



Année : 2018

Thèse n° 01/18Csvs

Centre des Etudes Doctorales des Sciences de la Vie et de la Santé
Cedoc-Svs

Formation doctorale : Sciences odontologiques

Structure de recherche accréditée : Equipe De Recherche en Biomatériaux et Biomarqueurs
Salivaires.

Thèse de doctorat

Approche 3d quantifiant le volume de l'os alvéolaire
et les racines dentaires par l'imagerie cbct

Présentée le 16 Mai 2018

Par

Mr. FADILIAhmed

Soutenu publiquement le 16/05/2018 devant le jury

pr. Cherrah yahia ————— **Président**

Pr de l'enseignement supérieur, faculté de médecine et pharmacie, Rabat/

Faculté de médecine, Université Abulcasis, Rabat.

pr. Zaoui fatima ————— **Directeur de thèse**

Pr de l'enseignement supérieur, faculté de médecine dentaire, Rabat.

pr. Benyahia hicham ————— **Rapporteur**

Pr agrégé, faculté de médecine dentaire, Rabat.

pr. Bahije loubna ————— **Rapporteur**

Pr agrégé, faculté de médecine dentaire, Rabat.

pr. Cherkaoui malki mohammed ————— **Rapporteur**

Pr de l'enseignement supérieur, faculté de médecine, UniversitéAbulcasis, Rabat.

Dédicaces

***Toutes les lettres ne sauraient trouver les mots qu'il faut...
Tous les mots ne sauraient exprimer la gratitude, le respect, la
reconnaissance...***

Aussi, c'est tout simplement que



Je dédie cette thèse...

A ma mère et mon défunt père pour leur soutien fort sans faille, vous avez été des piliers durant ces années d'études, vos encouragements ont été bénéfiques et m'ont permis d'aller de l'avant, vous trouvez ici le résultat de vos efforts.

A mes frères pour votre présence pendant les moments difficiles, pour votre générosité infinie et vos soutiens. Je vous dédie cette thèse et je vous souhaite une vie pleine de joie, de bonheur et de succès.

A mes sœurs, qui ont été présentes et compréhensives, leurs appels et leurs mots de soutien m'ont beaucoup apportés. Que cette thèse soit le témoignage de ma profonde affection.

A tout le reste de ma famille, ma grand-mère, ma tante, mes cousins et mes cousines, pour vos encouragements je vous dédie cette thèse avec ma profonde affection.

Remerciements

Cette thèse est le fruit des collaborations multiples, elle est le résultat d'un effort constant qui n'aurait pu aboutir sans la contribution d'un nombre de personnes. Ainsi se présente l'occasion de leur exprimer mes remerciements :

*Je remercie, **Monsieur Mohamed ADNAOUI** Doyen de la Faculté de Médecine et de Pharmacie de Rabat, qu'il trouve ici l'expression de ma haute considération.*

*Je remercie, **Monsieur Jamal TAOUFIK**, Professeur à la Faculté de Médecine et de Pharmacie de Rabat, Directeur du Centre des Etudes Doctorales, je tiens à lui témoigner ma profonde gratitude pour les efforts et les encouragements qu'il ne cesse de prodiguer à la recherche scientifique.*

*Je tiens à remercier **Madame ZAOUI Fatima**, Professeur en Orthopédie Dento-Faciale. Faculté de Médecine Dentaire, Université Mohammed V Rabat, la directrice de ma thèse, pour m'avoir confié ce sujet qui me paraissait si vaste et complexe au départ et qui s'avère être si passionnant et enrichissant plus tard, pour m'avoir accueilli dans son équipe de recherche, pour sa confiance dès le départ, pour son encadrement, pour sa disponibilité sans faille malgré un emploi du temps plus que chargé et pour sa patience, je tiens également à la remercier pour la liberté d'action qu'elle m'a donnée à chaque étape, ces précieux conseils, ces connaissances scientifiques et ces encouragements tout au long des années que j'ai passées afin d'aboutir à cette thèse.*

*Je remercie, **Monsieur HALIMI Abdelali**, Faculté de Médecine Dentaire de Rabat, Université Mohammed V Rabat, le premier co-encadrant de ma thèse, qui m'a bien accompagné, dans la rédaction des articles, son œil critique et pour tout le temps qu'il m'avait consacré lors des discussions constructives que nous avons échangées tout au long des années de doctorat.*

*Je remercie, **Madame Loubna BAHJE**, Professeur agrégé en orthopédie dento-faciale à la Faculté de Médecine Dentaire Rabat, Université Mohammed V Rabat, qui me fait l'honneur en acceptant d'être rapporteur de ce travail, pour m'avoir accordé du temps malgré son emploi du temps trop chargé et pour sa contribution pour la rédaction de la thèse. Veuillez trouver ici le témoignage de mes respectueuses considérations, je lui exprime toute ma reconnaissance, Je la prie de bien vouloir trouver ici l'expression de ma plus grande estime.*

*Je remercie, **Monsieur Hicham BENYAHIA**, Professeur agrégé en orthopédie dento-faciale à la Faculté de Médecine Dentaire Rabat, Université Mohammed V Rabat, qui me fait l'honneur en acceptant d'être rapporteur de ce travail et pour m'avoir accordé du temps malgré son emploi du temps trop chargé, veuillez trouver ici le témoignage de mes respectueuses considérations; je lui exprime toute ma reconnaissance, je le prie de bien vouloir trouver ici l'expression de ma plus grande estime.*

*Je remercie, **Monsieur CHERKAOUI Malki Mohammed**, Pr de l'enseignement supérieur, Faculté de médecine, Université Abulcasis, Rabat, qui me fait l'honneur en acceptant d'être rapporteur de ce travail, ces connaissances et compétences scientifiques multidisciplinaires, ces conseils et surtout sa grande patience ont suscité en moi une profonde admiration, et pour m'avoir accordé du temps malgré son emploi du temps trop chargé, veuillez trouver ici le témoignage de mes respectueuses considérations, je lui exprime toute ma reconnaissance, je le prie de bien vouloir trouver ici l'expression de ma plus grande estime.*

*Je remercie, **Monsieur CHERRAHYahia**, Professeur de l'enseignement supérieur à la Faculté de Médecine et pharmacie de Rabat, Université Mohammed V Rabat, et à la Faculté de médecine, Université Abulcasis, d'assumer la présidence du Jury et d'évaluation de cette thèse, pour avoir généreusement accepté d'examiner mon travail, c'est un immense honneur et un privilège de vous avoir comme président de jury pour juger notre modeste travail.*

*Je remercie, **Madame Naeda ALEHYANE**, Faculté de Médecinedentaire de Rabat, Université Mohammed V Rabat, d'assumer d'être la co-encadrante de ma thèse, je lui exprime toute ma reconnaissance, surtout ces encouragements et ces conseils au début du projet où tout est en grande ambiguïté, je la prie de bien vouloir trouver ici l'expression de ma plus grande estime.*

*Je remercie, **Monsieur Cheikh Amine**, professeur à Faculté de médecine, Université Abulcasis, Directeur de pharmacie de la fondation Cheikh zaid et coordinateur en tant que pharmacien au centre de bioéquivalence de la fondation Cheikh zaid, je le prie de bien vouloir trouver ici l'expression de ma plus grande estime, je tiens aussi à remercier toute l'équipe de la pharmacie de l'Hôpital Universitaire Cheikh Zaid.*

*Je remercie également **Madame FARES Latifa** Chef de Division à la Fondation Cheikh Zaid, ainsi que son équipe chargée des travaux pratiques (**Mr CHEKROUN Abdessamad, Mme AOUAM Rabha, Mme ATTAOUI Sultana, Mr BENRADI Nourddine, et Mme CHOUKRI Khaddouj**) pour leur aide, leur soutien et leur collaboration, je leur présente l'expression de ma plus grande estime.*

Je remercie, tous ceux qui de près ou de loin m'ont soutenu moralement, tous ceux et toutes celles qui ont contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce travail, qu'ils trouvent ici l'expression de mes sincères remerciements.

Sommaire

Dédicaces	2
Remerciements.....	3
Sommaire.....	5
Liste des figures.....	9
Liste des tableaux.....	8
Les Abréviations.....	11

CHAPITRE I : Revue bibliographique..... 13

1. Introduction.....	14
1.1 Problématique.....	15
1.2 Motivation.....	15
1.3 Objectif.....	16
1.4 Organisation du document.....	16
1.5 Mécanisme de perte de l'os alvéolaire.....	17
1.5.1 Définition des ostéoclastes.....	17
1.5.2 Différentiation des Ostéoclastes.....	17
1.5.3 Mécanismes ostéoclastiques associés à l'orthodontie.....	17
1.5.4 Rôle de tnf- α et m-csf dans l'ostéolyse alvéolaire.....	19

CHAPITRE II : Les outils pour quantifier le volume de l'os alvéolaire 20

1. Première méthode : à partir de la radiographie conventionnelle	21
1.1 historique.....	21
1.2 Principe :.....	21
1.3 Evolution technique :	21
1.4 Principe de justification des examens radiographiques.....	21
1.5 Les techniques usuelles.....	22
1.5.1 La radiographie panoramique dentaire.....	22
1.5.2 Les radiographies rétro-alvéolaires	24
1.5.3 La téléradiographie de profil :	26
1.5.4 Le scanner	27

2. Deuxième méthode : à partir du Cbct.....	31
2.1 Le cbct	31
2.1.1 Exemples de quantification par cbct.....	35
Exemple 1	35
Exemple 2	38
Exemple 3	40
2.2 Stéréologie.....	46
2.2.1 Méthode Cavalieri	47
2.2.2 Méthode Scherle	48
2.2.3 Déplacement de fluide	48
2.3 Segmentation.....	50
2.3.1 Segmentation fondée sur les régions.....	52
décomposition/fusion « ou split and merge »	52
Croissance de régions « region-growing »	53
Segmentation par approche contours	53
Algorithme Canny (ou Le filtre de Canny)	54
2.3.2 Segmentation fondée sur le seuillage	55
Première catégorie.....	55
La deuxième catégorie.....	56
Segmentation basée sur la coopération des 3 segmentations.....	57
2.4 Evaluation de la segmentation	57
2.4 Les images dicom	58
2.4.1 Objectifs et avantages.....	58
2.4.2 Identification unique des images produites :	58
2.4.3 Le format utilise un vocabulaire contrôlé.....	59
2.4.4 Dicom en dentisterie.....	59
2.5 Critères de qualité des images Dicom.....	60

2.5.1 Bruit, rapport bruit-contraste.....	60
2.5.2 Les artefacts.....	62
2.6 Logiciels de traitement des images	66
2.6.1 Dentascan.....	67
2.6.2 Mesures quantitatives et qualitatives:	70
2.6.3 Limites et inconvénients	71
2.6.4 Pacs	71
2.6.5 ImageJ	72
CHAPITRE III : Applications Clinique de la Segmentation : quantification	
du volume de l'os alvéolaire.....	74
1. Introduction.....	75
2. Matériels et méthodes.....	78
2.1 Préparation d'échantillon.....	78
2.2 Test de la visibilité du modèle en acrylique.....	78
2.3 Segmentation.....	80
2.3.1 Segmentation Manuelle	80
2.3.2 Segmentation semi-automatique.....	81
3.4 Mesure du volume.....	82
3.5 Visualisation.....	84
3.6 Les analyses statistiques.....	85
3. Résultats	86
3.1 Les mesures du modèle de l'os alvéolaire	86
3.2 Les mesures des volumes des racines dentaires	87
4. Discussion.....	91
5. Conclusion générale et perspectives.....	95
Références.....	96
Abstract.....	119

Liste des tableaux

<i>Tableau 1: dispositifs CBCT mentionnés dans la littérature.....</i>	<i>33</i>
<i>Tableau 2: Les doses efficaces communes utilisant ICRP.....</i>	<i>34</i>
<i>Tableau 3: La valeur K peut être interprétée selon.....</i>	<i>37</i>
<i>Tableau 4: Des distances entre (JCA) et (COM) sur différentes surfaces.....</i>	<i>39</i>
<i>Tableau 5: Différence de l'intensité pour détecter le contour entre la racine et l'os.....</i>	<i>56</i>
<i>Tableau 6: les mesures de volume du modèle osseux avec la méthode manuelle et la méthode ImageJ.....</i>	<i>86</i>
<i>Tableau 7: comparaison des mesures entre la première série effectuées manuellement et la première série effectuée avec ImageJ.....</i>	<i>87</i>
<i>Tableau 8: comparaison des mesures entre la première et la deuxième série effectuées manuellement.....</i>	<i>87</i>
<i>Tableau 9: comparaison des mesures entre la première série effectuées manuellement et la première série effectuées avec ImageJ.....</i>	<i>87</i>
<i>Tableau 10: les mesures de volume des racines ont été évaluées en utilisant deux méthodes et effectuées par deux observateurs.....</i>	<i>88</i>
<i>Tableau 11: les mesures du volume de la racine avec la segmentation semi-automatique.....</i>	<i>88</i>
<i>Tableau 12: les mesures du volume de la racine avec la segmentation manuelle.....</i>	<i>89</i>
<i>Tableau 13: le temps moyen requis pour les mesures de volume avec les deux méthodes.....</i>	<i>90</i>

Liste des figures

<i>Figure 1 : Mouvement des dents avec appareil orthodontiques chez la souris.</i>	<i>18</i>
<i>Figure 2: Diagramme schématique des mouvements des dents.</i>	<i>18</i>
<i>Figure 3: Le principe de Cavalieri et l'estimation du volume.....</i>	<i>48</i>
<i>Figure 4: Les méthodes pour estimer le volume.....</i>	<i>49</i>
<i>Figure 5: Porte-film personnalisé à la résine autopolymérisable.</i>	<i>25</i>
<i>Figure 6: Tomodensitométrie Image en mode radio « scout-view »</i>	<i>28</i>
<i>Figure 7 : 3D des sinus et des structures osseuses de la tête des chevaux agés.</i>	<i>51</i>
<i>Figure 8: Segmentation fondée sur les régions.....</i>	<i>52</i>
<i>Figure 9: résultats d'une comparaison expérimentale de segmentation</i>	<i>53</i>
<i>Figure 10: segmentation par l'algorithme de Canny (1986).....</i>	<i>54</i>
<i>Figure 11: Segmentation manuelle polygonale.</i>	<i>55</i>
<i>Figure 12: Segmentation en fonction des changements brusques d'intensité.....</i>	<i>56</i>
<i>Figure 13: Segmentation en spécifiant le seuil des histogrammes</i>	<i>57</i>
<i>Figure 14: Edentation maxillaire coupe axiale d'acquisition.....</i>	<i>69</i>
<i>Figure 15: Même patient. Matérialisation graphique des reconstructions verticales.....</i>	<i>69</i>
<i>Figure 16: Même patient. Reconstructions frontales de type panoramique.....</i>	<i>69</i>
<i>Figure 17: Même patient. Reconstructions Verticales, transverses.</i>	<i>69</i>
<i>Figure 18: Les dispositifs expérimentaux utilisés pour mesurer POA.....</i>	<i>36</i>
<i>Figure 19: Les mesures moyennes de la POA.....</i>	<i>37</i>
<i>Figure 20: Coupes du CBCT ; Axial, sagittal et coronal.....</i>	<i>38</i>
<i>Figure 21: Indice selon (Malmgren et al)</i>	<i>40</i>

