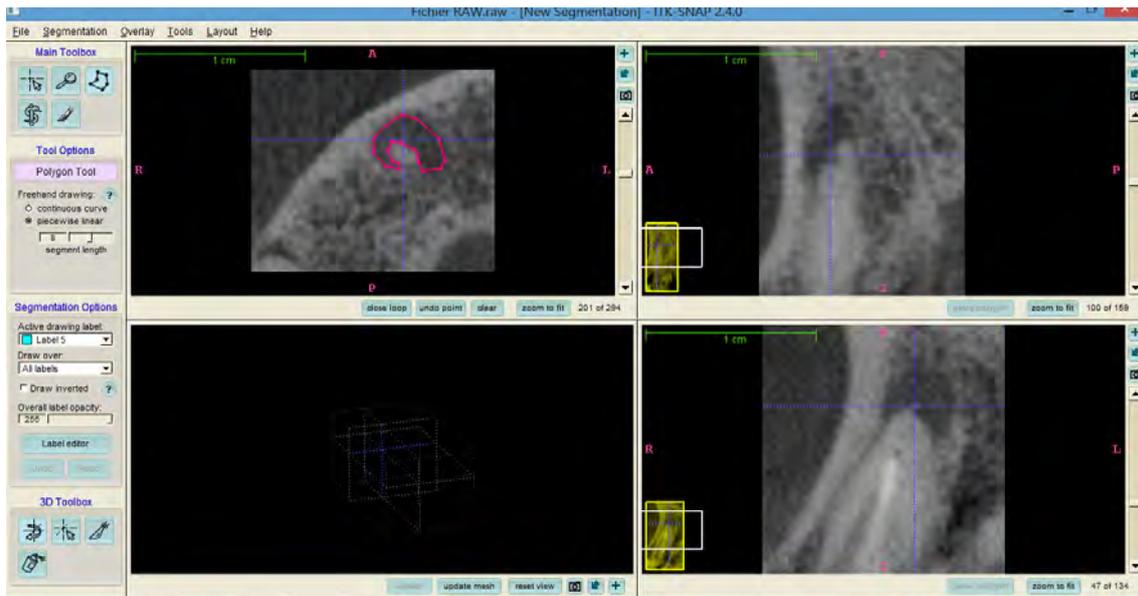


Figure 17: Exemple de contourage d'une lésion péri-apicale

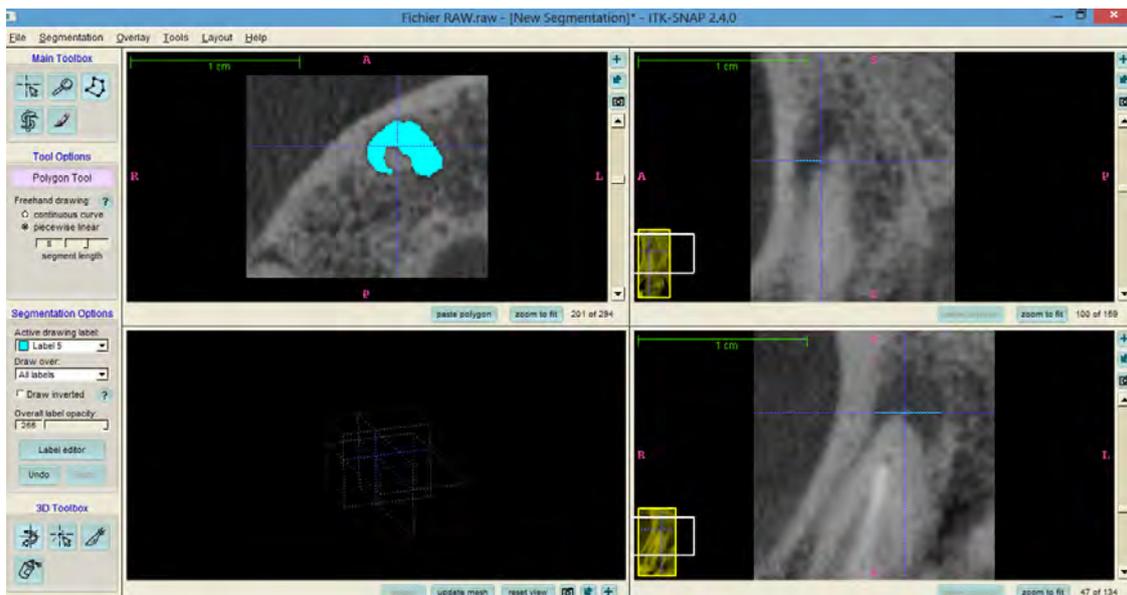


Figure 18: Exemple de segmentation manuelle en cours, un plan a été segmenté

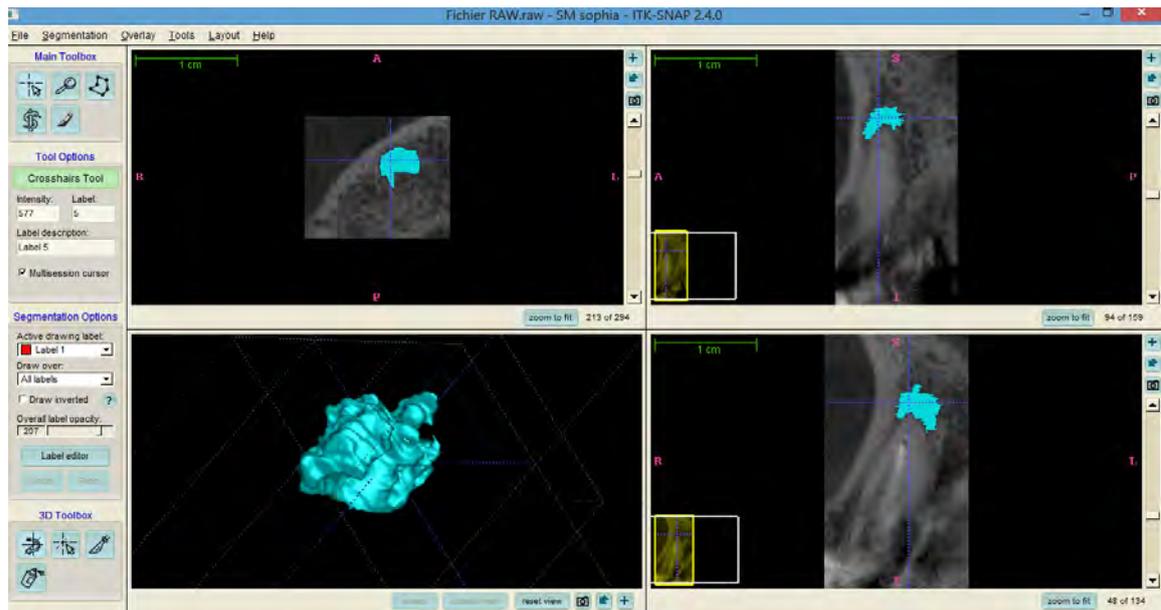


Figure 19: Exemple de segmentation manuelle sur les coupes axiales, coronales et sagittales d'une 13 et sa représentation tridimensionnelle

4.3. Obtention des données volumétriques

Une fois la segmentation accomplie, les reconstructions tridimensionnelles virtuelles des lésions péri-apicales ont été obtenues grâce à la fonction « *update mesh* » du logiciel ITK-SNAP. Chaque reconstruction a été enregistrée en format « *VTK files* ».