<i>Figure 22: les modifications de l'indice Malmgren.....</i>	<i>41</i>
<i>Figure 23: différence entre voxel isotopique et anisotopique.....</i>	<i>42</i>
<i>Figure 24: Les mesures linéaires avec CBCT.....</i>	<i>44</i>
<i>Figure 25: Les mesures ont été effectuées sur en utilisant des défauts simulés.</i>	<i>46</i>
<i>Figure 26: variation de signal-bruit (CNR) avec une augmentation du bruit.....</i>	<i>61</i>
<i>Figure 27: cupping artefacts.....</i>	<i>63</i>
<i>Figure 28: artefacts « Beam hardening » d'origine métallique.....</i>	<i>64</i>
<i>Figure 29: des artefacts de stries graves.....</i>	<i>65</i>
<i>Figure 30: Artefact dû aux restaurations métalliques.....</i>	<i>66</i>
<i>Figure 31: Les étapes suivies pour créer le modèle osseux en résine acrylique.....</i>	<i>78</i>
<i>Figure 32: visualisation 3D.....</i>	<i>79</i>
<i>Figure 33: visualisation en 2D (une coupe de l'image DICOM).....</i>	<i>80</i>
<i>Figure 34: Les étapes d' une segmentation manuelle sur une coupe axiale.</i>	<i>81</i>
<i>Figure 35: Les étapes en utilisant la segmentation semi-automatique.....</i>	<i>82</i>
<i>Figure 36: schéma des plans et des lignes de référence utilisées.....</i>	<i>83</i>
<i>Figure 37: Capture d'écran de la reconstruction 3D.....</i>	<i>85</i>
<i>Figure 38:Corrélation des mesures avec SM et SAM.....</i>	<i>89</i>
<i>Figure 39:Tracé de Bland et Altman ; les limites d'agrément de -1,96s à + 1,96s.....</i>	<i>89</i>

Les Abréviations

2D	<i>Deux dimensions</i>
3D	<i>Trois dimensions</i>
ALARA	<i>As low as reasonably achievable</i>
ANDEM	<i>Agence Nationale pour le Développement et l'Évaluation Médicale</i>
CAD	<i>Computer-aided design</i>
CAM	<i>Computer-aided manufacturing</i>
CBCT	<i>Cone beam computed tomography</i>
CCI	<i>Coefficient de Corrélation Intercalasse</i>
CE	<i>European Commission</i>
MOSS	<i>Metal-oxide Semiconductor Sensor</i>
CNR	<i>Contrast-to-noise ratio</i>
COM	<i>Crête de l'Os Marginal</i>
CSF	<i>Colony-stimulating factor</i>
CT	<i>Computed tomography</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
FDO	<i>Facteur de différenciation des ostéoclastes</i>
HU	<i>Unites de Hounsfield</i>
ICRP	<i>Commission internationale de protection radiologique</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
JCA	<i>Jonction Cemento-Amelaire</i>
JRE	<i>Java se Runtime Environment</i>
kV	<i>Kilovolt</i>
κW	<i>Test kappa</i>
lp/mm	<i>Line pairs per millimeter</i>
LRF	<i>Local Raw Data Filtering</i>
rLRF	<i>Reverted Local Raw Data Filtering</i>
mA	<i>Milliampère</i>
M-CSF	<i>Macrophage Colony Stimulating Factor</i>
NIH	<i>National Institutes of Health</i>
NI-TI	<i>Nickel titanium</i>
Obs	<i>Observateur</i>
PACS	<i>Picture Archiving and Communications Systems</i>
Pixel	<i>Unite de mesurer la definition d'une image numerique</i>
p-MGIR	<i>Priori mask guided image reconstruction</i>
POA	<i>Perte d'os Alveolaire Periapicale</i>
SM	<i>Segmentation Manuelle</i>
SAM	<i>Segmentation Semi-automatique</i>

SNOMED	<i>Systemized Nomenclature for Medicine</i>
T.I.B	<i>Teleradiographie intra-buccale</i>
TCP/IP	<i>Protocole de transmission des données</i>
TDM	<i>Tomodensitométrie</i>
TNF	<i>Tumor Necrosis Factor</i>
TNF-α	<i>Facteur de nécrose tumorale alpha</i>
TVFC	<i>Tomographie volumique a faisceau conique</i>
Voxel	<i>Contraction de "volumetric pixel" c'est un pixel en 3d</i>

Chapitre I : Revue bibliographique

1. Introduction

Le développement et le champ d'application de la technologie numérique ne cessent de prendre de l'ampleur au cours de ces dernières années, cette technologie qui est initialement dédiée aux calculs scientifiques, aujourd'hui, elle ne cesse d'envahir notre quotidien, il n'est plus à démontrer qu'elle occupe une place importante dans notre vie, parmi les composantes des systèmes numériques, une grande partie est accordée à l'imagerie.

En radiologie, l'image est la visualisation ultime d'une série de traitements d'une information (signal) issue des phénomènes physiques (électromagnétisme, rayonnement, acoustique...), il est donc souvent délicat d'y associer une réalité visuelle de type photographique, l'interprétation et l'évaluation des images en 2D ou 3D sont donc associées à la technique d'imagerie employée, ils sont nécessaires pour le diagnostic, la planification, l'évaluation, et le suivi des traitements des patients.

Les exigences de diagnostic en médecine dentaire sont déterminées non seulement par des concepts thérapeutiques et chirurgicaux mais aussi par les attentes esthétiques ascendantes des patients, la tendance à l'exécution de nombreuses interventions chirurgicales dentaires nécessitent des techniques de simulation non invasive basée sur l'imagerie médicale en 3D, ce qui permet d'atteindre l'objectif avec efficacité, et réduire également les risques des complications.

En dépit de la précision des mesures linéaires lorsqu'on utilise les images avec un espace en deux dimensions (2D), certaines limitations se produisent, comme la superposition et le manque de définition des structures anatomiques importantes (Chan EK et al. 2004). Les images en 2D ne sont pas satisfaisantes en matière d'évaluation quantitative du fait de l'absence d'informations dans l'espace en trois dimensions (3D), la Tomographie Volumique à Faisceau Conique (TVFC) a permis de surmonter ces limitations qualitativement et quantitativement par l'arrivée des nouvelles générations (Y. Kim et al. 2009), (K.-Y. Nahm et al.2012), (Y.-A. Kook et al.), (Pakbaznejad E et al.2016).

L'imagerie radiologique en 3D n'a pas été encore établie de façon routinière en médecine dentaire, pour atteindre cet objectif, le développement du faisceau conique pour l'imagerie volumétrique a été conçu pour une tendance qui permet l'utilisation des niveaux légalement autorisés de rayonnement pour une plus large gamme d'application, c'est-à-dire une diminution de dose pour s'approcher à celle qu'on utilise dans les images panoramiques (C. Y. Lee et al.2015).

Profitant des avantages de dimensionnement des images en 3D qu'offre le CBCT, nous décrivons dans cette thèse, une approche semi-automatique quantifiant en 3D le volume de l'os alvéolaire et les volumes des racines dentaires.

1.1 Problématique

Il est bien connu en orthodontie d'après la littérature que la résorption radiculaire ou celle de l'os alvéolaire peut-être avoir lieu après un traitement orthodontique (Livi Feller et al.2016), (Kreich EM et al.2016), (Na Young Chang et al.2016), (Arita K et al.2016), il est aussi bien connu qu'une éventuelle augmentation de l'os alvéolaire peut se produire, un suivi radiographique est recommandé après 6 mois de traitement avec l'appareil fixe, les techniques d'imagerie en 2D ne sont pas satisfaisantes pour une évaluation quantitative en raison du manque d'information dans l'espace tridimensionnel (Levander E et al.2009), (Linge L et al.1996), (Weiland F et al.2003). Par conséquent, une évaluation volumétrique, non invasive, précise (Altman DG et al.1991) en 3D de la résorption ou le gain de l'os alvéolaire autour de la dent est cruciale pour la surveillance et le suivi d'un traitement orthodontique approprié (Reddy MS et al.2005), (E. Storey et al.1973).

1.2 Motivation

L'évaluation du volume osseux est un outil important pour le diagnostic, la planification, et le suivi des patients, selon les recherches faites jusqu'à présent, aucune étude n'a été réalisée qui a pour objectif les mesures des variations de volume dues à la perte de l'os alvéolaire suite à une résorption, cette évaluation sera basée sur des algorithmes des traitements des images médicales qui sont intégrés dans la plateforme ImageJ (ou ailleurs), avec un langage de programmation nommé Java, les images 3D qu'on va utiliser dans notre étude sont des images extraites du CBCT sous format DICOM (A. G. Farman et al.2005), (Drnasin I et al. 2017).

Un facteur qui pourrait influencer la précision du CBCT est la taille de voxel, le voxel est la plus petite unité volumétrique des images reconstituées en 3D, sa taille à une influence sur la résolution spatiale de l'image; plus le voxel est petit plus la résolution est grande (Molen AD et al.2010) (Ballrick et al.2008).

Cette approche est faisable en bénéficiant aussi des logiciels multiplateformes avec un système ouvert de traitement et d'analyse des images (exemple : ImageJ), ce logiciel est développé par (National Institutes of Health), on peut utiliser sa bibliothèque afin d'établir des méthodes désirées, il est écrit avec le langage Java (le JRE est donc nécessaire) avec lequel on peut créer d'autres plugins et nous offre des possibilités de les y intégrer.

ImageJ est très complet : colorimétrie, recherche du contour, filtres sur les images... et même des outils plus spécifiques, Il permet aussi de faire des macros et créer des plugins, sa simplicité et sa flexibilité par rapport aux autres logiciels de traitement des données de type image (MeviLAB, Materialise Mimics, Lucis Pro, AMIRA, DigiPlan orthodontic, i-Dixel-3DX...) fait de lui un outil important en plein d'évolution et un outil très diversifié.

Le CBCT est un système fiable, reproductible et valide ; ceci a été démontré par les mesures volumétriques des dents avec le Cone Beam (Ye N et al.2013), (Wang Y et al.2011), (Li W, Chen F et al.2013), l'os alvéolaire diffère par plusieurs aspects des autres os du corps humain, avec sa grande capacité de changement, sa fonction est importante car il maintient la dent dans l'os de la mâchoire et répond à la pression exercée sur la dent, une dent qui n'est plus entourée par l'os alvéolaire peut se mettre à bouger, et si le phénomène de résorption osseuse n'est pas enrayé, elle peut finir par se déchausser complètement et la perte de la dent ensuite.

Dans le traitement orthodontique, les dents se déplacent vers des nouvelles positions ; les tissus mous et de l'os sous-jacent sont modifiés pour s'adapter à des changements de l'esthétique et de la fonction, la fonction est plus importante que l'esthétique, la spécialité de l'orthodontie a des avantages, aussi des complications et les risques associés à ces procédures (Rafiuddin et al.2015).

Pour éviter quelques effets secondaires indésirables tels que la résorption de l'os alvéolaires de la racine, ainsi que l'échec du traitement sous la forme de rechute, une délicate planification est obligatoire.

Il est important de signaler qu'il existe des logiciels de traitement des images et de planification, mais le problème qui se pose c'est qu'ils sont très chers, ne répondent pas aux besoins et aux modalités souhaitées et leurs bibliothèques sont cryptées.

1.3 Objectif

Tout en tenant compte des motivations présentées ci-dessus, l'objectif principal de ce travail est le développement d'une méthode de mesure du volume de l'os alvéolaire pour quantifier la résorption osseuse avant et après un traitement orthodontique, ce travail a deux objectifs secondaires:

- *Quantification du volume de l'os alvéolaire*
- *Quantification du volume des racines dentaires*

1.4 Organisation du document

L'objectif est de créer un ensemble des procédures avec des différents algorithmes pour mesurer le volume de l'os alvéolaire et les racines dentaires, ce document est organisé comme suit : définition de la résorption osseuse et ces mécanismes, description de la radiographie conventionnelle (principe, indication, avantages et inconvénients),

description des outils qu'on va utiliser pour atteindre l'objectif et les applications de ces utilitaires pour parvenir à l'objectif visé.

1.5 Mécanisme de perte de l'os alvéolaire

La perte osseuse se produit dans une large gamme des pathologies humaines, y compris l'ostéoporose, les cancers et les maladies inflammatoires, telle que la parodontite, et se caractérise par la rupture de l'équilibre de la formation et la résorption osseuse, les mécanismes de différenciation des ostéoclastes et l'activation comportent le régulateur de signalisation de la protéine G dans ostéoclastogénèse.

1.5.1 Définition des ostéoclastes

Les ostéoclastes sont des cellules multinucléées ayant de quelques noyaux à une cinquantaine de noyaux (syncytium) au niveau de leur pôle apical, d'origine hématopoïétique, elles ont un diamètre de 50 à 100 µm, elles sont responsables de la résorption du tissu osseux, par le processus de l'ostéolyse, et participent aussi à son renouvellement continu, dans la parodontite, la perte de l'os alvéolaire se produit en tant que conséquence de la réponse inflammatoire immunitaire et des forces orthodontiques.

1.5.2 Différenciation des Ostéoclastes

Les ostéoclastes sont des cellules dérivées des cellules souches hématopoïétiques, ces cellules contrôlent la résorption osseuse (T. Suda et al.1992), deux facteurs ont été identifiés, et qui influencent la formation et la maturation des ostéoclastes, le premier c'est un activateur du récepteur d'un ligand appelé le facteur de différenciation des ostéoclastes (FDO) (H. Yasuda et al.1998), (D. M. Anderson et al.1997), ou l'ostéoprotégérine ligand (D. L. Lacey et al.1998), le deuxième facteur c'est le Macrophage Stimulant les Colonies, ce deuxième facteur est essentiel pour la prolifération et la différenciation des précurseurs des ostéoclastes (H. Kodama et al.1991).

1.5.3 Mécanismes ostéoclastiques associés à l'orthodontie

Plusieurs expériences in vivo ont évalué l'effet mécanique sur le métabolisme osseux, avec une charge mécanique provoquée par le saut (T. Notomi et al.2000), (Y. Kodama et al.2000), cette méthode in vivo pour mobiliser des dents sous un traitement orthodontique est un modèle utile pour élucider le mécanisme mécanique qui induit un remodelage osseux (E. Storey et al.1973), (T. Takano-Yamamoto et al.1994), (Y. Ohba, T et al.200), (Y.

Kobayashi et al.2000), plusieurs études ont été abordées sur les dents à mouvement orthodontique qui ont été étudiés dans des modèles de souris.

Des progrès récents à propos des techniques de biologie moléculaire ont fourni des opportunités pour l'utilisation des souris mutées génétiquement, y compris ceux qui présentent des mutations dans les gènes qui régulent le métabolisme osseux, des modèles de mouvement des dents de souris peuvent être avantageux dans la compréhension des mécanismes moléculaires non seulement des mouvements des dents, mais aussi la mécanique induisant le remodelage osseux, les ressorts Ni-Ti sont les plus appropriés pour exercer une force orthodontique continue (M. Yoshimatsu et al.2006) (figure 1).

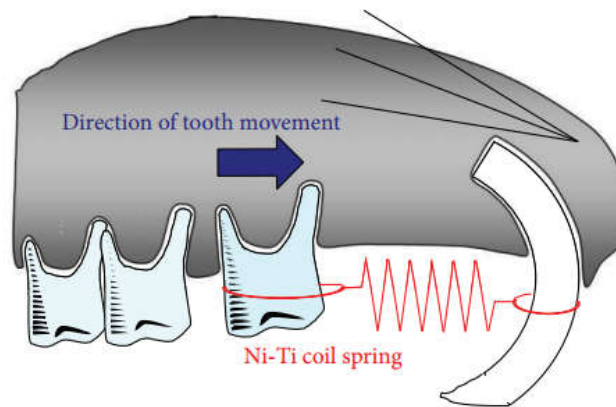


Figure 1 : Schéma du mouvement des dents avec un appareil orthodontique chez la souris.

(Kitaura H et al.2014)

L'appareil orthodontique est composé d'un fil de (Ni-Ti) a été inséré entre les incisives supérieures et les molaires supérieures (Kitaura H et al.2014), le mouvement des dents avec l'appareil orthodontique a provoqué par le procédé de la résorption osseuse alvéolaire du côté de la compression et une nouvelle formation osseuse sur le côté de la tension (E. Storey et al.1973) (Figure 2).

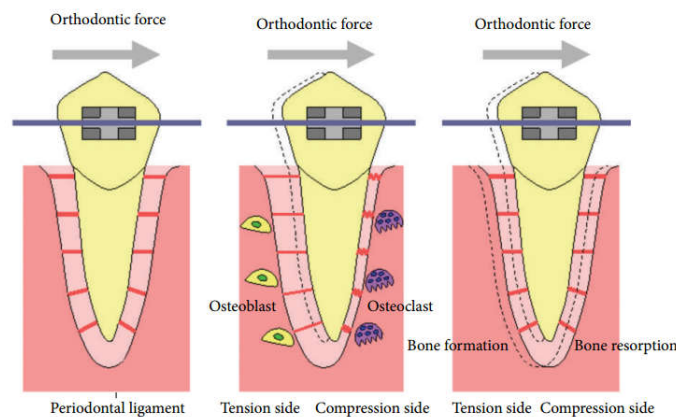


Figure 2: Diagramme schématisé des mouvements des dents.

(E. Storey et al.1973)

Les ostéoclastes résorbent l'os tandis que les ostéoblastes forment l'os (Storey et al.1973); l'application des forces orthodontiques sur la dent provoque une compression du ligament parodontal, les ostéoclastes apparaissent sur le côté de compression et les ostéoblastes du côté de la tension, les dents se déplacent, les ostéoclastes résorbent l'os tandis que les ostéoblastes forment l'os (Storey et al.1973), les forces mécaniques affectent le mouvement des dents via les réponses biologiques des cellules dans le desmodonte, l'os alvéolaire, et d'autres tissus parodontaux (V. Krishnan et al.2009).

1.5.4 Rôle de $tnf-\alpha$ et $m-csf$ dans l'ostéolyse alvéolaire

Les forces mécaniques affectent le mouvement des dents par les réponses biologiques des cellules dans le desmodonte, l'os alvéolaire, et d'autres tissus parodontaux (K. Yokoya et al.1997), Il a été rapporté que le mouvement orthodontique des dents augmente les niveaux de $TNF-\alpha$ (Facteur de nécrose tumorale alpha) dans le sillon gingival chez l'homme (S. Uematsu et al.1996), Il a été démontré que le $TNF-\alpha$ est exprimé dans le tissu périodontique chez le rat sous pathologiques résultant des forces excessives orthodontiques, cependant, la relation entre le mouvement orthodontique et le $TNF-\alpha$ n'est pas complètement élucidé.

M-CSF (facteur de stimulation des colonies) est bien connu comme un facteur essentiel dans la formation des ostéoclastes, il a été rapporté que l'administration de l'anticorps récepteur de M-CSF $c-Fms$ bloque complètement l'ostéoclastogenèse et l'érosion osseuse induite par l'administration TNF (H. Kitaura et al.2005)

Chapitre II : Les outils pour quantifier le volume de l'os alvéolaire

1. Première méthode : à partir de la radiographie conventionnelle

1.1 historique

Le 8 novembre 1895, Wilhelm Conrad Roentgen, constate par hasard que son tube de Crooks entouré de papier noir émet un rayonnement mystérieux, qu'il appellera X, le 22 novembre 1895, il réalise la première radiographie, c'est celle de la main de son épouse Bertha (Cavezian et al.2001).

1.2 Principe :

La genèse des rayons X a lieu dans un «tube à rayons X» où règne un vide, il est constitué d'une enceinte en verre et de deux pièces métalliques : un fil cathodique et la cible anodique, tous les deux en tungstène.

L'application d'un courant à la cathode provoque l'incandescence du filament dont s'échappent des électrons qui sont accélérés grâce à l'établissement d'une différence de potentiel entre la cathode et l'anode, l'interaction de ces électrons accélérés, avec les électrons et le noyau des atomes de l'anode, provoque l'émission de rayons X (Cavezian et al.2001).

1.3 Evolution technique :

Depuis quelques années, la radiographie numérique s'est considérablement développée, dans le cas de la radiographie conventionnelle, le récepteur de l'image radiographique est un film argentique, celui-ci est remplacé dans le cas de la radiographie numérique par des plaques sensibles transformant le rayonnement en signal électrique ultérieurement traduit en une information numérisée, une console de traitement permet alors de faire varier certains paramètres.

Actuellement, la définition des structures fines reste de meilleure qualité sur le film argentique, c'est pourquoi ces supports sont toujours préférés, par les chirurgiens.

1.4 Principe de justification des examens radiographiques

Cette justification s'appuie sur les recommandations de l'ANDEM en 1996 (Agence Nationale pour le développement et l'évaluation Médicale) et sur le décret n°2003-270 du 24 mars 2003.

Elle précise que tout acte exposant aux radiations ionisantes doit être accompagné d'une information écrite entre le demandeur et le réalisateur de l'acte, ainsi, toute demande radiographique effectuée par le praticien-prescripteur doit être pleinement justifiée par un

examen clinique, ceci pour que le bénéfice apporté soit suffisant comparé au risque lié à l'irradiation, l'information entre le praticien et le radiologue est alors clairement établie, ils sont coresponsables et le radiologue peut refuser une demande non justifiée.

1.5 Les techniques usuelles

1.5.1 La radiographie panoramique dentaire

Principe

C'est une technique d'exploration radiologique dentaire extra-orale, le terme panoramique signifie : une vue d'ensemble des arcades dentaires avec une image en coupe épaisse.

En effet, on considère que les arcades dentaires sont disposées selon un plan courbé, le but de l'examen est d'obtenir une projection orthogonale des dents sur un film en se débarrassant des superpositions osseuses grâce à une tomographie, le principe est celui de la zonographie, c'est-à-dire que le tube à rayons X et le film se déplacent selon un mouvement de rotation, autour de la tête du patient, simultanément et en sens inverse (Bellaïche N et Philippe et al.1999).

Pour obtenir une projection orthogonale des dents sur le film, on recourt à un faisceau de rayons X collimatés grâce à une fente de quelques millimètres d'épaisseur, celui-ci décrit des arcs de cercle autour de la tête du patient, la cassette est placée derrière la tête du patient, elle se déplacera en même temps que le tube, le sujet est assis ou debout, la tête en légère déflexion, le menton en avant, le patient mord un embout plastique horizontal, sa mandibule repose sur un socle.

En modifiant l'appui frontal et/ou le support mentonnier, on cherche à placer les incisives supérieures et inférieures perpendiculairement à l'embout mordu, un centreur lumineux matérialise deux plans orthogonaux et permet de vérifier la parfaite symétrie de la tête.

Les Indications

Tous les auteurs s'accordent à dire que cet examen de première intention est indispensable mais il n'en demeure pas moins insuffisant puisqu'il ne donne qu'une idée estimative de l'os disponible.

Par ailleurs, il guide la réalisation de l'examen tomодensitométrique et en facilite l'interprétation grâce à la vision globale des arcades.

Les avantages

Cet examen donne une vision globale des arcades dentaires et des maxillaires sur un même cliché, Il permet de repérer les obstacles anatomiques tels que les sinus, les fosses nasales, le canal alvéolaire inférieur et son émergence au foramen mentonnier, la présence de

pathologies endo-osseuses peut être découverte ou confirmée et la trabéculatation de l'os peut être appréciée (Bellaiche N et Philippe et al.1999).

Il fournit une estimation approximative de la hauteur osseuse disponible par apport à la jonction cémento-alvéolaire, l'un de ces principes consiste à se baser sur le coefficient d'agrandissement vertical, celui-ci varie de 1.1 à 1.4 selon les appareils radiologiques, le radiologue devra donc préciser le coefficient d'agrandissement correspondant à la marque de l'appareil, il est alors facile, en appliquant une règle de trois, d'estimer la hauteur osseuse (Bellaiche N et Philippe et al.1999), ces mesures apparaissent fiables, en effet, après la correction du rapport d'agrandissement, il existe une surestimation des dimensions verticales inférieure à 0.5 mm (Leclercq et al.2002).

Le second moyen utilise une réglette souple positionnée en bouche pendant la prise du cliché, elle comporte un nombre de sphères calibrées, équidistantes, dont on connaît le diamètre réel, on calcule le coefficient de déformation en comparant le diamètre réel des billes et celui radiographié, puis on applique une règle de trois : ce coefficient multiplié par la hauteur d'os radiographié nous donnera la hauteur d'os réel.

Cette technique a le mérite d'être rapide, car dès le premier rendez-vous une estimation osseuse est réalisée, simple à établir, elle demande néanmoins l'exécution des calculs et son coût est ordinaire, cependant, il est impératif d'obtenir une radiographie nette au niveau de la zone à étudier, avec la bille située dans le plan de la coupe, la radiographie panoramique fournit une première idée du choix des procédures de traitement à suivre, la superposition de ces grilles sur la radiographie panoramique nous permet par lecture directe l'estimation osseuse alvéolaire (Spiekermann et al.1995).

La radiographie panoramique dentaire est un examen rapide et simple à effectuer, certains cabinets dentaires sont équipés du matériel adéquat, associé à un examen clinique rigoureux, cet examen permet de poser la plupart des indications.

De plus, l'irradiation est faible (Cavezian et al.2001), la dose efficace d'une radiographie panoramique 2D varie de 4,0 à 30 uSv (Lee CY et al. 2015).

Inconvénients

Les dimensions de cette radiographie ne sont pas exactes puisqu'il existe un agrandissement des dimensions verticales, qui varie de 1.1 pour le Panellipse de Général Électric à 1.4 pour l'orthopantomogramme de Siemens, il est important de se faire préciser le coefficient de déformation par le constructeur pour effectuer des mesures (Bert et al.1996), la radiographie panoramique peut être utilisée pour l'évaluation des angles, mais il est préférable d'utiliser d'autres techniques de radiographie pour les mesures verticales et horizontales (Razi T et al. 2009).

Ainsi, l'image radiographique obtenue est déformée car l'agrandissement n'est pas constant, nous avons vu qu'il est tout de même possible d'apprécier la déformation dimensionnelle en fonction de la région observée, en utilisant un marqueur radio-opaque dont la taille est connue, il existe une distorsion volumétrique de 50 à 70% dans le sens horizontal et de 10 à 32 % dans le sens vertical variable selon les appareils, les mesures verticales après correction restent faibles mais les mesures horizontales sont reconnues imprécises (Bellaïche N et Philippe et al.1999), (Leclercq et al.2002), sauf que pour certains appareils panoramique (PM 2002 CC Proline) rend possible des mesures précises sur les radiographies des mâchoires des adultes dans la dimension horizontale (Raoof M et al.2013)

L'épaisseur vestibulo-linguale reste inconnue donc la résorption vestibulo-linguale n'est pas appréciable, d'où l'intérêt de réaliser des examens complémentaires en trois dimensions (Albrektsson T et al.1986).

Par ailleurs, la coupe tomographique est de 0 à 12 mm d'épaisseur en région postérieure et de 6 mm d'épaisseur en région antérieure, les éléments anatomiques se situent à l'extérieur de ce plan sont donc flous ou inaperçus, la base du sinus et les canaux annexes du canal alvéolaire inférieur sont difficilement différenciables, il faut se rappeler que le plan de coupe est statistiquement calculé pour passer par l'axe des dents.

C'est pourquoi on préférera effectuer des clichés rétro-alvéolaires pour les contrôles périodiques (Bellaïche N et Philippe et al.1999), de plus, la radiographie panoramique ne fournit pas de renseignements sur la qualité de l'os spongieux, le noircissement est en fonction des doses émises.

1.5.2 Les radiographies rétro-alvéolaires

Principe

Ce sont des clichés endo-buccaux pris à l'aide d'un tube dentaire annexé au fauteuil, le tube classique est un tube de Coolidge avec une énergie allant de 60 à 70 kilovolts (Kv) et d'une puissance de 7 à 10 milliampères (mA), le temps de pose est réglable et varie selon la région à examiner.

Aujourd'hui il existe des appareils pouvant développer une tension réglable de 90 Kv et un ampérage de 10 à 15 mA permettant de réaliser la technique des « faisceaux parallèles ».