L'outil « volumes et statistiques » a permis d'obtenir pour chaque segmentation :

- le nombre de voxels appartenant à la structure
- le volume de la structure (en millimètres cubes)
- l'intensité d'image moyenne à l'intérieur de la structure
- l'écart-type de l'intensité de l'image dans la structure

Les mesures volumétriques des lésions péri-apicales ont été obtenues automatiquement par décompte du nombre de voxels contenus dans les régions segmentées qui est multiplié par le volume d'un seul voxel.

Pour chaque lésion segmentée, les volumes obtenus en segmentation manuelle et ceux obtenus en segmentation semi-automatique ont été reportés en mm^3 .

4.4. Méthode d'analyse statistique

Pour étudier les relations qui existent entre les mesures volumétriques, la comparaison des deux séries de valeurs a nécessité différentes techniques statistiques.

4.4.1. Reproductibilités inter et intra individuelles

Les éventuelles différences entre les mesures peuvent être causées par la méthode de segmentation. En effet, bien que standardisée, l'application de la méthode de segmentation peut varier entre deux individus ou pour le même individu à deux temps différents, car cette méthode n'est pas entièrement automatisée.

La reproductibilité intra individuelle a été évaluée dans notre étude en effectuant une deuxième mesure de chaque lésion péri-apicale avec la méthode de segmentation semi-automatique et en respectant un intervalle d'au moins une semaine entre les deux mesures. Deux examinateurs (S.P. et J.M.) ayant effectué les mêmes mesures, la reproductibilité inter individuelle a également été calculée sur notre échantillon de 10 radios.

Les reproductibilités inter et intra individuelles ont été calculées avec le coefficient de corrélation intraclass (CCI).

4.4.2. Comparaison des volumes

4.4.2.1. Test pour séries appariées

Pour tester si les volumes entre la segmentation manuelle et semi-automatique diffèrent ou non, un test de comparaison en séries appariées a été utilisé. Les volumes obtenus sont issus du même échantillon, de ce fait le test doit tenir compte de l'appariement. Si les conditions d'application sont remplies (normalité des distributions et égalité des variances), le test de Student pour séries appariées est utilisé (test paramétrique). Sinon le test des rangs de Wilcoxon, test non paramétrique, sera utilisé. Le seuil de significativité est fixé à 5% ($p \leq 0,05$).

4.4.2.2. Coefficient de corrélation de Pearson

Le degré de linéarité de la relation testée est évalué par le coefficient de corrélation R de Pearson. R^2 représente le pourcentage de variabilité expliquée par le modèle linéaire.

L'examen statistique associé à l'évaluation du coefficient de corrélation R correspond au calcul de la probabilité (p) pour que la valeur de R soit différente de 0.

La probabilité d'observer une linéarité « d'intensité » R est mesurée par la valeur du p associé.

Le seuil de significativité est fixé à 5% ($p \leq 0,05$).

4.4.2.3. Méthode de concordance : Bland et Altman

Le principe de la concordance est d'estimer l'écart observé entre les deux valeurs obtenues pour la même mesure. La différence entre les mesures est représentée par leur moyenne, fixée comme la meilleure estimation des vraies valeurs (8).

Pour évaluer l'exactitude de la mesure volumique de la segmentation semi-automatique par rapport à celle de la segmentation manuelle, les données ont été représentées graphiquement en traçant un nuage de points de la différence entre les mesures en fonction de la moyenne des deux mesures. Cette représentation graphique permet de voir si la moyenne des différences est distincte de 0 et si la différence entre les deux mesures varie en fonction du volume mesuré.

La méthode de Bland et Altman détermine le biais et les limites de concordance. Le biais correspond à la moyenne des différences et permet d'évaluer l'exactitude des mesures. Il représente la moyenne de l'écart systématique d'une série de valeurs par rapport à l'autre. La variabilité de ces différences permet d'évaluer si les deux séries de mesures volumiques donnent des valeurs précises, au biais près. L'écart type (ET) des différences a été calculé et deux seuils de limites de concordance, arbitrairement représentés par $\pm 1,96$ ET, ont été tracés sous forme de deux droites horizontales sur le graphique. Elles correspondent approximativement à 2 ET par rapport à la moyenne et représentent les écarts des valeurs volumiques. Elles englobent l'intervalle dans lequel sont comprises 95 % des différences.

4.4.2.4. Procédure de régression linéaire : méthode de Passing Bablok

La méthode de Passing Bablok est une procédure non paramétrique d'estimation de la pente de la relation (slope b) entre deux mesures confrontées et de l'ordonnée à l'origine (intercept a) de cette relation (59).

Un test statistique (Cusum test) est effectué afin de vérifier la linéarité de la relation établie entre les deux méthodes, par un examen de répartition au hasard des points d'un côté ou de l'autre de la droite.

5. Résultats

5.1. Mesures initiales de l'échantillon

Du fait du faible nombre d'échantillons, deux examinateurs ont réalisés les segmentations semi-automatiques et manuelles sur l'ensemble de l'échantillon.

N° radio	CBCT PAI	SEGMENTATION SEMI-AUTOMATIQUE				SEGMENTATION MANUELLE	
		Opérateur 1		Opérateur 2		Opérateur 1 (en mm ³)	Opérateur 2 (en mm ³)
		1 ^{ere} mesure (en mm ³)	2 ^{eme} mesure (en mm ³)	1 ^{ere} mesure (en mm ³)	2 ^{eme} mesure (en mm ³)		
1	1	0,896	0,576	0,928	0,269	0,673	0,529
2	1	0,839	0,596	2,024	2,788	0,593	1,274
3	2+E	1,831	1,186	3,715	1,249	2,593	2,439
4	3	10,092	10,068	9,655	9,102	10,202	11,629
5	3	11,342	12,438	8,174	8,202	12,029	11,260
6	3+E	14,218	12,462	11,195	11,872	14,252	14,200
7	3+D	13,636	13,522	11,250	11,292	15,354	15,875
8	3	30,284	29,952	31,736	29,977	29,977	18,867
9	4+D	25.418	26.4663	27,922	28,861	31,223	28,559
10	4+E	70,052	75,896	71,278	75,126	77,932	85,151
11	5+D	-	-	769,45	897,22	931,01	1016,49

Figure 20: Tableau de mesures des valeurs initiales

Concernant la radio n°11, l'opérateur 1, n'a pas pu enregistrer de segmentation acceptable de la lésion. Cette radio n'a pas été prise en compte dans l'analyse statistique.

Nous avons ensuite calculé les moyennes des 4 valeurs obtenues en segmentation semi-automatique et des 2 valeurs obtenues en manuelle. Les différences (V seg. semi-auto – V seg. manuelle) sont présentées dans le tableau ci-dessous :

N° RADIO	CBCT PAI	MOYENNES SEGMENTATION SEMI-AUTOMATIQUE	MOYENNES SEGMENTATION MANUELLE	DIFFERENCES
1	1	0,667	0,601	0,066
2	1	1,562	0,933	0,628
3	2+E	1,995	2,516	-0,521
4	3	9,729	10,915	-1,186
5	3	10,039	11,644	-1,605
6	3+E	12,436	14,226	-1,789
7	3+D	12,425	15,615	-3,190
8	3	30,487	24,422	6,065
9	4+D	27,167	29,891	-2,724
10	4+E	73,088	81,541	-8,453

Figure 21: Tableau des moyennes des segmentations et leurs différences

5.2. Valeurs de niveau de gris relevées

Lors de la segmentation semi-automatique, les examinateurs ont réalisé un seuillage, basé sur l'analyse visuelle. Les différents niveaux de gris relevés sont reportés dans ce tableau :