Il existe plusieurs méthodes pour réaliser les radiographies (méthode de Dieck dite de la bissectrice, technique de Clark, clichés occlusaux), toutefois ces techniques tendent à disparaître et à être remplacées par la méthode des faisceaux parallèles.

La méthode des faisceaux parallèles nécessite :

- un tube radiologique à haute tension 90kV sous 10 à 15 mA
- un film 24x40 mm vertical ou 31x41 horizontal selon le secteur

- un porte-film
- un anneau de Rinn ou autre.

Le film est maintenu en bouche par le porte-film, il se situe en arrière de la dent à radiographier et parallèlement à son axe, un rayon est perpendiculaire à la dent et au film, pour obtenir l'orthogonalité parfaite entre le rayonnement et le film, on utilise des angulateurs spéciaux (XCP de Rinn ou VIP de Up Rad), un bloc de morsure maintient le film parallèle à la dent.

Quand le porte-film est en bouche, on place l'extrémité du cône au contact de l'anneau localisateur, en vérifiant le parallélisme de la tige et du cylindre.

Les indications

La radiographie rétro-alvéolaire est employée pour le bilan dento-parodontal, elle permet l'évaluation de la santé des tissus parodontaux et de la résorption osseuse verticale.

Les contrôles post-chirurgicaux périodiques sont fiables car les clichés rétro-alvéolaires nous montrent l'os péri-alvéolaire contrairement à la radiographie panoramique.

Enfin, elle sera plus indiquée dans les secteurs dentés que dans les secteurs édentés où l'absence de repères constants (les dents) rend difficile l'obtention d'une technique rigoureusement parallèle (Bert et al.1996).

Les avantages

Ce cliché permet de préciser la répartition de la trame osseuse alvéolaire (Bert et al.1996), de plus, il n'existe quasiment pas de déformation ni d'agrandissement si la technique est scrupuleusement suivie.

Enfin, le cliché rétro-alvéolaire est précis et permet d'effectuer des mesures fiables et reproductibles, prises à l'aide de la technique de Rinn et de grilles radio-opaques, les porte-films en plastique sont personnalisés, ils portent une indentation réalisée en résine autopolymérisable, facilitant le repositionnement exact du film (Figure 5).

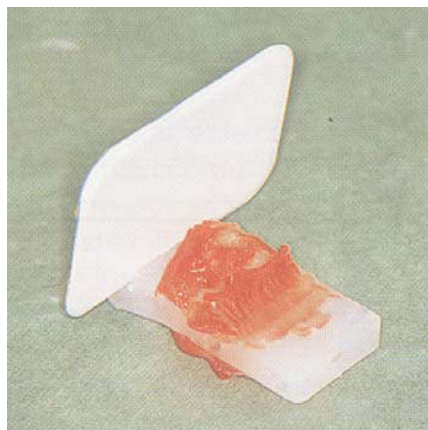


Figure 3: Porte-film personnalisé à la résine autopolymérisable.

(Bert M. et Missika P. 1996)

Le tube sera placé à l'aide d'un localisateur (Figure 5) Porte-film personnalisé à la résine autopolymérisable. D'après (Bert M. et Missika P.1996).

Les inconvénients

Ce cliché en deux dimensions localisé ne permet pas d'apprécier la topographie osseuse dans l'espace, l'estimation de la densité est imprécise car comme pour toute radiographie le noircissement dépend des doses émises.

1.5.3 La téléradiographie de profil :

Principe

C'est une radiographie réalisée avec une distance source de rayons X de 4 mètres minimums supprimant l'agrandissement et les déformations, le tube se situe à une distance de 4 mètres du patient, en pratique souvent moins, le faisceau de rayons X est collimaté par un cône localisateur, le rayon directeur horizontal est centré 4 cm au-dessus du tragus.

Le patient se positionne assis ou debout, sa tête se place contre le plan d'examen parallèle à la cassette.

Les avantages

Il n'existe pas d'agrandissement, ni de déformation de l'image, ce qui rend ainsi possible la mesure directe de la hauteur d'os disponible pour les dents antérieures (maxillaire, région symphysaire), ainsi une estimation de la résorption osseuse est facilement appréciable en s'appuyant sur la classification de Lekholm et Zarb, chez l'édenté complet, cette incidence de profil permet d'apprécier le décalage des bases osseuses, pour les cas où la crête osseuse est en forme de lame de couteau au point d'insertion, on calcule la résection osseuse nécessaire.

Les inconvénients

Il est impossible de préciser avec exactitude l'épaisseur de la crête de chaque région dentaire, l'image obtenue étant une projection en deux dimensions d'une structure volumique.

De plus le noircissement étant fonction des doses émises, la téléradiographie de profil ne fournit pas de renseignements sur la qualité de l'os spongieux (Bellaiche al.1999), (Philippe et al.1999).

A noter qu'il existe théoriquement, un quatrième examen : la tomographie à balayage linéaire permettant d'individualiser des structures impossibles à isoler par les méthodes

classiques, mais cette technique est rarement utilisée, en effet depuis l'apparition du scanner, elle est totalement dépassée.

Lors des premières consultations, une radiographie panoramique associée à un statut ou bilan en téléradiographie intra-buccale (T.I.B.) chez le patient denté ou à une téléradiographie de profil chez le patient édenté complet, sont suffisants pour poser l'indication.

Mais, ces radiographies conventionnelles restent moins insuffisantes pour poursuivre le bilan, il faudra alors demander la réalisation d'un scanner pour affiner l'analyse, le scanner comble les lacunes de la radiographie conventionnelle (mesure de la densité osseuse, mesure de l'épaisseur vestibulo-linguale des procès alvéolaires), on peut effectuer de différentes mesures en 3D.

1.5.4 Le scanner

Principe

Le scanner encore est appelé tomodynamomètre est une technique permettant d'obtenir une image de l'organisme en coupes, c'est le britannique Hounsfield, en 1968, qui mit au point la tomodynamométrie et reçut le Prix Nobel de Médecine en 1979, l'image tomodynamométrique fait appel aux rayons X et repose sur l'absorption différentielle du rayonnement par les différentes structures anatomiques traversées, le faisceau de rayons X est étroitement collimaté, réalisant des coupes fines du sujet traversé.

En imagerie numérique, le récepteur traditionnel de l'image radiographique (le film) est remplacé par des capteurs; ces détecteurs électroniques transforment le rayonnement en signal électrique, ce dernier est traduit en information numérisée qui est ensuite traitée par ordinateur (Bellaïche N et Philippe et al.1999).

Le nombre d'acquisitions simultanées des coupes est limité par les capacités informatiques qui ne cessent de progresser, depuis le premier scanner des années 1970, la technologie a considérablement évolué passant de l'acquisition séquentielle, à l'acquisition hélicoïdale et en dernier lieu à la technologie multibarrette permettant une acquisition de volume (Branemark et al.1985).

(UH), les valeurs de densité se répartissent sur une échelle dite de Hounsfield de part et d'autre de la valeur 0 attribuée à l'eau (avec pour extrême -1000 pour l'air et +1000 pour l'os.) (Bellaïche N et Philippe et al.1999), les structures denses apparaissent en blanc car elles atténuent beaucoup les rayons X, l'air apparaît en noir et les tissus mous comme les graisses (ayant pour valeur moyenne -100 UH), la peau, les muscles (40UH) en gris.

Bien qu'on puisse y avoir dans certains cas une utilisation limitée de UH avec le CBCT, elle devrait généralement être évitée son emploi en raison de son manque de fiabilité, les UH mesurées sur les images CBCT peuvent être changées en raison de l'utilisation de différents

dispositifs du CBCT, les paramètres d'exposition, la position de la mesure et la quantité de masse à l'intérieur et à l'extérieur du champ de vision (Pauwels R et al. 2015).

Description

L'odontologue est tributaire du scanner utilisé par l'équipe des radiologues, Il est néanmoins important qu'il connaisse le protocole radiologique appliqué pour lui faciliter l'interprétation des scanners, de même l'utilisation d'un guide radiologique lui permet une compréhension de l'examen plus aisée en lui facilitant la localisation dans l'espace, il doit au préalable, comme pour toute prescription radiographique, rédiger une ordonnance précisant le ou les sites à explorer radiologiquement.

- La préparation du patient : il faut avant tout, expliquer brièvement au patient le déroulement de l'examen et la nécessité d'être immobile.
- Le positionnement du patient : le patient doit donc être positionné aussi confortablement que possible.
- L'acquisition des données numériques se déroule de la façon suivante (Cavezian et al.2001) :
- - ✓ Enregistrement des données du malade.
 - ✓ repérage des coupes par la réalisation d'une radiographie numérisée ou «scout-view»; pour cela le lit du patient se déplace longitudinalement pendant le passage des rayons X sur une distance permettant la visualisation du crâne de profil qui se matérialise sur l'écran de la console du scanner.
 - ✓ Programmation des coupes sur le « scout-view » avec comme référence le plan occlusal.



Figure 4: Tomodensitométrie ; « scout-view »
(M.Gayet-Delacroix et al. (2004).

les coupes axiales qui doivent éviter au maximum le matériel de restauration dentaire créateur d'artefacts (Cavezian et al.2001).

Puis on réalise des coupes coronales directes, perpendiculaires au grand axe de la crête alvéolaire, l'exécution n'est pas toujours facile. En effet, on positionne le patient soit en procubitus, tête en hyper extension maximale, soit en décubitus dorsal tête défléchi vers l'arrière, pour obtenir l'orthogonalité, l'angle du statif varie de +25° à -20° (Abensur et al.1990).

A la mandibule : on réalise des coupes axiales parallèles au bord basilaire de la mandibule, puis des coupes coronales perpendiculaires au grand axe de la mandibule, les coupes sont millimétriques, jointives ou mieux chevauchées pour le maxillaire.

- ✓ *Détermination des conditions d'acquisition : elles sont sélectionnées par le radiologue, de façon à obtenir la meilleure résolution spatiale possible, il devra choisir une matrice haute résolution (512x512), un filtre osseux, le milli-ampérage, le kilovoltage, le temps d'exposition, l'examen du maxillaire demande de 30 à 60 coupes qui sont réalisées en général en moins d'une minute.*

-Les coupes à réaliser et les conditions d'acquisition sélectionnées, l'examen est ensuite entièrement piloté par l'ordinateur de la machine (Cavezian et al.2001), (Bellaiche N et Philippe et al.1999).

- paramétrage de visualisation : la fenêtre de visualisation est de type osseux élargi, le niveau et la largeur de la fenêtre varient en fonction notamment du scanner et des différents filtres utilisés, un logiciel spécifique, permet dans un second temps, de reconstruire des images dans d'autres plans que ceux imposés par la machine.

Les limites

Les distances axiales (vestibulo-palatines ou vestibulo-linguales) sont appréciées sans distorsion sur les coupes horizontales.

Par contre les mesures verticales font intervenir un facteur de correction, les coupes coronales sont acquises sur un patient en hyper déflexion céphalique inconfortable qui bascule le statif de 20 à 30° selon les appareils, c'est rarement de faire la coïncidence avec la verticale (Cavezian et al.2001).

Ainsi les coupes directes obtenues font, selon les possibilités, une déflexion du patient, un angle plus ou moins important avec la perpendiculaire qui détermine le facteur trigonométrique de correction.

D'autre part, ces coupes frontales ne tiennent pas compte de l'architecture elliptique des maxillaires dont la section obtenue est déformée également dans le sens transversal et ne peut être utilisée pour les mesures vestibulo-linguales.

Les artéfacts créés par le matériel de restauration dentaire peuvent rendre impossible l'exploitation de certains examens. Enfin, l'âge limite également la réalisation des coupes coronales directes, en effet, la position inconfortable demandée est souvent difficile à obtenir.

Les avantages

La lecture directe des clichés à l'échelle réelle est possible si et seulement si l'orthogonalité des coupes coronales est respectée (Abensur et al. 1990), (Pignol et al.1992).

Le scanner possède une définition spatiale excellente, 0.4 mm au lieu de 1 mm pour les tomographies conventionnelles mettant ainsi en évidence des éléments non identifiables en imagerie conventionnelle (Donazzan et al.1994).

L'analyse et le traitement des informations permettent de multiplier la sensibilité du système par un facteur d'environ 200 par rapport aux techniques conventionnelles (Cavezian et al.2001).

La numérisation et le traitement de l'image permettent l'étude de l'os et des tissus mous sur un même cliché (Abensur et al. 1990), l'irradiation du patient est faible, par rapport au même examen réalisé en tomographie conventionnelle, mais il faut noter quand même l'irradiation de la thyroïde et du cristallin.

Les inconvénients

Ces coupes donnent une vue globale insuffisante des maxillaires, le panoramique reste toujours nécessaire, pour le patient, l'examen est relativement lourd et inconfortable puisque les coupes ne sont pas reconstruites mais obtenues en incidences directes, le positionnement du patient rend inévitable l'irradiation des organes sensibles tels que la thyroïde et le cristallin (Pignol et al.1992).

Le calcul de la densité de l'os reste subjectif mais il donne néanmoins une estimation (Abensur et al. 1990), qui doit être corrélée avec l'appréciation de la trabéculatation osseuse.

Pour les coupes coronales directes, il existe des possibilités d'erreurs des mesures verticales si la stricte orthogonalité n'est pas respectée, même en appliquant le coefficient de distorsion (Pignol et al.1993), de même, les mesures vestibulo-linguales ne sont pas fiables sur les coupes frontales

La réalisation d'un examen tomodensitométrique de la sphère buccale engendre de nombreux artefacts, hormis ceux, liés à l'altération des détecteurs, des circuits informatiques, les plus fréquents sont engendrés par les mouvements involontaires du patient et par la présence des restaurations métalliques endobuccales.

Les indications

Pour les bilans radiologiques spécifiques, on privilégiera l'examen tomodensitométrique lorsque la zone à étudier est de grande étendue, ou bien en rapport avec des structures anatomiques.

Contre-indications

Ce sont plutôt des limites que des contre-indications, c'est le cas des patients qui présentent un cou court ou des troubles vasculaires de type d'insuffisance vertébro-basilaire. En effet, le positionnement correct, chez ces patients est impossible pour réaliser les coupes coronales mais cela n'exclut pas les coupes axiales qui peuvent apporter des renseignements non négligeables dans certaines situations.

2. Deuxième méthode : à partir du Cbct

2.1 LeCbct

La radiographie standard ne fournit qu'une vue en deux dimensions (2D) dans une structure en trois dimensions (3D) compliquées, avec l'avancement de la récente technologique, l'imagerie radiologique a évolué vers le numérique, le 3D et l'interactive des applications de l'imagerie (Robinson et al.2005), (White et 50 Pharoah et al.2008), (Boeddinghaus et Whyte.2008).

L'imagerie radiologique est nécessaire pour déterminer la présence, l'extension de la maladie, pour le traitement, la planification, pour surveiller la progression de la maladie et d'évaluer l'efficacité du traitement. Avant d'effectuer l'imagerie radiologique les antécédents du patient et l'examen clinique détaillé sont nécessaires, les résultats peuvent ensuite être utilisés pour sélectionner le type d'examen radiologique le plus approprié.

Il n'y a pas d'exposition au rayonnement X qui peut être considérée comme totalement exempt de risque (European Commission (CE) 2004), le rayonnement ionisant est le sujet de la législation en matière de sécurité considérable conçue pour minimiser les risques pour les travailleurs de rayonnement et les patients, la dose de rayonnement doit être maintenu " as low as reasonably achievable "(Principe ALARA).

La disponibilité et l'utilisation de CBCT sont constamment en augmentation (Figure 7), il y a un besoin de lignes directrices fondées sur des données probantes sur l'utilisation des CBCT en dentisterie. Actuellement, seules les lignes directrices «meilleures pratiques» (SEDEXCT 2009) sont disponibles en raison du nombre limité des rapports de recherche de haute qualité dans ce domaine.

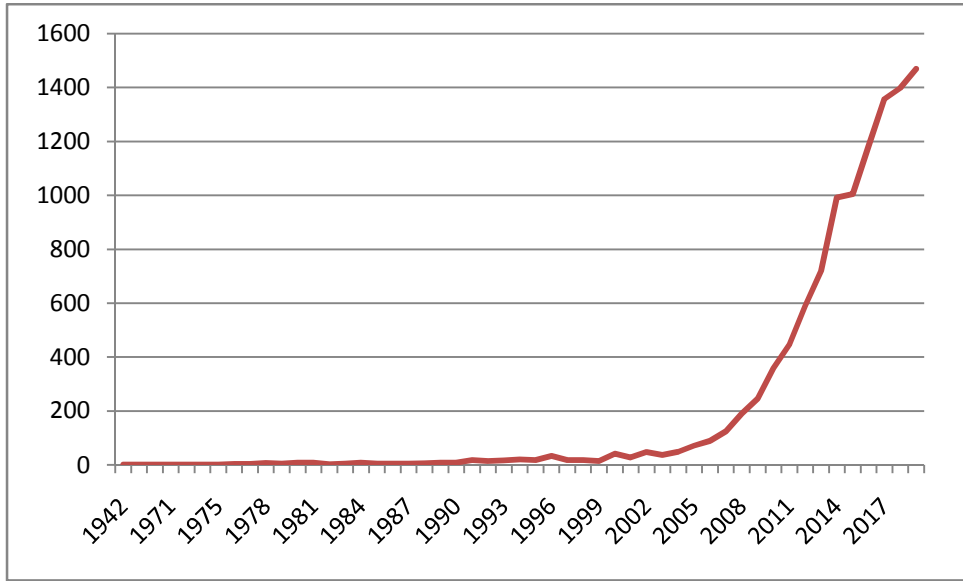


Figure 7: publications par an relatif à l'utilisation du CBCT, (PUBMED)

Scanner	Manufacturer	Other names for the scanner used in the literature
Accutomo	J. Morita Corporation, Kyoto, Japan	3D Accutomo 3DX Accutomo 3DX
Alphard Vega	Asahi Roentgen, Kyoto, Japan	
CB Mercuray	Hitachi Medical Systems, Tokyo, Japan	Mercuray
Galleos	Sirona, Bensheim, Germany	
i-CAT	Imaging Sciences International, Hatfield, Pennsylvania, USA	
Iluma	Imtec Imaging, Ardmore, Oklahoma, USA	
NewTom 9000	Quantitative Radiology, Verona, Italy	NewTom DVT 9000 DVT-9000
NewTom 3G	Quantitative Radiology, Verona, Italy	
Prexion 3D	Terarecon, San Mateo, California, USA	
Promax 3D	Planmeca, Helsinki, Finland	
Scanora 3D	Soredex, Tuusula, Finland	
Siremobil Iso-C3D	Siemens, Erlangen, Germany	
Veraview 3D	J. Morita Corporation, Kyoto, Japan	Veraviewepocs 3D

Tableau 1: dispositifs CBCT mentionnés dans la littérature.

(Suomalainen A et al. 2008)

Imaging method	Effective dose [μ Sv] ICRP 2007
Intraoral radiographs:	
FMX with PSP or F-speed film with rectangular collimation	34.9
Four-image posterior bitewings with PSP or F-speed film with rectangular collimation	5.0
FMX using PSP or F-speed film with round collimation	170.7
FMX with D-speed film and round collimation	388.0
Panoramic radiographs:	
Orthophos XG (Sirona Group, Bensheim, Germany) with CCD	14.2
ProMax (Planmeca, Helsinki, Finland) with CCD	24.3
Cephalograms	
Posteroanterior cephalogram with PSP	5.1
Lateral cephalogram with PSP	5.6

Tableau 2: Les doses efficaces communes utilisant ICRP

(Ludlow et al. 2008).

FMX = full-mouth radiographs, PSP = photo-stimulable phosphor storage, CCD = charge couple device.

On évalue la résorption de l'os alvéolaire en mesurant la hauteur qu'est égale à la distance entre jonction cémento-amélaire (JCA) et la crête de l'os alvéolaire, le long d'une ligne parallèle à l'axe de la dent. (Hausmann E et al.2000), (du Bois AH et al.2012), cette distance indique s'il y a une perte de l'os alvéolaire ou des altérations d'os dues aux maladies parodontales. Bien que des études ont montré une variation considérable dans cette distance ; de 0 à 3 mm (Mol A et al.2008), (Wong BK et al.2007), une distance de 2 mm est plus souvent adoptée comme norme pour les patients sans maladie parodontale (Mol A et al.2008). Le diagnostic des maladies parodontales nécessite un examen clinique attentif qui tient compte les antécédents, les signes et les symptômes associés, en outre, l'examen radiographique est un outil fondamental pour évaluer les changements morphologiques et pathologiques dans le parodonte, pour aider le diagnostic, la planification du traitement, et le pronostique des maladies parodontales (Raichur PSet al.2012), Corbet EF et al.2009).

Les méthodes radiographiques les plus utilisées dans le diagnostic des maladies parodontales sont la radiographie panoramique, radiologie inter proximale et radiographie périapicale en dépit de leurs limitations, la subjectivité de l'interprétation, le chevauchement des structures anatomiques, et la sensibilité réduite dans la détection des changements de l'os marginal (Mol A et al.2008), (Jeffcoat MK et al.1992) (Greenstein G et al.1990).

Le développement constant de la technologie a mis au service de dentisterie d'autres méthodes d'imagerie importantes, telles que la radiographie numérique et la Tomographie Volumique à Faisceau Conique, la méthode de radiographie numérique facilite la pratique clinique, étant donné qu'elle élimine le traitement chimique, réduit le rayonnement de l'exposition, et les images peuvent être manipulées par l'utilisation des logiciels sur les ordinateurs personnels, cette possibilité d'améliorer les images numériques optimise le diagnostic, à la différence des images statiques classiques des films, qui ne peuvent pas être manipulées ou améliorées (Mol A et al.200), (Mohan R et al.2011). Cependant, comme la géométrie des images numériques est encore en deux dimensions, l'interprétation de la radiographie intra-orale et panoramique ne bénéficie pas pleinement de cet aspect (traitement des images) (Tyndall DA et al.2008).

2.1.1 Exemples de quantification par cbct

Exemple 1

Les mesures de la perte de l'os alvéolaire périapical (POA) ont été évaluées à l'aide du logiciel Image Tool 3.00 (Université de Texas Health Sciences Center, San Antonio, Texas, USA) (Dove SB et al.2002) à partir de la radiographie conventionnelle numérisée et la radiographie panoramique numérisée

Pour les images du CBCT, la POA a été mesurée à l'aide de le logiciel (i-CAT Propre Vision, Imaging Sciences International, LLC, Pennsylvanie, États-Unis), les mesures ont été effectuées en parallèle à l'axe longitudinal de la dent, sur les surfaces proximales (Michel RP and Cruz-Orive LM et al.1988), (Mouton PR et al.2002), plusieurs études ont été réalisées à propos de la perte de l'os alvéolaire avec la technique de mesure des distances en 2D, nous allons voir en détail certains exemples ci-dessous.

Un échantillon est composé de 70 dents de 10 mandibules humaines macérées (Takeshita WM et al.2014) chaque mandibule avec un nombre varié des dents, la méthode de mesure POA consiste à déterminer la distance linéaire entre jonction cémento-amélaire et la crête de l'os alvéolaire, avec l'utilisation d'un pied à coulisse numérique avec un écart d'incertitude de 0,01 mm (Lee Tools®, Rio de Janeiro, Brésil).

Le dispositif expérimental des méthodes consiste à mesurer POA avec la radiographie conventionnelle périapicale en utilisant les films (Rinn XCP et Han-Shin), la radiographie périapicale numérique avec MOSS (metal-oxide semiconductor sensor), la radiographie panoramique et le CBC, pour une meilleure normalisation ; des petites sphères métalliques ont été placés sur la crête de l'os alvéolaire et une autre sur la JCA, les radiographies périapicales classiques ont été obtenus en utilisant la technique de mise en parallèle le film Rinn XCP (Dentsply, États-Unis) à une distance focale de 40 cm, avec un support du film Han-Shin (Maquira®, Maringá, Brésil) et une distance focale de 20 cm, un soin particulier a été pris afin de minimiser les écarts entre les radiographies, en normalisant la projection géométrique des rayons X, l'alignement des images, le contraste et la densité des images.

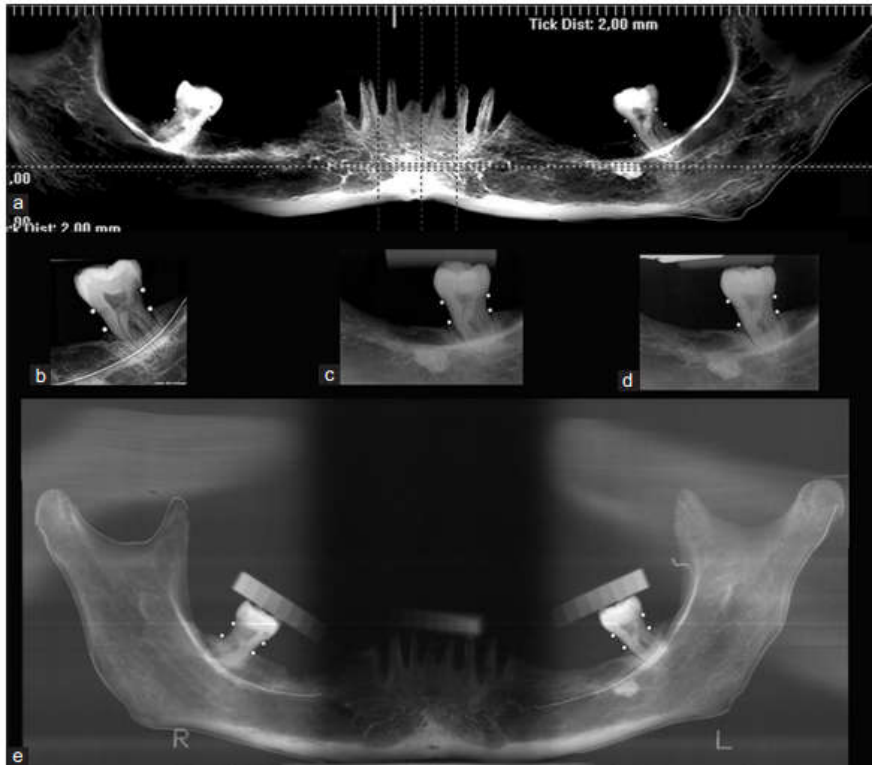


Figure 5: Les dispositifs expérimentaux utilisés pour mesurer POA (Takeshita WM et al.2014).

(A) CBCT. (B) Radiographie numérique périapicale avec Capteur semi-conducteur de métal-oxyde.(C) La radiographie périapicale conventionnelle avec les détenteurs fim Han-Shin. (D) La radiographie périapicale conventionnelle avec les détenteurs fim Rinn

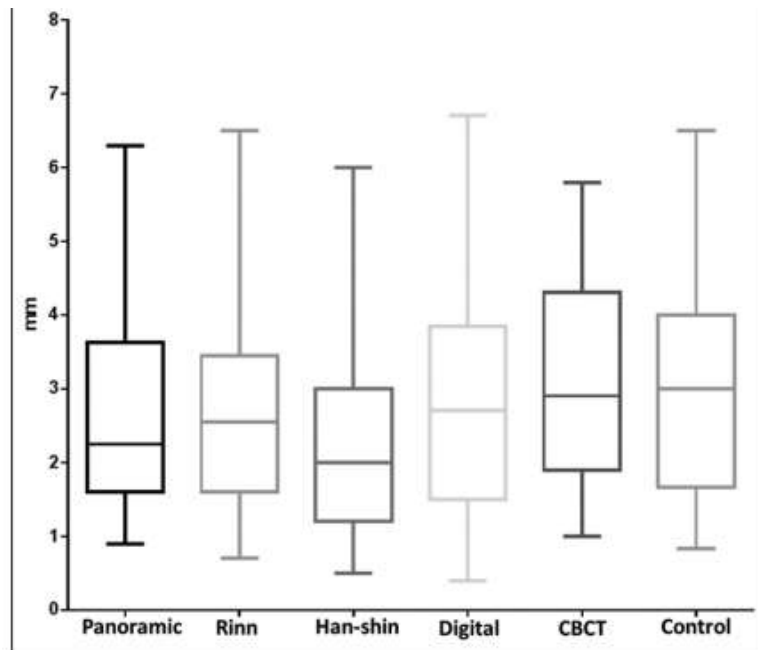


Figure 6: Les mesures moyennes de la POA
(Takeshita WM et al.2014).

La fiabilité intra-examineur a été vérifiée par test kappa (κ W), le coefficient intra-examineur était 0,843, la force de consistance était très bonne selon Altman (Altman DG et al.1991) Tableau 3, néanmoins, les moyennes de ces deux mesures étaient utilisées pour une analyse statistique de grande fiabilité.

Value of K	Strength of agreement
<0.20	Poor
0.21-0.40	Fair
0.41-0.60	Moderate
0.61-0.80	Good
0.81-1.00	Very good

Tableau 3: La valeur K peut être interprétée selon.

(Altman DG et al.1991).