N° RADIO	VALEURS DE GRIS RELEVÉES							
	1ere mesure Opérateur 1		2eme mesure Opérateur 1		1ere mesure Opérateur 2		2eme mesure Opérateur 2	
	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX
1	1409	1950	1280	1976	1450	1950	1370	1790
2	1440	2000	1170	2073	1250	1850	1170	1900
3	822	1650	822	1533	1000	1850	880	1500
4	403	613	323	655	370	600	400	680
5	454	921	460	938	550	850	500	850
6	360	670	385	672	400	650	360	670
7	446	832	419	815	550	750	500	780
8	430	730	417	732	470	740	400	750
9	320	753	381	723	430	750	380	790
10	340	660	273	753	350	650	310	685
11	362	756	221	821	400	750	320	780

Figure 22: Tableau des niveaux de gris relevés

5.3. Analyse statistique de l'échantillon.

5.3.1. Reproductibilités inter et intra individuelles

Les **reproductibilités inter individuelles** calculées à partir des mesures faites par les observateurs (J.M. et S.P.) et avec le coefficient de corrélation intra classe (CCI) sont très élevées aussi bien pour la segmentation manuelle que pour la segmentation semi-automatique.

- CCI = 0,999 pour la reproductibilité inter individuelle entre les 11 mesures de JM et les 11 de SP issues de la segmentation manuelle.

- CCI = 0,996 pour la reproductibilité inter individuelle entre les 10 moyennes des mesures de JM et les 10 moyennes des mesures de SP issues de la segmentation semi-automatique.

Les **reproductibilités intra individuelles** ont également été calculées avec le CCI pour la segmentation semi-automatique, à partir des mesures effectuées à au moins une semaine d'intervalle. Elles sont également très élevées pour les 10 mesures de la segmentation automatique.

- CCI = 1 pour la reproductibilité intra individuelle entre les mesures de la segmentation semi-automatique effectuées par S.P.

- CCI = 0,999 pour la reproductibilité intra individuelle entre les mesures de la segmentation semi-automatique effectuées par JM.

5.3.2. Comparaison des volumes

5.3.2.1. Test pour séries appariées

Pour comparer les volumes obtenus avec la segmentation semi-automatique et les volumes obtenus avec la segmentation manuelle, le test non paramétrique des rangs de Wilcoxon a été employé (les distributions n'étant pas normales au sein de chaque groupe pour utiliser le test de Student). Les moyennes des volumes obtenus en segmentation manuelle et les moyennes de ceux obtenus en segmentation semi-automatique ont été utilisées.

Aucune différence statistiquement significative n'a été relevée. La valeur p (p -value) est de : 0,16015625.

5.3.2.2. Coefficient de corrélation de Pearson

Le coefficient de corrélation met en évidence une très forte corrélation entre les mesures volumétriques obtenues en semi-automatique et en manuelle :

$$R^2 = 0,99161597$$

Cela signifie que 99% de la variabilité est expliqué par le modèle linéaire.

Le test statistique associé à l'évaluation du coefficient de corrélation a mis en évidence une relation linéaire statistiquement significative entre les mesures ($p < 0.001$). Il existe donc une relation de proportionnalité (ou liaison linéaire) entre les deux séries de mesures obtenues en segmentation semi-automatique et en segmentation manuelle.

5.3.2.3. Méthode de concordance de Bland et Altman

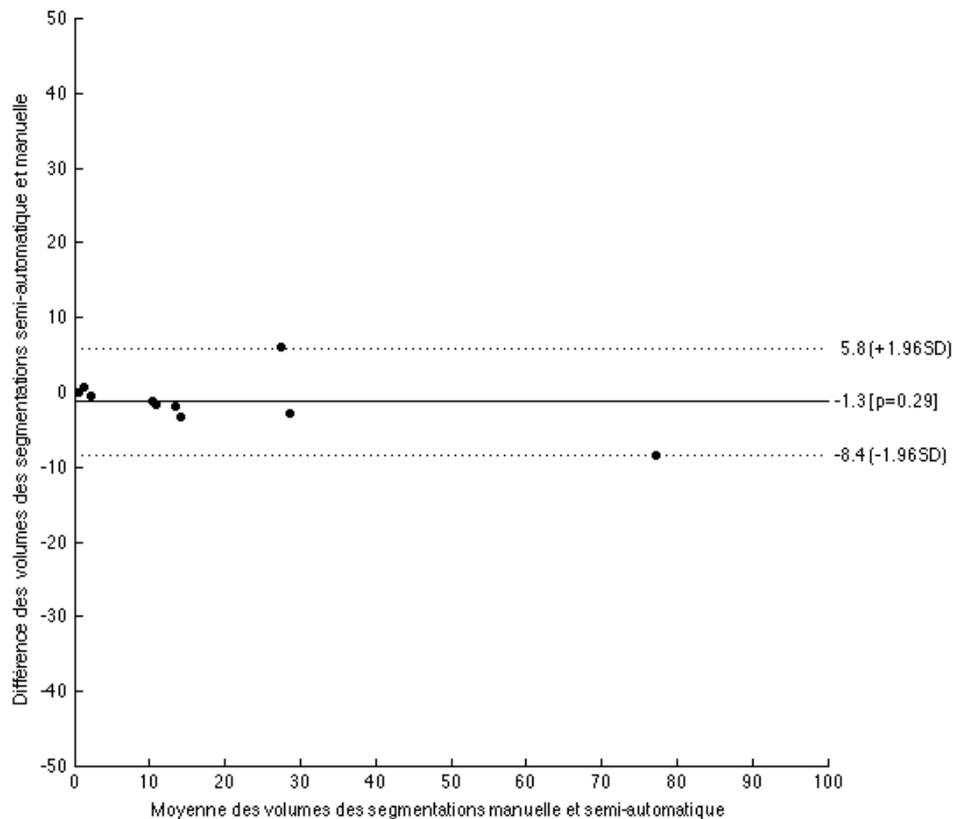


Figure 23: Représentation graphique des volumes dentaires entre la segmentation semi-automatique et la segmentation manuelle par la méthode de concordance de Bland et Altman

La moyenne ou biais est égal à $-1,271 \text{ mm}^3$ avec un écart type (ET) à $\pm 3,614$ et un intervalle de confiance à 95% compris entre $-3,856$ et $1,314$. Les limites de concordance supérieure et inférieure correspondent à la valeur de la moyenne ± 1.96 ET. La limite supérieure est égale à $5,812$ et la limite inférieure est égale à $-8,354$.

Sur la représentation graphique, la ligne des moyennes se situe en dessous de 0, ce qui indique une très légère sous-estimation des volumes obtenus par segmentation semi-automatique par rapport à ceux obtenus par segmentation manuelle.

5.3.2.4. Procédure de régression linéaire : méthode de Passing Bablok

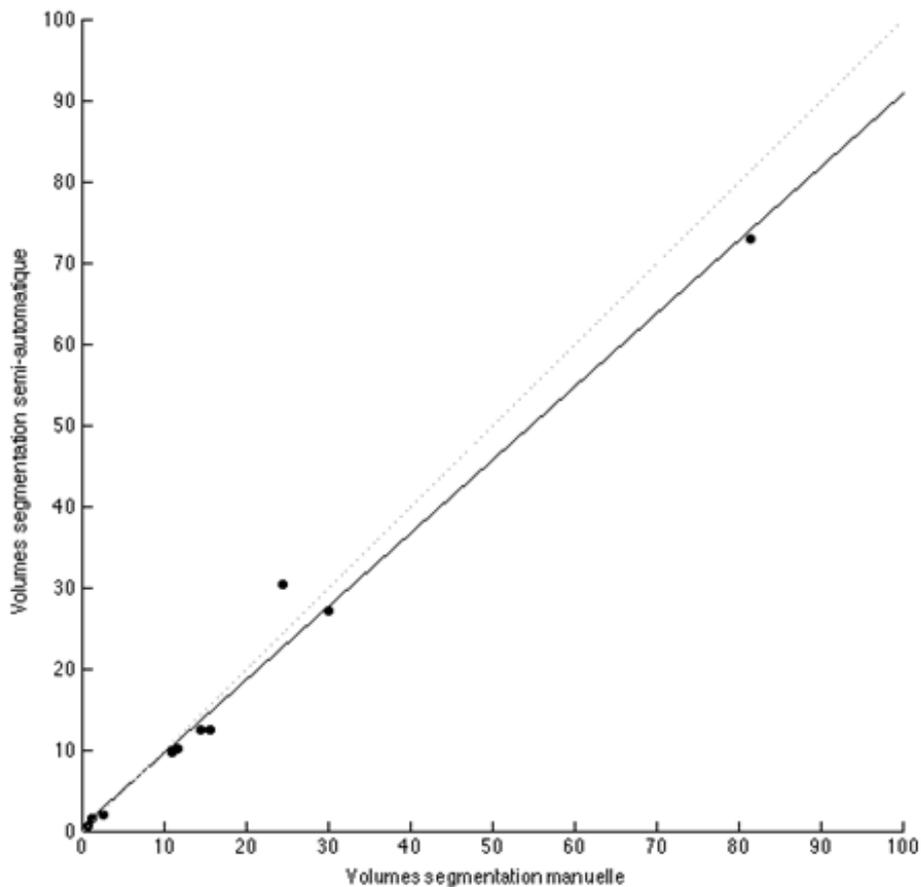


Figure 24: Représentation graphique de la régression linéaire entre les volumes de la segmentation semi-automatique et les volumes de la segmentation manuelle

La droite de régression selon la méthode de Passing Bablok est égale à : $y = 0,892x - 0,064$

L'intercept de cette droite de régression est égal à $- 0,064$ avec un intervalle de confiance à 95% compris entre $- 0,704$ et $0,957$. Cette valeur mesure la différence systématique entre les méthodes.

Le slope est égal à $0,892$ avec un intervalle de confiance à 95% compris entre $0,791$ et $0,939$. Cette valeur mesure la différence proportionnelle entre les deux méthodes.

Le test de linéarité associé révèle une p -value de $0,329$ supérieure au seuil α de $0,05$. La relation linéaire entre les deux méthodes ne peut être rejetée.

6. Discussion

Cette étude a permis la mise en place d'un protocole de segmentation semi-automatique de lésions péri-apicales via le logiciel ITK-SNAP, sur des radios provenant du cone beam « CS 9300 » en $90\mu\text{m}$.

6.1. Choix du dispositif radiologique

La validité des mesures volumiques et des reconstructions 3D dépend étroitement de la qualité des segmentations qui sont elles-mêmes liées à la qualité des images. Le type de dispositif radiologique et la méthode de segmentation conditionnent donc la validité des informations (73). En effet les principales difficultés dans la segmentation automatique des images médicales sont le manque de résolution spatiale et le contraste des images (qualité des images).

La résolution spatiale détermine la proximité des détails pouvant être enregistrés séparément. Le contraste permet la distinction entre des tissus de différentes radio-densités. La résolution spatiale reste discutée lorsque le contraste est insuffisant pour différencier les densités de deux structures adjacentes.

En odontologie, différents appareils CBCT, selon leur champ de vue, sont à la disposition des praticiens. Il existe des appareils à champ réduit (exploration limitée du nombre de dents) et à champ large. Les appareils à champ large peuvent autoriser aussi des

explorations sectorielles en réduisant leur champ. En endodontie, une bonne résolution spatiale est recherchée du fait de la taille des structures anatomiques étudiées. Le volume d'exploration suffisant s'étend, en général, de une à plusieurs dents. Les appareils à petit champ offrent l'avantage d'un voxel de très petite taille, permettant ainsi une lecture des structures anatomiques et une interprétation des images optimisées (61). La définition susceptible d'être obtenue permet de mettre en évidence des détails allant jusqu'à la taille d'un canal latéral. Ces appareils, en se limitant à une zone réduite permettent également d'obtenir une irradiation moindre et donc le respect du principe ALARA (32). Les dispositifs CBCT ayant une résolution spatiale élevée sont moins affectés par les phénomènes de l'Effet de Volume Partielle (EVP). L'EVP correspond au fait que la transition entre les régions soit floue et étalée au lieu que celle-ci soit nette et brusque et au fait que deux régions d'intensité différentes se contaminent mutuellement (64).

En tenant compte des caractéristiques énoncées ci-dessus, parmi l'ensemble des appareils CBCT disponibles, le « CS 9300 » (Carestream Health, Inc., Marne-la-Vallée, France) a été choisi car il tient compte des critères suivants :

- CBCT avec un champ réduit (limitation du phénomène de bruit) : 50 mm x 50 mm,
- résolution spatiale de 90 μ m correspondant à une résolution spatiale élevée (limitation de l'effet de volume partiel),
- bonne profondeur d'encodage avec une échelle de gris codée sur 14 bits soit 16 384 niveaux de gris permettant une finesse du rendu de l'image.

6.2. Echantillon

A partir des 23 volumes radiographiques recueillis, 10 acquisitions comprenant 11 échantillons ont été sélectionnées. Parmi les échantillons sélectionnés, la moitié représente des lésions péri-apicales avec une expansion osseuse ou une destruction osseuse. Cela signifie que la lésion n'est pas circonscrite et qu'elle communique avec l'environnement extérieur à l'os (par exemple le vestibule ou le sinus). Ceci crée une difficulté supplémentaire à la segmentation entraînant une fuite du contour actif. En effet, le vestibule et le sinus possèdent des niveaux de gris communs aux lésions péri-apicales (densité proche). Liu et al en 2010, ont observé le même phénomène pour segmenter les volumes dentaires. Lorsque la racine dentaire était adjacente à la corticale osseuse, une difficulté supplémentaire apparaissait pour segmenter la racine.

Les lésions apicales complexes (lésion commune à plusieurs dents ou impossibilité de déterminer l'index péri-apical) ont été exclues. Une lésion très volumineuse parmi les 11 sélectionnées n'a pu être segmentée de manière fiable à l'aide de la procédure semi-automatique. Elle présentait un plus grand diamètre de 20mm selon la méthode d'Estrela (classe 5 : si diamètre $>$ à 8mm) et une fenestration de 4mmx4mm. La moyenne du volume, obtenu après segmentation manuelle, était de 973 mm³. Lors de la procédure semi-automatique, la propagation du germe dans la fenestration arrivait fréquemment avant l'expansion complète dans la lésion ce qui entraînait des manques importants.

6.3. Segmentation

Différentes méthodes de segmentation sont décrites dans la littérature. Elles diffèrent selon les données à segmenter (structures osseuses, dents), le logiciel de segmentation et les étapes de programmation (42)(41)(28)(51)(49). Dans notre étude, nous avons choisi d'utiliser ITK-SNAP car c'est un logiciel gratuit, open-source, couramment appliqué en médecine et qui permet de réaliser une segmentation 3D semi-automatique rapide. L'outil a été développé pour l'étude d'images médicales et a déjà été employé pour travailler avec l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et la tomодensitométrie (CT).