Exemple 2

Une étude faite par (Lund H et al. 2012) qui consiste à mesurer la distance entre (JCA) et la crête de l'os marginal, lingual, mésial et distal après un traitement orthodontique extractif, cette étude porte sur l'évaluation avec CBCT de l'os alvéolaire marginal, les patients atteints de la malocclusion de la classe I, le surpeuplement et une overjet < 5 mm ont été examinés.

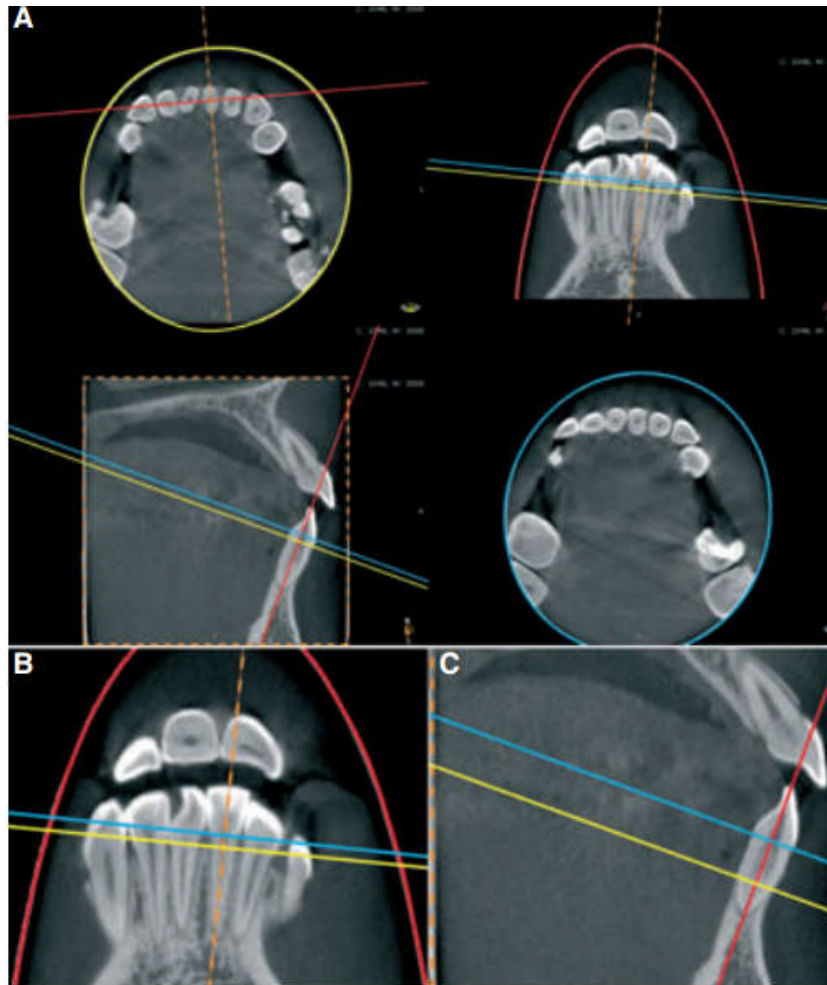


Figure 7: Coupes du CBCT ; Axial, sagittal et coronal
(Lund H et al. 2010).

(A) mesure des distances entre une ligne de référence (bleu) placée à la jonction cémento-amélaire (JCA) et une ligne (jaune) placée à la crête de l'os marginal (COM), (B) Ces deux lignes ont été utilisés pour évaluer la distance JCA-COM à sa surface distale, et (C) montre une ligne de référence reliant la JCA buccale et lingual et une ligne pour mesurer la distance JAC-COM à sa surface linguale (Lund H et al. 2010).

distance	n	Mean	SD	>0 mm	>2 mm	>4 mm	>6 mm	>8 mm
Maxilla								
Central incisors								
Buccal	299	0.2	0.9	186 (62.2)	2 (0.7)	1 (0.3)		
Palatal	304	1.0	1.5	237 (78.0)	48 (15.8)	17 (5.6)	5 (1.6)	
Mesial	302	0.1	0.6	168 (55.6)				
Distal	304	-0.2	0.6	112 (36.8)				
Lateral incisors								
Buccal	302	0.6	1.5	226 (74.8)	18 (6.0)	7 (2.3)	5 (1.7)	2 (0.7)
Palatal	304	1.3	2.1	237 (78.0)	65 (21.4)	31 (10.2)	19 (6.3)	4 (1.3)
Mesial	303	0.0	0.7	153 (50.5)				
Distal	304	0.0	0.8	151 (49.7)	2 (0.7)			
Canine								
Buccal	289	0.1	1.8	169 (58.5)	18 (6.2)	6 (2.1)	2 (0.7)	1 (0.3)
Palatal	295	0.6	1.5	217 (73.6)	48 (16.3)	7 (2.4)		
Mesial	295	0.0	0.6	152 (51.5)				
Distal	295	0.1	0.6	178 (60.3)				
Premolars								
Buccal	310	0.2	1.6	204 (65.8)	2 (0.6)	1 (0.3)	1 (0.3)	1 (0.3)
Palatal	312	0.3	0.8	218 (69.9)	8 (2.6)			
Mesial	312	0.1	0.6	181 (58.0)	2 (0.6)			
Distal	312	0.1	0.5	180 (57.7)	1 (0.3)			
Molar								
Buccal	286	0.2	0.8	183 (64.0)	3 (1.0)	2 (0.7)	2 (0.7)	
Palatal	304	0.3	0.6	192 (63.2)	1 (0.3)			
Mesial	304	0.2	0.6	187 (61.5)	1 (0.3)			
Distal	298	0.0	0.7	149 (50.0)				
Mandible								
Central incisors								
Buccal	303	0.8	1.9	205 (67.7)	67 (22.1)	18 (5.9)	2 (0.7)	
Lingual	303	5.7	3.3	289 (95.4)	253 (83.5)	220 (72.6)	160 (52.8)	82 (27.1)
Mesial	304	0.1	0.6	177 (58.2)	2 (0.7)			
Distal	304	0.1	0.5	164 (53.9)				
Lateral incisors								
Buccal	303	1.1	2.0	226 (74.6)	73 (24.1)	27 (8.9)	7 (2.3)	
Lingual	304	5.1	3.9	277 (91.1)	201 (66.1)	172 (56.6)	143 (47.0)	91 (29.9)
Mesial	304	-0.1	0.6	106 (34.9)				
Distal	304	-0.1	0.6	137 (45.1)				
Canine								
Buccal	299	1.2	2.5	221 (73.9)	82 (27.4)	41 (13.7)	19 (6.4)	5 (1.7)
Lingual	303	1.4	1.9	245 (80.9)	77 (25.4)	22 (7.3)	11 (3.6)	4 (1.3)
Mesial	303	0.0	0.6	146 (48.2)				
Distal	303	0.1	0.6	161 (53.1)				
Premolars								
Buccal	315	0.6	1.6	228 (72.4)	44 (14.0)	12 (3.8)	3 (1.0)	
Lingual	316	0.6	0.9	251 (79.4)	19 (6.0)	2 (0.6)	1 (0.3)	
Mesial	316	0.2	0.6	189 (59.8)	1 (0.3)			
Distal	316	0.1	0.5	175 (55.4)				
Molar								
Buccal	286	0.3	0.9	181 (63.3)	5 (1.7)	3 (1.0)	3 (1.0)	
Lingual	298	0.2	0.6	183 (61.4)	1 (0.3)			
Mesial	298	0.1	0.5	174 (58.4)				
Distal	283	0.1	0.5	162 (57.2)				

Tableau 4: Des distances entre (JCA) et (COM) sur différentes surfaces

(Lund H et al. 2012).

Malgré la précision de ces mesures linéaires, cette méthode nécessite beaucoup de temps, l'alternative de mesure utilisant le volume serait plus pertinente car elle tient en compte tous les changements de l'os alvéolaire (en trois dimensions), cette alternative peut être associée à la méthode en 2D pour l'évaluation de la perte de l'os alvéolaire.

Exemple 3

Les mesures de la Longueur des racines et niveau marginal osseux

La résorption radiculaire inflammatoire induite par orthodontie est un effet indésirable du traitement orthodontique (Brezniak N et al.2002), qui pourrait mettre en péril un traitement, l'incidence de la résorption radiculaire inflammatoire induite par orthodontie entre les individus ayant subi un traitement est différent selon les études en raison des techniques utilisées pour quantifier cette résorption (Brezniak N et al.1991). Dans la plupart des études, la radiographie intra-orale est utilisée (Brezniak N), (Gegler A et al.2008), cette radiographie à des lacunes, (Brezniak N et al.2004), (Brezniak N, 2004), (Katona TR et al.2006), (Katona TR et al.2007), la radiographie panoramique a également été utilisée pour évaluer le raccourcissement de la racine, cette technique est sensible aux positionnements des patients, et même dans des conditions optimales, les radiographies sont pleines d'incertitudes, en particulier dans les régions antérieures de la mâchoire, chez les personnes atteintes de malocclusions de classe II, une visualisation optimale des deux mâchoires est difficile (Leach HA et al.2001), la tomodensitométrie (TDM) est devenue la méthode de choix pour les tâches exigeantes d'imagerie.

En 1990, le CBCT a été introduit en dentisterie, la dosimétrie des examens a montré que les doses sont beaucoup plus faibles que celles utilisées avec un (TDM), (Tsiklakis K et al.2005) même si elles varient entre les différentes CBCT (Lofthag-Hansen S et al. 2008), (Ludlow JB et al.2006). Pourtant, en raison de la haute résolution spatiale, les doses de rayonnement qui deviennent de plus en plus faibles par rapport à l'abordabilité de cette technique, il a gagné une acceptation largement répandue, la capacité à fournir des coupes des images sans distorsion de la racine offre d'excellentes possibilités d'étudier la résorption de la racine, malgré les changements dans les positions des dents, la technique du CBCT donne un niveau élevé de reproductibilité et l'amélioration de son utilité dans la recherche orthodontique (Lund H et al.2007).

L'évaluation *in vivo* de la longueur des racines peut se faire par l'indice de (Malmgren O et al.1982).

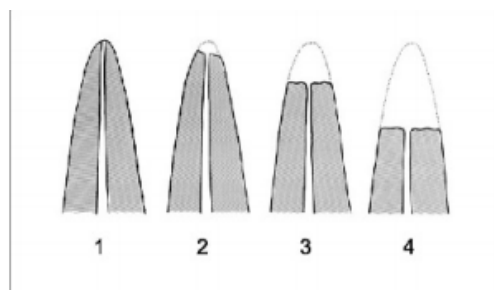


Figure 8: Indice selon (Malmgren et al)
(Malmgren O et al.1982).

1 : contour irrégulier de la racine; 2 : résorption mineure; 3 : résorption sévère; et 4 :
résorption extrême

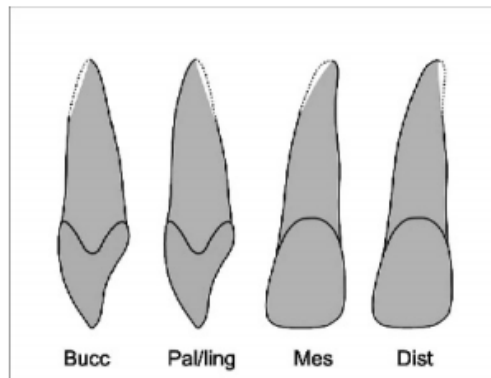


Figure 9: les modifications de l'indice Malmgren.
(Henrik L et al.2010)

Pour les évaluations in vivo de la longueur des racines, on peut utiliser l'indice du (figure 21) qui comprend quatre scores: (1) contour de la racine irrégulier. (2) résorption apicale de racine < 2 mm (résorption mineure), (3) résorption radiculaire de 2 mm à (1/3) de la longueur de la racine d'origine (grave résorption), et (4) résorption radiculaire > (1/3) de la longueur de la racine d'origine (extrême résorption).

Pour décrire une résorption de la surface buccale, palatine / linguale, mésiale, ou une partie distale de l'apex qui n'a pas abouti à un raccourcissement, une modification du précédent indice pour les résorptions inclinées a été utilisé (figure 22).

Reconstruction à partir du traitement de l'information.

La reconstruction de données primaires ont été faites par le logiciel d'acquisition (i-Dixel-3DX, 3D, version 1.691, J Morita Mfg Corp) le poste de travail Accuitomo (dispositifs CBCT) fournit des vues axiale, frontale et sagittale, la reconstruction Secondaire a ensuite été faite en utilisant le logiciel i-Dixel pour obtenir une épaisseur de 0.5 mm entre les coupes axiales.

Les images DICOM en coupes axiales ont été envoyées au PACS pour reformatage et visualisation des coupes axiales plus tard.

Reformatage et mesures

Reformatage a été réalisé de telle sorte que la ligne parallèle à l'axe de la dent soit perpendiculaire à la ligne de référence placée à la jonction cémento-amélaire et une ligne placée à la crête de l'os marginal, cette condition de visualisation est optimale de la dent,

les mesures de la longueur des racines étaient faites le long de l'axe de la racine (Lund H et al.2012).

Des études de (Kobayashi K et al.2004), (Loubele M et al.2006), (Loubele M et al.2006), (Mischkowski RA et al.2007), (Pinsky HM et al.2006), (Stratemann SA et al.2008) sur la précision des mesures linéaires avec les images du CBCT issues du crâne sec montre une différence physique et radiographique de 0.07-0.26 mm.

Le CBCT avec ces images à haute résolution combinées avec des reconstructions multi planaires fournit une méthode à la fois pour l'évaluation exacte et précise du raccourcissement de la racine et le changement de niveau osseux au cours du traitement orthodontique (Lund H et al.2010).

Efficacité dans la précision et le diagnostic du Cbct.

L'étude de (Neves FS et al.2012) qui compare l'efficacité du CBCT en utilisant différentes tailles de voxel (voxel c'est la contraction de « volumétrique pixel ») le voxel est un pixel en 3D, le voxel peut être isotropique anisotropique Figure 23.