Weissemer et al. en 2012, ont comparé la précision et l'exactitude de 6 logiciels d'imagerie, pour la mesure du volume des voies aériennes supérieures sur CBCT. 33 patients ainsi qu'un fantôme de l'oropharynx (gold standard) ont été numérisés avec l'i-CAT SCANNER en 300 μ m. La comparaison des volumes obtenus par segmentation semi-automatique sur les acquisitions CBCT de patients, ont montrés moins de 2 % d'erreurs par rapport au gold standard (fantôme) avec ITK-SNAP (72). Yushkevich et al. en 2006 en segmentant des noyaux caudés sur des images IRM d'enfants autistes, ont montrés que la segmentation semi-automatique par contours actifs semblait apporter des résultats concluants comparés à la segmentation manuelle (74). En ORL : Melda Mısırlıoglu et al. en 2013 ont montré l'intérêt du CBCT pour le diagnostic de présence de tonsilles palatines. Ils ont utilisé la méthode de segmentation semi-automatique de concurrence de régions d'ITK-SNAP, afin de pouvoir classer les tonsilles en fonction de leurs volumes allant de 7,92 à 302,5 mm³ (52). Les mesures obtenues des volumes par segmentation manuelle avec ITK-SNAP ont également servi de référence dans plusieurs études (19)(9)(54)(20). Beatriz Paniagua et al. en 2011 ont quantifié les changements de forme des condyles d'ATM sur CBCT (NewTom CBCT-3G, résolution de 500 μ m (QR-NIM s.r.l., Verona, Italy)), en

segmentant manuellement via ITK-SNAP des condyles asymptomatiques et d'autres présentant des défauts osseux (57).

Cependant les caractéristiques des appareils CBCT, les caractéristiques de l'objet ainsi que les paramètres du logiciel diffèrent selon les études. Il paraît difficile d'extrapoler ces résultats aux lésions péri-apicales sur le « CS 9300 » en 90 µm. La segmentation des données tomographiques n'est pas aisée et sa difficulté est souvent négligée ou sous-estimée. Elle se révèle essentielle pour assurer la réalisation d'analyses quantitatives précises lorsque les limites des structures sont requises (67). Son utilisation présente un intérêt en endodontie dans l'évaluation du volume des lésions péri-apicales. L'enjeu de notre étude concerne donc la validation d'une méthode de segmentation semi-automatisée, permettant son utilisation possible en pratique clinique quotidienne.

Etant donné que la frontière entre les lésions péri-apicales et les éléments anatomiques environnants n'est pas suffisamment marquée et continue, la méthode basée sur les frontières n'a pas été retenue à l'issue de notre pré-étude. Le « *snake* » en cours d'évolution ne reconnaissait pas les frontières de la lésion apicale. Dans la méthode de concurrence de régions, on obtient une image caractéristique par un seuillage. L'examineur va relever les seuils de niveaux de gris présent dans la l'image apicale selon son analyse visuelle. Ces niveaux de gris ont une incidence sur l'obtention de l'image caractéristique, entraînant un risque de sur ou de sous segmentation. Chaque lésion présente des niveaux de gris différents, et chacune présente au moins 300 niveaux de gris différents.

La subjectivité de la méthode semi-automatique, lors de la détermination du seuillage mais également par la position du point de départ et du moment de l'arrêt de la segmentation, est liée au facteur humain ce qui peut entraîner des résultats différents entre deux utilisateurs (variabilité inter individuelle) et pour un même utilisateur entre deux segmentations de la même lésion périapicale (variabilité intra individuelle).

Concernant la position du germe initial, elle ne peut être complètement reproductible. Afin de s'en rapprocher, la bulle est positionnée au niveau de l'apex. En effet, le germe ou « *snake* » est une sphère, alors que la lésion périapicale présente le plus souvent une forme de goutte d'eau dont la pointe est percée par l'apex. En positionnant la bulle au niveau de l'apex, le germe prend rapidement une forme d'haricot et l'expansion est plus homogène au sein de l'image apicale.

Pour certaines lésions péri-apicales, il a été nécessaire d'interrompre la segmentation, notamment pour les lésions présentant une expansion ou une destruction

osseuse. En effet pour éviter la fuite du snake, l'évolution du germe a été stoppée avant qu'elle ne s'étende dans des zones n'appartenant pas à la lésion. La vitesse de propagation du germe étant plus lente dans les coins non sphériques de la lésion, l'action de stopper la segmentation a pu cependant entraîner des manques dans ces zones. Des retouches manuelles auraient pu être appliquées après segmentation semi-automatique, comme Liu and al en 2010 et Maret et al. en 2010 mais ceci ne rentrait pas dans notre travail de comparaison d'une méthode la plus automatique possible (42)(49).

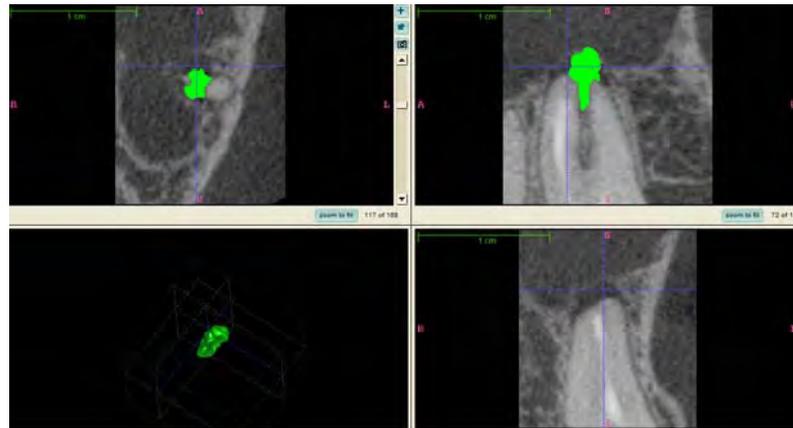


Figure 25: Exemple de manque de segmentation

Malgré les choix propres aux examinateurs intervenant dans notre méthode de segmentation semi-automatique, nous avons trouvé une reproductibilité intra individuelle très élevée pour les 2 examinateurs (CCI=0,999 pour J.M et CCI=1 pour S.P.). La reproductibilité inter individuelle s'est avérée également très élevée (CCI=0,996).

Lors de la segmentation semi-automatique d'ITK-SNAP plusieurs autres paramètres variables ont été fixés. Ces réglages ont été testés lors d'une pré-étude. En les faisant varier entre eux, nous avons observé subjectivement la qualité des résultats de segmentation obtenue pour chaque radio. Les paramètres suivants ont été testés :

- résolution initiale de 90 μ m ou rééchantillonnage (« *resample* ») des voxels à 180 μ m.
- « *smoothness* » faible à 2 ou « *smoothness* » fort à 8
- 1 grosse bulle d'initialisation ou 3 bulles moyennes
- « *Ballon force* » : *contracting* à -0,5, *static* à 0 et *expanding* à +0,5
- « *Curvating force* » : *spherical* à 0.80, *smooth* à 0.40 et *detailed* à 0.20.