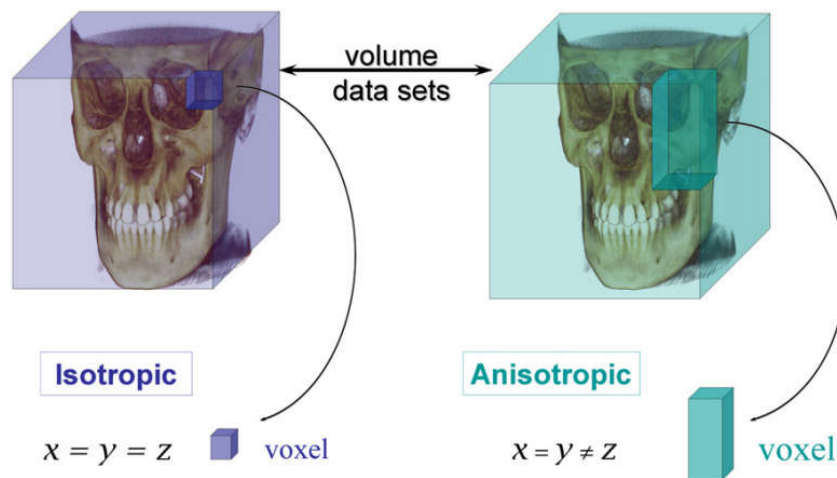


Figure 10: différence entre voxel isotropique et anisotropique
(Scarfe WC et al. 2008).

Cette étude porte sur le diagnostic d'une simulation de la résorption de racine, les images ont été obtenues à l'aide i-CAT classique avec différentes tailles de voxels: 0,12. 0,20. 0,25 et 0,30 mm, cinq radiologues ont évalué les images, la précision, la sensibilité, la spécificité, les valeurs prédictives positives et négatives ont été déterminées.

Cette étude a montré que la sensibilité diminue et la spécificité augmente quand la taille du voxel augmente, les valeurs de précision étaient plus élevées pour la taille de voxel le plus

petit (0,12 mm), les résultats pour la taille du voxel 0,20 mm et 0,25 mm ont été similaires, les valeurs prédictives positives et négatives étaient similaires dans tous les protocoles, sauf avec 0,30 mm, en conclusion, la résorption radiculaire externe a été plus facilement diagnostiquée quand une taille de voxel utilisée est plus petite, dans notre étude la taille du voxel isotopique est 0.16 mm, (cette taille peut être ensuite diminuée par des applications)

La résorption apicale radiculaire après les mouvements des dents soumises au traitement orthodontique est sous-estimée lors de l'évaluation sur la radiographie panoramique (Dudic A et al.2009), CBCT pourrait être une méthode de diagnostic complémentaire utile à la radiographie conventionnelle, à appliquer lors d'une décision sur la poursuite ou la modification du traitement orthodontique est nécessaire.

La précision du diagnostic pour la localisation et la détection de la résorption radiculaire des incisives maxillaires induite a été comparée entre les procédures radiographiques classiques utilisant deux dimensions (Radiographie panoramique) avec celle en trois dimensions (3D) en utilisant le CBCT à montrer qu'il y avait une différence très significative entre les images en 2D et en 3D dans la largeur de la couronne de la canine (P <0,001), il y avait aussi une différence significative entre des images 2D et 3D par rapport à l'emplacement du canine, la détection de la résorption radiculaire de l'incisive centrale était significativement différente entre l' Accuitomo et images de la radiographie panoramique, les résultats de cette étude suggèrent que CBCT est plus sensible que la radiographie conventionnelle tant pour la localisation et l'identification de la résorption de la racine du canine des dents adjacentes (Alqerban A et al. 2011).

Précision des mesures volumétriques en 3D en utilisant les images du Cbct.

Des lésions causant des malformations intra-osseuses dans la région du crâne et du cou sont difficiles à diagnostiquer par la radiographie à deux dimensions, en trois dimensions des données fournies par le CBCT sont utiles mais souvent difficiles à obtenir, récemment le CBCT a été mis à la disposition, avec le potentiel de devenir un outil pratique en dentisterie.

Une étude in vitro menée par (Pinsky et al.2006) a montré que le CBCT a le potentiel d'être une méthode pratique précise, non invasive pour déterminer de manière fiable la taille et le volume de la lésion osseuse, le CBCT a le potentiel aussi de devenir un instrument de diagnostic de routine pour diverses applications dentaires dans lesquels la caractérisation des défauts, la localisation et le volume sont importants.

Malheureusement, ces applications sont rarement explorées, et l'évaluation préclinique du CBCT pour la vérification linéaire et la précision de volume n'a guère été effectuée. Nous allons présenter quelques exemples d'études pertinentes à propos des mesures volumétriques en utilisant les images du CBCT.

Les mesures en 2D et 3D

Deux méthodes ont été utilisées dans cette étude ; la première méthode consiste à obtenir des mesures linéaires (2D) des trous, le volume est ensuite calculé mathématiquement, la deuxième méthode du logiciel ; le volume qui est calculé automatiquement.

- Les mesures linéaires (2D)

Le scan a été réalisé en utilisant le CBCT (I-CAT, ISI, PA, 98 mAs, 120 kVp), les fichiers ont été transférés et lus à l'aide du logiciel avec la capacité de mesure linéaire (Xoran, Ann Arbor, MI), la taille du voxel utilisé était de 0,2 mm, la précision est limitée à la taille du voxel, les examinateurs (étudiants dentaires, les résidents dentaires et professeurs) ont été brièvement formés pour manipuler le logiciel et effectuer des mesures de diamètre et des profondeurs des défauts simulés à l'aide des images numérisées du CBCT (figure 24), la formation a été effectuée jusqu'à ce que chaque examinateur se sente à l'aise avec l'utilisation d'outils de mesure électroniques, mais il n'y a aucune tentative de les calibrer, Les examinateurs ne connaissent pas la taille réelle.

Toutes les mesures de diamètre et de profondeur ont été obtenues pour chaque défaut, grâce à ces mesures de profondeur et de diamètre, les volumes ont été mathématiquement calculés, les mesures ont été répétées deux fois, une fois par semaine. (Cohen et al.1998).

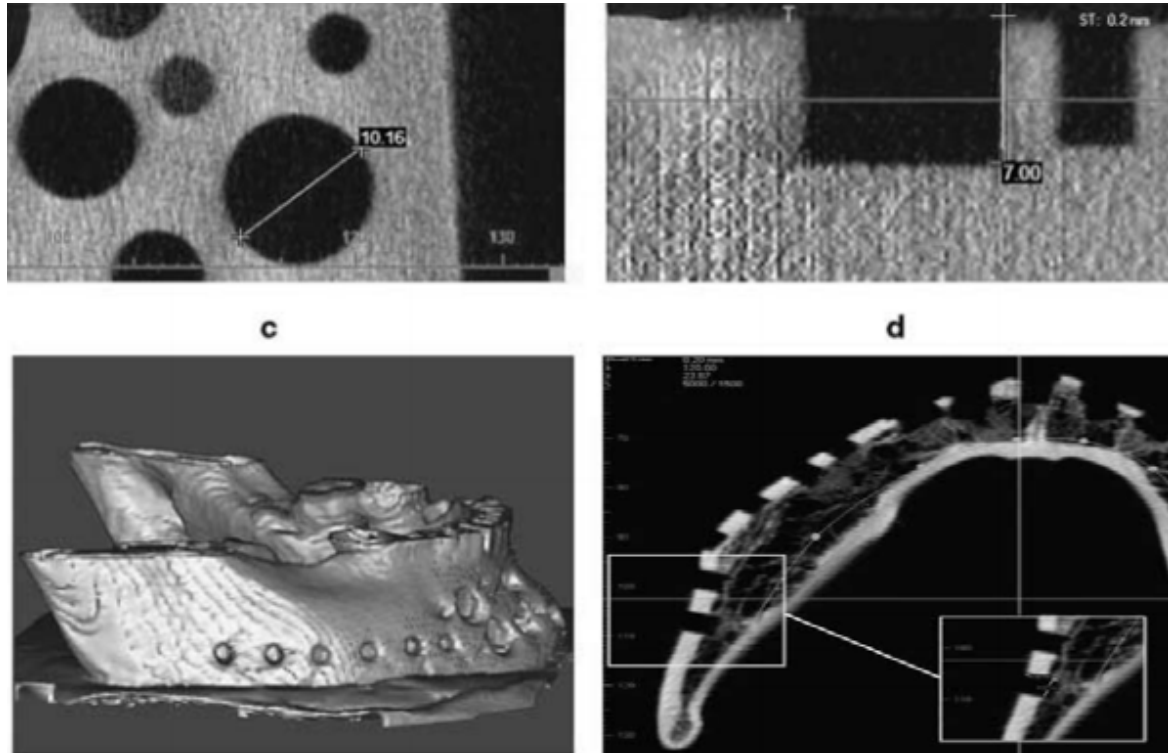


Figure 11: Les mesures linéaires avec CBCT.
(Cohen et al.1998).

(a) Largeur (b) la hauteur ont été mesurées sur le bloc acrylique après le scan. (C) De même, la mandibule est scannée et une reconstruction 3D en utilisant (Mimics, Materialise Inc., MD) est effectuée. (d) Les défauts.

La signification est fixée à 5% et une puissance de calcul de 80% ont été utilisées pour la taille de l'échantillon (Cohen et al.1998), la puissance c'est la probabilité pour être capable de détecter l'effet, la puissance la plus élevée s'obtient lorsqu'on a un grand échantillon.

- Les mesures volumétriques (3D)

Elles sont calculées en employant la segmentation automatique, elle a le potentiel pour une utilisation dans les cliniques où l'évaluation et les changements de volume précis au fil du temps sont importants.

Les données du CBCT ont été importées dans un logiciel séparé (Analyser; Direct Inc., MN), la segmentation a été effectuée par une densité de seuillage et la zone de surface d'intérêt est délimitée automatiquement par un algorithme inclus dans le logiciel, cette procédure s'applique sur chaque coupe axiale, le calcul se fait aussi automatiquement pour obtenir volume total.

L'étude de (Pinsky et al. 2006) vise à établir si les mesures linéaires et du volume des petits défauts avec le CBCT sont exacts, en les comparant avec les mesures directes classiques qui sont connues.

Tout d'abord, ils ont établi un Gold standard en créant des lésions simulées de hauteur et de largeur connue, ces lésions ont été créées avec des fraises (Niagra Cutter, Amherst, NY). Les échantillons sont constitués de défauts créés en utilisant une machine de fraisage vertical (Bridgeport, CT), selon les fabricants, la précision du diamètre est : $\pm 0,05$ mm et la profondeur est : $\pm 0,0254$ mm, pour le modèle en acrylique moulé, 64 défauts (profondeur de 4 mm, 5 mm, 6 mm et 7 mm, diamètres 4 mm, 6 mm, 8 mm et 10 mm) ont été arbitrairement placés pour obtenir quatre échantillons de chaque taille (figure 25).

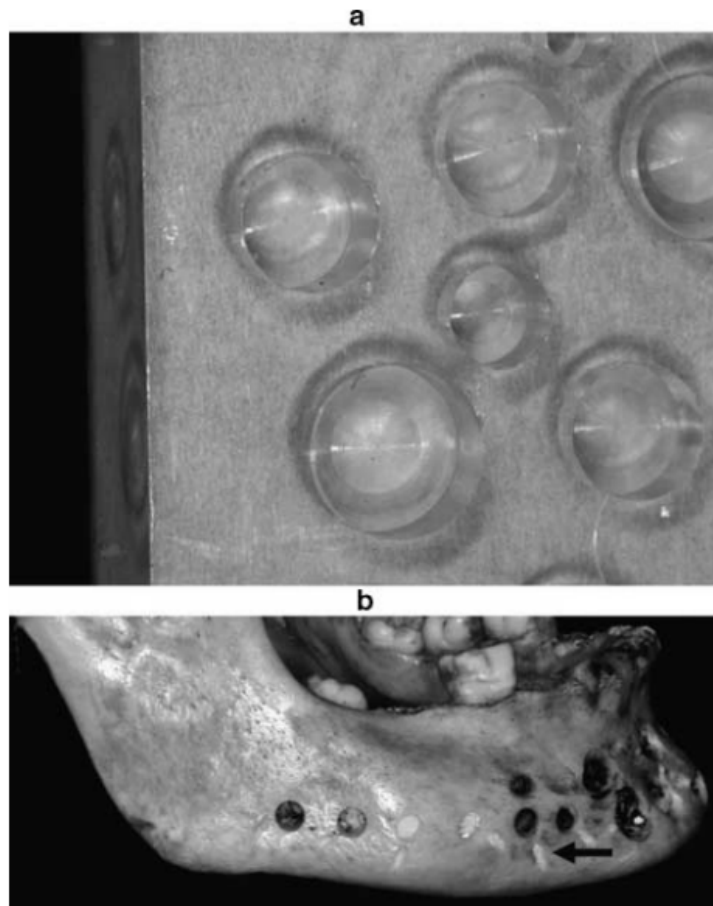


Figure 12: Les mesures ont été effectuées sur en utilisant des défauts simulés.
(Pinsky HM et al.2006)

NB : une encoche a été positionnée pour localiser avec précision les positions (Pinsky HM et al.2006), pour la mandibule, 21 défauts simulés ont été forés: 4 mm et 6 mm de diamètre ont été combiné avec des profondeurs variantes de 2 mm à 4,5 mm, étant donné que la surface de l'os cortical est inégal, une encoche a été positionnée pour localiser avec précision les positions (figure 25),le volume réel a ensuite été calculé en utilisant des diamètres et des profondeurs connues (formule de calcul du volume cylindrique).

2.2 Stéréologie

Nous allons décrire dans cette partie les principaux outils utilisés pour l'analyse et le traitement de l'image; nous détaillerons en premier lieu des procédures de cette méthode en se basant sur les images du CBCT avec des adaptations au protocole expérimental, l'application de ces outils est fondée sur la notion de la stéréologie.

La définition de la stéréologie par Casey Johnson :C'est un ensemble de méthodes utilisées pour faire des estimations non biaisées sur les caractéristiques biologiques.

La stéréologie peut-être définie comme la somme des procédés utilisés pour l'analyse tridimensionnelle à partir d'une coupe ou sa projection sur un plan, on peut également parler de reconstruction de la géométrie spatiale.

La stéréologie fournit des connaissances sur des formes, et dispose des méthodes qui s'adaptent à toutes les situations, qui sont orientées vers l'action pratique, la stéréologie permet de calculer le volume et le rapport du volume d'une zone d'échantillon, le nombre de particules par unité de volume, la taille des particules, le volume par l'unité... Ainsi, cette technique est très importante pour obtenir des données quantitatives fiables pour diverses recherches dans le domaine médical.

La science de la stéréologie est récemment découverte, extrêmement active et se développe rapidement, elle a une place particulière dans les études en trois dimensions de la biologie quantitative et l'histologie, cette méthode scientifique repose sur les mathématiques appliquées et statistiques à l'aide d'un ensemble des règles, qui donnent des différents paramètres tels que les dimensions, les composants et le nombre de composants à estimer.