En sélectionnant uniquement les résultats positifs pour l'ensemble des volumes scannés nous avons pu isoler les meilleurs réglages et nous avons veillé à garder constantes ces valeurs :

- « *smoothness* » : 2
- une bulle unique, au centre de l'apex.
- « *ballon force* » : +0.50 et « *curvature force* » : +0.40
- Résolution de 90 μ m

Ces paramètres généraux ont été choisis afin de répondre au plus grand nombre. Il aurait pu être envisagé d'établir d'autres paramètres en fonction de telle forme, telle grosseur de lésion, néanmoins ceci ne répondait pas à notre objectif de recherche d'une méthode de segmentation la plus automatisée possible.

La segmentation automatique présente de nombreux avantages comme la facilité et la rapidité d'exécution pour l'utilisateur. Afin de valider cette méthode nous avons comparé les résultats obtenus à la segmentation manuelle, servant alors de référence.

La segmentation manuelle, se réalisant coupe par coupe, se révèle être une méthode longue et fastidieuse. L'utilisateur sélectionne la zone qu'il juge pertinente, en sélectionnant les voxels qui semblent correspondre à la lésion péri-apicale. Une bonne connaissance de la situation permet de différencier ce qui relève de l'artefact ou du bruit, de ce qui est d'intérêt. Malgré cela, la sélection de la zone d'intérêt peut se révéler difficile :

- La lésion péri-apicale résulte d'une déminéralisation de la trame osseuse. Il est difficile de déterminer la frontière qui est souvent floue entre ce qui peut être de l'os et ce qui peut être la lésion péri-apicale. Cette difficulté s'est amplifiée pour les petites lésions du fait du faible volume à isoler
- La lésion peut présenter des voxels possédant des valeurs de gris communs aux structures environnantes, par exemple avec l'os et le desmodonte rendant ainsi l'identification précise compliquée

La subjectivité de la méthode manuelle est liée au facteur humain et peut entraîner des résultats différents entre deux utilisateurs (variabilité inter individuelle). Néanmoins, dans notre étude la reproductibilité inter individuelle entre J.M. et S.P. s'est révélée très élevée (CCI=0,999).

L'objectif de notre étude a été de valider une méthode de segmentation semi-automatique. La comparaison ayant été réalisée directement sur des volumes cone beam, il aurait pu être intéressant de valider ces mesures volumiques par rapport à celles obtenues selon une autre technique. Liang et al. en 2014 ont étudié les volumes de défauts osseux réalisés sur des mandibules humaines après extraction des dents. Les volumes physiques de ces défauts, mesurés avant repositionnement des dents dans les alvéoles, ont été comparé aux volumes CBCT (Accuitomo 3D 125 μ m) après segmentation semi-automatique (AMIRA 5.4) Un fort degré de corrélation entre les volumes physiques et les volumes segmentés a été retrouvé (40). Avec un protocole comparable mais une résolution de 650 μ m et une segmentation manuelle (Microview software), Ahlowalia et al. (2012) ont également trouvé un fort degré de corrélation avec les volumes physiques (1).

Dans notre étude, la comparaison des résultats de la segmentation semi-automatique avec ceux de la segmentation manuelle sur des images CBCT issues d'acquisitions avec le « CS 9300 » de 90 μ m, a montré un fort degré de corrélation entre les deux méthodes. Aucune différence statistiquement significative n'a été retrouvée et une relation linéaire a été mise en évidence entre les deux séries. Une très légère sous-estimation des mesures semi-automatiques par rapport aux manuelles a été relevée.

Avant de pouvoir utiliser cette méthode en pratique clinique, l'inclusion d'un plus grand nombre d'échantillons et une confirmation par comparaison avec des mesures physiques ex vivo des lésions permettraient d'obtenir des résultats plus significatifs. Un plus grand nombre d'échantillons permettrait également, en classant par ordre croissant les volumes obtenus, de pouvoir réaliser une analyse comparative avec le CBCT PAI d'Estrela. Cela permettrait de confirmer la validité du CBCT PAI, ou de créer une nouvelle classification en utilisant le volume de la lésion.

Nos résultats restent cependant limités au cadre de notre étude. D'autres travaux seraient nécessaires pour étudier cette technique de segmentation semi-automatique des lésions péri-apicales sur d'autres appareils cone beam.

CONCLUSION

L'appareil de tomographie volumique à faisceau conique « CS 9300 » en 90 μm permet d'explorer de manière rapide et non invasive le complexe maxillo-facial. L'apport d'une 3^{ème} dimension, permet une meilleure mise en évidence et analyse des lésions péri-apicales que les techniques de radiographies conventionnelles. Pour exploiter de manière optimale les images de lésions péri-apicales issues de CBCT, nous avons réalisé une segmentation semi-automatique 3D à l'aide du logiciel ITK-SNAP.

Nous avons comparé nos résultats volumiques obtenus par la segmentation automatique à la segmentation manuelle, servant de référence.

Notre étude montre une forte corrélation entre les volumes des lésions péri-apicales obtenus par segmentation semi-automatique comparé aux volumes obtenus par segmentation manuelle. Aucune différence significative n'a été observée.

ITK-SNAP semble être un outil simple et rapide pour obtenir une analyse quantitative de la lésion péri-apicale. Des améliorations et de plus amples recherches restent cependant nécessaires pour que cette méthode puisse aider le praticien dans son choix diagnostic, thérapeutique et dans l'établissement d'un pronostic selon le volume de la lésion. L'analyse du volume permettrait également un meilleur suivi de cicatrisation des lésions.

Le 26/02/2015



La Présidente

Le 02/03/2015



Le Directeur

BIBLIOGRAPHIE

1. **Ahlowalia MS, Patel S, Anwar HMS, Cama G, Austin RS, Wilson R, Mannocci F.** Accuracy of CBCT for volumetric measurement of simulated periapical lesions. *International Endodontic Journal* 46: 538–546, 2013.
2. **Ball RL, Barbizam JV, Cohenca N.** Intraoperative endodontic applications of cone-beam computed tomography. *J Endod* 39: 548–557, 2013.
3. **Behar J.** Segmentation cardiaque en imagerie scanner pour l'optimisation de la thérapie par resynchronisation cardiaque. ECOLE NATIONALE SUPÉRIEURE DES MINES: 2010.
4. **Bellaiche N.** Dental Tribune édition française. 6: 10–11, 2013.
5. **Bender IB, Seltzer S.** Roentgenographic and Direct Observation of Experimental Lesions in Bone: I†. *Journal of Endodontics* 29: 702–706, 2003.
6. **Bender IB, Seltzer S.** Roentgenographic and Direct Observation of Experimental Lesions in Bone: II†. *Journal of Endodontics* 29: 707–712, 2003.
7. **Berrichi F.Z., Benyettou M.** L'Interprétation des Images Médicales Cérébrales : Segmentation par L'approche Split et Merge. Laboratoire de Modélisation et Optimisation des Systèmes Industriels : LAMOSI. Faculté des Sciences, Département d'Informatique, USTO.
8. **Bland JM, Altman DG.** Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1: 307–310, 1986.
9. **Bompard L, Xu S, Styner M, Paniagua B, Ahn M, Yuan Y, Jewells V, Gao W, Shen D, Zhu H, Lin W.** Multivariate longitudinal shape analysis of human lateral ventricles during the first twenty-four months of life. *PLoS ONE* 9: e108306, 2014.
10. **Bondiau P., Malandain G, Chanalet S, Marcy P., Foa C, Ayache N.** Traitement des images et radiothérapie. *Cancer/Radiothérapie* 8: 120–129, 2004.
11. **Bres S, Jolion J-M, Lebourgeois F.** *Traitement et analyse des images numériques.* Paris, France: Hermès science publ. : Lavoisier, 2003.
12. **Caselles V, Catté F, Coll T, Dibos F.** A geometric model for active contours in image processing. *Numer Math* 66: 1–31, 1993.

13. **Caselles V, Kimmel R, Sapiro G.** Geodesic Active Contours. *International Journal of Computer Vision* 22: 61–79, 1997.
14. **Cavézian R.** *Imagerie dento-maxillaire: approche radio-clinique*. Paris: Masson, 2006.
15. **Cavézian R, Pasquet G.** *Cone beam: imagerie diagnostique en odontostomatologie*. Issy-les-Moulineaux, France: Elsevier Masson, 2011.
16. **Cavézian R, Pasquet G.** Imagerie Cone Beam et implants. *Revue de Stomatologie et de Chirurgie Maxillo-faciale* 113: 245–258, 2012.
17. **Cavezian R., Pasquet G., Batard J.** Imageries sectionnelle en odontostomatologie de la tomographie au scanner rx et au cone beam. *REALITES CLINIQUES* 19: 151–165, 2008.
18. **Chardin H, Barsotti O, Bonnaure-Mallet M.** *Microbiologie en odontostomatologie*. Paris, France: Maloine, 2006.
19. **Chebroly VV, Saenz D, Tewatia D, Sethares WA, Cannon G, Paliwal BR.** Rapid Automated Target Segmentation and Tracking on 4D Data without Initial Contours. *Radiology Research and Practice* 2014: 1–9, 2014.
20. **Clas P, Groeschel S, Wilke M.** A Semi-Automatic Algorithm for Determining the Demyelination Load in Metachromatic Leukodystrophy. *Academic Radiology* 19: 26–34, 2012.
21. **Cremers D, Rousson M, Deriche R.** A Review of Statistical Approaches to Level Set Segmentation: Integrating Color, Texture, Motion and Shape. *International Journal of Computer Vision* 72: 195–215, 2007.
22. **Da Silveira PF, Vizzotto MB, Liedke GS, da Silveira HLD, Montagner F, da Silveira HED.** Detection of vertical root fractures by conventional radiographic examination and cone beam computed tomography - an in vitro analysis. *Dent Traumatol* 29: 41–46, 2013.
23. **Desgrez A, Frouge C, Archambaud F, Iffenecker C, Helal BO, André L, Bouchareb Y.** Numérisation et traitement des images médicales (III) Exemples de traitement d'image [Online]. <https://www-em--premium-com.docadis.upstlse.fr/data/traites/r6/35-16598/>. <https://www-em--premium-com.docadis.upstlse.fr/article/23220/resultatrecherche/4> [28 Nov. 2014].
24. **Egger J, Lüddemann T, Schwarzenberg R, Freisleben B, Nimsky C.** Interactive-cut: Real-time feedback segmentation for translational research. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 38: 285–295, 2014.

25. **Esposito S, Cardaropoli M, Cotti E.** A suggested technique for the application of the cone beam computed tomography periapical index. *Dentomaxillofacial Radiology* 40: 506–512, 2011.
26. **Estrela C, Bueno MR, Azevedo BC, Azevedo JR, Pécora JD.** A New Periapical Index Based on Cone Beam Computed Tomography. *Journal of Endodontics* 34: 1325–1331, 2008.
27. **Estrela C, Bueno MR, Leles CR, Azevedo B, Azevedo JR.** Accuracy of cone beam computed tomography and panoramic and periapical radiography for detection of apical periodontitis. *J Endod* 34: 273–279, 2008.
28. **Forst D, Nijjar S, Flores-Mir C, Carey J, Secanell M, Lagravere M.** Comparison of in vivo 3D cone-beam computed tomography tooth volume measurement protocols. *Progress in Orthodontics* 15, 2014.
29. **Gastellu-Etchegorry J.P.** Acquisition et traitement d’image numérique. Université Paul Sabatier IUT - Département de Mesures Physiques: 2008.
30. **Hauret L. et al.** Imagerie dento-maxillo-faciale. Radiologie conventionnelle analogique et numérique. Échographie - [Online]. 2008. <https://www-em--premium-com.docadis.ups-tlse.fr/article/189332/resultatrecherche/1> [23 Dec. 2014].
31. **Haute Autorité de Santé.** Tomographie volumique à faisceau conique de la face (Cone Beam Computerized Tomography) Rapport d’évaluation technologique. 2009.
32. **Hodez C, Bravetti P,** editors. *Imagerie dento-maxillo-faciale par faisceau conique: Cone Beam.* Montpellier, France: Sauramps médical, 2010.
33. **Hodez C, Griffaton-Taillandier C, Bensimon J-L.** Imagerie par faisceau conique « cone beam ». Applications en ORL. *Annales françaises d’Oto-rhino-laryngologie et de Pathologie Cervico-faciale* 128: 77–91, 2011.
34. **Kalathingal SM, Mol A, Tyndall DA, Caplan DJ.** In vitro assessment of cone beam local computed tomography for proximal caries detection. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 104: 699–704, 2007.
35. **Kaquelier J-C, Le May O.** *Anatomie pathologique bucco-dentaire.* Paris, France: Masson, 1998.
36. **Khayat B., Michonneau J.C.** Le “cone beam” en endodontie. *REALITES CLINIQUES* 19: 167–176, 2008.

37. **King Ryan D.** Building of three-dimensional vascular models for interactive simulation in Interventional Radiology. Imperial College of Science, Technology and Medicine Department of Computing: [date unknown].
38. **Lasfargues J.J.** Le diagnostic clinique des parodontites apicales. *REALITES CLINIQUES* Vol. 12: 149–162, 2001.
39. **LeBreton G.** *Traité de sémiologie et clinique odonto-stomatologique*. Vélizy, France: Éditions CdP, 1997.
40. **Liang Y-H, Jiang L, Gao X-J, Shemesh H, Wesselink PR, Wu M-K.** Detection and measurement of artificial periapical lesions by cone-beam computed tomography. *International Endodontic Journal* 47: 332–338, 2014.
41. **Liu X, Tuncali K, Wells WM, Morrison PR, Zientara GP.** Fully Automatic 3D Segmentation of Iceball for Image-Guided Cryoablation. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2012: 2327–2330, 2012.
42. **Liu Y, Mah J, Xu T.** Validity of in vivo tooth volume determinations from cone beam computed tomography]. *Angle orthod.* 80: 160-166, 2010.
43. **Lofthag-Hansen S, Huuonen S, Gröndahl K, Gröndahl H-G.** Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 103: 114–119, 2007.
44. **Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, Marchal G, Sanderink G, Jacobs R.** Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol* 71: 461–468, 2009.
45. **Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL.** Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofac Radiol* 32: 229–234, 2003.
46. **Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB.** Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 35: 219–226, 2006.
47. **Maître H,** editor. *Le traitement des images*. Paris, France: Hermès Science Publ. : Lavoisier, 2002.
48. **Mao T, Neelakantan P.** Three-dimensional imaging modalities in endodontics. *Imaging Science in Dentistry* 44: 177, 2014.

49. **Maret D, Molinier F, Braga J, Peters OA, Telmon N, Treil J, Ingèle JM, Cossié A, Kahn JL, Sixou M.** Accuracy of 3D reconstructions based on cone beam computed tomography. *J Dent Res* 89: 1465–1469, 2010.
50. **Martin-Duverneil N., Ruhin B.** « Cone beam CT » : techniques et principales indications en imagerie dento-maxillo-faciale chez l'adulte [Online]. <https://www-em--premium-com.docadis.ups-tlse.fr/article/888851>. <https://www-em--premium-com.docadis.ups-tlse.fr/article/888851> [23 Jan. 2015].
51. **Michetti J, Maret D, Mallet J-P, Diemer F.** Validation of cone beam computed tomography as a tool to explore root canal anatomy. *J Endod* 36: 1187–1190, 2010.
52. **Mısrıhıoglu M, Nalcacı R, Adısen MZ, Yardımcı S.** Bilateral and pseudobilateral tonsilloliths: Three dimensional imaging with cone-beam computed tomography. *Imaging Sci Dent* 43: 163–169, 2013.
53. **Nazarian B.** Imagerie Médicale 3D Visualisations, segmentations et reconstructions.2002.
http://www.google.fr/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0CCEQFjAA&url=http%3A%2F%2Fbnazarian.free.fr%2FMyUploads%2FImagerieMedicale3D.pdf&ei=Sq-ZVJjdFoiUarZigtAF&usg=AFQjCNFbLGEEHUySPc-5Jhnht7r82inxmA&sig2=Uqv4vVROD-c_6cEXoSklg&bvm=bv.82001339,d.d2s [23 Dec. 2014].
54. **Orasanu E, Melbourne A, Cardoso MJ, Modat M, Taylor AM, Thayyil S, Ourselin S.** Brain volume estimation from post-mortem newborn and fetal MRI. *Neuroimage Clin* 6: 438–444, 2014.
55. **Orstavik D, Kerekes K, Eriksen HM.** The periapical index: a scoring system for radiographic assessment of apical periodontitis. *Endod Dent Traumatol* 2: 20–34, 1986.
56. **Osher S., Sethian J.** Fronts propagating with curvature speed:algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations. 12–49, 1988.
57. **Paniagua B, Cevıdanes L, Walker D, Zhu H, Guo R, Styner M.** Clinical application of SPHARM-PDM to quantify temporomandibular joint osteoarthritis. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 35: 345–352, 2011.
58. **Pasquier D, Peyrodie L, Denis F, Pointreau Y, Béra G, Lartigau E.** Segmentation automatique des images pour la planification dosimétrıque en radiothérapie. *Cancer/Radiothérapie* 14: S6–S13, 2010.
59. **Passing H, Bablok null.** A new biometrical procedure for testing the equality of measurements from two different analytical methods. Application of linear regression procedures for method comparison studies in clinical chemistry, Part I. *J Clin Chem Clin Biochem* 21: 709–720, 1983.

60. **Patel S, Dawood A, Ford TP, Whaites E.** The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *International Endodontic Journal* 40: 818–830, 2007.
61. **Patel S, Dawood A, Mannocci F, Wilson R, Pitt Ford T.** Detection of periapical bone defects in human jaws using cone beam computed tomography and intraoral radiography. *International Endodontic Journal* 42: 507–515, 2009.
62. **Patel S, Durack C, Abella F, Shemesh H, Roig M, Lemberg K.** Cone beam computed tomography in Endodontics - a review. *International Endodontic Journal* 48: 3–15, 2015.
63. **Piette E, Goldberg M.** *La dent normale et pathologique*. Bruxelles, Belgique: De Boeck université, 2001.
64. **Scarfe WC, Farman AG.** What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am* 52: 707–730, v, 2008.
65. **Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P.** Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 72: 75–80, 2006.
66. **Scarfe W, Li Z, Aboelmaaty W, Scott S, Farman A.** Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation: Maxillofacial cone beam computed tomography. *Australian Dental Journal* 57: 46–60, 2012.
67. **Scherf H, Tilgner R.** A new high-resolution computed tomography (CT) segmentation method for trabecular bone architectural analysis. *Am J Phys Anthropol* 140: 39–51, 2009.
68. **Sethian JA.** *Level Set Methods and Fast Marching Methods: Evolving Interfaces in Computational Geometry, Fluid Mechanics, Computer Vision, and Materials Science*. Cambridge University Press, 1999.
69. **Shah N.** Recent advances in imaging technologies in dentistry. *World Journal of Radiology* 6: 794, 2014.
70. **Sonet J., Conchou F.** Radiographie numérique. *EMC- Veterinaire* 10, 2013.
71. **Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y, Peltola J, Kortensniemi M.** Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol* 38: 367–378, 2009.
72. **Weissheimer A, Menezes LM de, Sameshima GT, Enciso R, Pham J, Grauer D.** Imaging software accuracy for 3-dimensional analysis of the upper airway. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 142: 801–813, 2012.

73. **Xu J, Reh DD, Carey JP, Mahesh M, Siewerdsen JH.** Technical assessment of a cone-beam CT scanner for otolaryngology imaging: image quality, dose, and technique protocols. *Med Phys* 39: 4932–4942, 2012.
74. **Yushkevich PA, Piven J, Hazlett HC, Smith RG, Ho S, Gee JC, Gerig G.** User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability. *NeuroImage* 31: 1116–1128, 2006.
75. **Zhu SC, Yuille A.** Region Competition: Unifying Snakes, Region Growing, and Bayes/MDL for Multiband Image Segmentation. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 18: 884–900, 1996.
76. ITK-SNAP [Online]. 2014. www.itksnap.org [22 Nov. 2014].
77. ITK - Segmentation & Registration Toolkit [Online]. [date unknown]. <http://www.itk.org/> [20 Feb. 2015].
78. VTK - The Visualization Toolkit [Online]. [date unknown]. <http://www.vtk.org/> [20 Feb. 2015].

Evaluation d'une méthode de segmentation 3D semi-automatique (ITK-SNAP) appliquée aux lésions peri-apicales sur CBCT

RESUME EN FRANÇAIS :

A l'heure actuelle, l'analyse cone beam des lésions péri-apicales repose sur une classification selon le CBCT péri-apical index qui se base sur des mesures linéaires dans les différents plans de l'espace.

Le but de notre étude était d'évaluer une procédure de segmentation 3D semi-automatique du logiciel « ITK-SNAP » sur les lésions péri-apicales. 11 radiographies volumiques d'image péri-apicales issues du Cone Beam « CS 9300 » ont été étudiées et les mesures volumétriques obtenues par segmentation semi-automatique ont été comparées à celles obtenues par segmentation manuelle.

Les principaux résultats montrent qu'il n'existe pas de différence significative entre la segmentation semi-automatique et la segmentation manuelle. Une légère sous-estimation des volumes des lésions par la méthode semi-automatique a été observée.

Evaluation of a semi-automatic 3D procedure (ITK -SNAP) to segment periapical lesions on CBCT

SUMMARY:

At present, CBCT analysis of periapical lesions depends on CBCT peri apical index, which is based on linear measurements on different planes.

The aim of this study was to evaluate a semi-automatic 3D method from "ITK SNAP" to segment periapical lesions. 11 acquisitions from Cone Beam « CS 9300 » were studied and volumetric measurements from semi-automatic segmentation were compared with those from manual segmentation.

The main results show there is no significant difference between semi-automatic segmentation and manual segmentation. A slight underestimation of lesions volumes using the semi-automatic segmentation method was observed.

Discipline administrative : Chirurgie Dentaire.

Mots- clés : Lésions péri-apicales, tomographie à faisceau conique, reconstructions tridimensionnelles, mesures volumétriques, segmentation semi-automatique, ITK-SNAP

Intitulé et adresse du l'UFR : Université Toulouse III-Paul Sabatier, Faculté de Chirurgie Dentaire, 3 chemin des Maraîchers, 31062 Toulouse Cedex.

Directeur de thèse : Docteur Jérôme MICHETTI