Les études stéréologiques sont de plus en plus fréquentes dans la littérature, en particulier dans le développement, des pathologies et les domaines neurosciences, le défi de la stéréologie est de comprendre la structure intérieure tridimensionnelle basée sur l'analyse des coupes, un groupe d'actions est nécessaire pour quantifier de manière appropriée les structures morphologiques (non biaisées et reproductibles), une étude quantitative avec peu d'efforts pourrait être réalisée, l'efficacité de la stéréologie signifie un minimum de tranches d'échantillon de comptage, à faible coût mais une bonne précision et fiabilité (Carlos A et al. 2003).

Souvent, nous devons estimer le volume d'un organe entier, une partie d'un organe ou d'un os, cette mesure est essentielle pour estimer la quantité stéréologique absolue, trois principales méthodes sont utilisées pour l'estimation de volume, la méthode de déplacement de l'eau, la procédure en utilisant le principe de Cavalieri et la méthode de Scherle.

2.2.1 Méthode Cavalieri

Le mathématicien italien Bonaventura Cavalieri (1598-1647) a démontré que le volume pourrait être déterminé dans une série de tranches parallèles sectionnées dont chaque coupe est définie par une épaisseur et une surface, du point de vue de la stéréologie appliquée, Cavalieri a montré que le volume d'un objet en forme arbitraire peut être estimé de manière non biaisée à partir des distances entre les coupes (T) et la somme des superficies sectionnées. (PR .Mouton.2002). On peut considérer la méthode de Cavalieri comme l'ancêtre du calcul intégral, développé quelque temps après par Leibniz et Newton.

Cette méthode est développée par Gilles Personne de Roberval, Evangelista Torricelli et Blaise Pascal, plus efficace que la méthode d'exhaustion d'Archimède. Figure 4(C) et figure 3 illustre la méthode de Cavalieri.

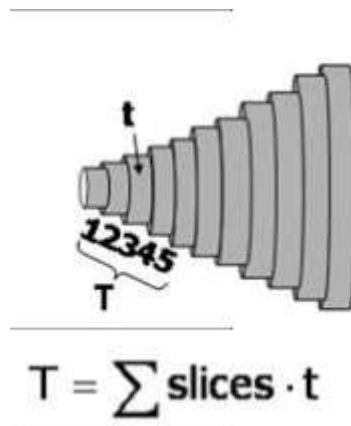


Figure 13: Le principe de Cavalieri et l'estimation du volume

(Carlos A et al. 2003).

Le procédé est utile dans les organes qui absorbent l'eau plutôt que de le déplacer ou des organes tels que les poumons qui ne déplacent pas l'eau (Michel et Cruz-Orive. 1988).

2.2.2 Méthode Scherle

Ce principe a été adapté à l'estimation du volume du petit organe, le volume est déterminé selon la méthode d'immersion saline isotonique, puis pesant le fluide déplacé (W) (Scherle et al.1970) Comme la gravité spécifique (σ) de solution saline isotonique est 1,0048 le volume (V) est obtenu par: $V = W / \sigma$, soit $V \approx W$ (Weibel et al. 1979). Normalement, le poids est mesuré en grammes qui ont besoin d'une transformation à une unité de volume comme millimètres cubes (rappelez-vous: 1g est égal à 103 mm³). Figure 4 (B)

2.2.3 Déplacement de fluide

L'objet est immergé dans un liquide approprié, le déplacement du de fluide est directement mesuré dans un cylindre gradué, cette méthode est plus adaptée pour les petits volumes, tels que le foie du rat (Altunkaynak & O zbek, 2009), les grands organes ne rentrent pas bien dans une éprouvette graduée ou béccher ce qui rend cette méthode moins pratique et moins précise (Sahin et al.2003), il convient de noter que la sensibilité de l'estimation dépend directement de la finesse d'étalonnage du récipient (Mouton et al. 2002). Fig.6 (A)

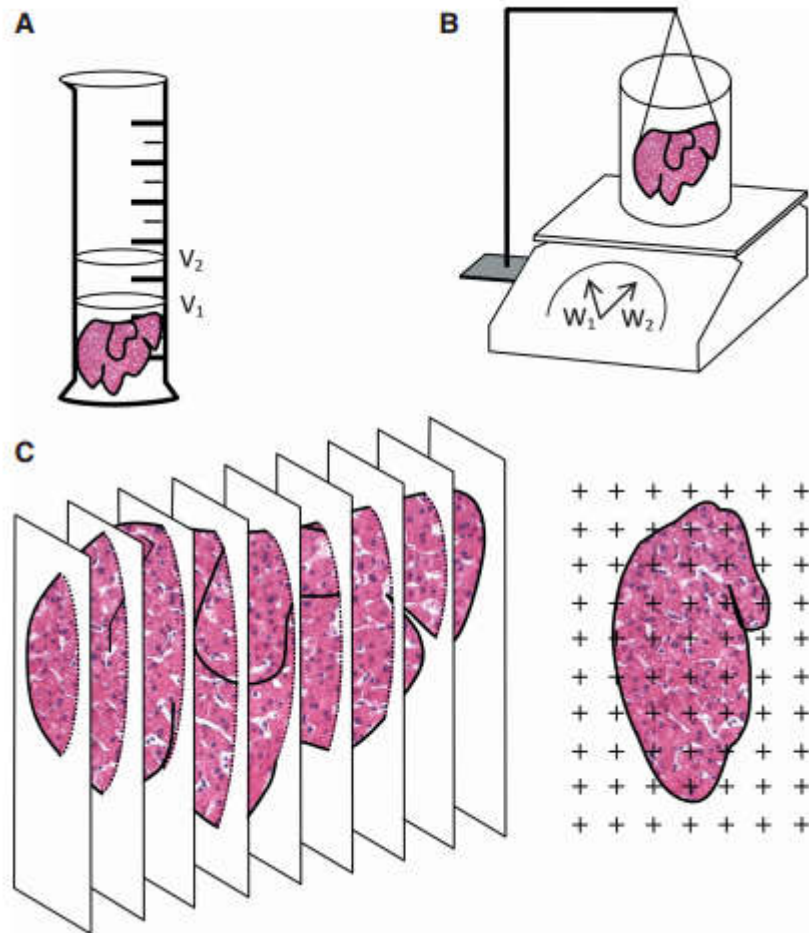


Figure 14: Les méthodes pour estimer le volume
(Marcos R et al.2012).

Description des méthodes pour estimer le volume total (V) du foie:

(A) le déplacement du fluide, dans lequel le foie est plongé dans un cylindre gradué, $V = V_2 - V_1$ (correspondant respectivement au volume avant et après l'immersion), (B) la méthode de Scherle se compose d'un récipient avec une solution saline isotonique, l'objet est placé sur une balance de précision équilibrée, le foie est complètement immergé, mais suspendu par un fil mince et $V = (W_2 - W_1) / r$, dans laquelle W_2 et W_1 correspondent respectivement au poids après et avant l'immersion, et r est la gravité spécifique de la solution saline isotonique; comme $r = 1,0048$, en pratique $V \approx W_2 - W_1$. (C) Dans le principe de Cavalieri, l'organe doit être coupé entièrement de bout en bout en une série de plans parallèles avec une distance constante entre les coupes (T); pour éviter les biais, la première section doit être uniforme aléatoire dans un intervalle $0-T$, une grille de points est utilisée, avec une surface associée à chaque point (a/p), en comptant le nombre de points (P), les zones des surfaces des coupes sont déterminées, et enfin V est estimée $V = T \cdot (a/p) \cdot \sum P$ (Marcos R et al.2012)

Dans notre étude le principe du mathématicien italien Bonaventura Cavalieri sera appliqué sur les images du CBCT en utilisant la segmentation avec laquelle les surfaces de coupes sont délimitées et calculées, l'épaisseur entre les coupes est connue, l'épaisseur est déjà paramétrée avec une distance qui est égale à 0.16 mm (dans notre étude) le nombre des coupes est égal à 512 coupes sur la totalité du crâne.

Avant d'entamer la partie consacrée aux images du CBCT, il est primordial de faire un rappel historique sur la radiologie conventionnelle ; ces principes, ces indications, ces avantages et ces inconvénients concernant l'évaluation de l'os alvéolaire.

2.3 Segmentation

Parmi les éléments essentiels sur lesquels se basent les calculs des volumes c'est la segmentation; la segmentation des images est le processus de diviser une image en région avec des propriétés similaires telles que le niveau de gris, couleur, texture, la luminosité ou le contraste, c'est le processus de division d'image en région d'intérêt, ou la séparation des objets de l'image en ajoutant un contour sur une surface en 2D ou en 3D, la surface ou le volume respectivement représente une coupe ou un ensemble des coupes d'une structure anatomique, la segmentation est aussi une opération de traitement d'images qui a pour but de rassembler des pixels entre eux suivant des critères prédéfinis ; Les pixels sont ainsi regroupés en régions qui constituent un pavage ou des partitions de l'image, la segmentation met au point des algorithmes de haut niveau qui sont encore un des thèmes de recherche les plus courants en traitement d'images (figure 7).

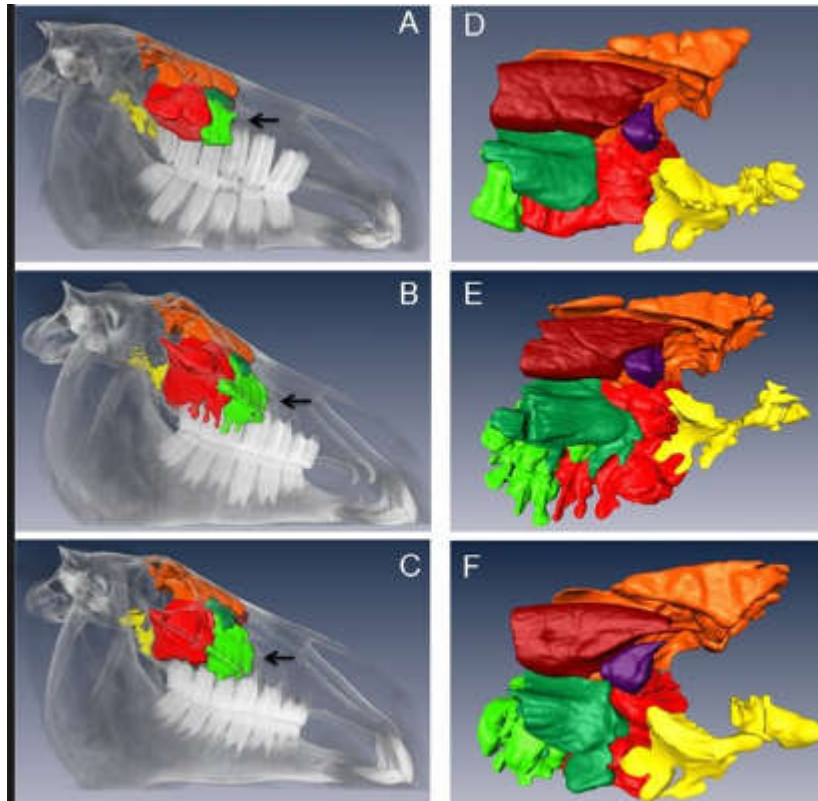


Figure 15 : 3D des sinus et des structures osseuses de la tête des chevaux âgés.
(Brinkschulte et al. 2013).

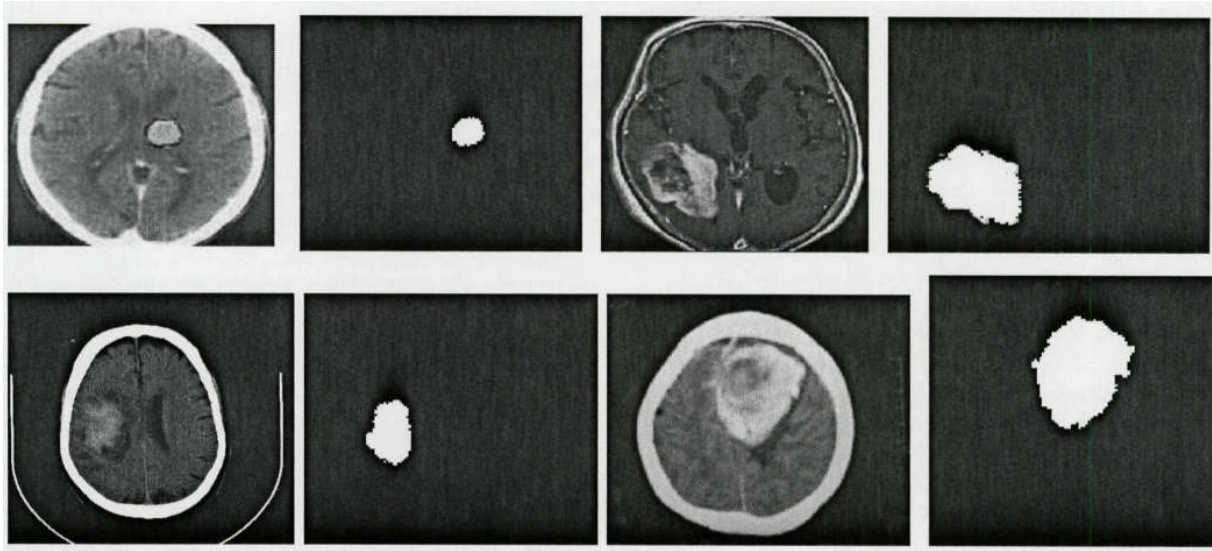
La représentation en 3D des sinus (segmentation de couleur) des structures osseuses de la tête de différents chevaux âgés: (A), (D) 3 ans, (B), (E) 8- ans, (C), (F) 20 ans; (A), (B), (C) à droite vue latérale de la segmentation et le résultat du volume rendu; (D), (E), (F) vue des résultats de la segmentation (Brinkschulte et al. 2013).

La segmentation est une étape primordiale en traitement d'images, à ce jour, il existe de nombreuses méthodes de segmentation, que l'on peut regrouper en quatre principales classes:

1. Segmentation fondée sur les régions « region-based » dont on distingue par exemple : la croissance de région « region-growing » et décomposition/fusion « split and merge »
2. Segmentation fondée sur les contours « edge-based segmentation ».
3. Segmentation fondée sur la classification ou le seuillage des pixels en fonction de leur intensité « thresholding »
4. Segmentation fondée sur la coopération entre les trois premières segmentations.

2.3.1 Segmentation fondée sur les régions

L'objectif principal de la segmentation est de partitionner une image en régions, pour atteindre cet objectif, dans certaines méthodes de segmentation telles que la segmentation par seuillage ; on recherche les frontières entre les régions en fonction des discontinuités des niveaux de gris ou la propriété de couleur, la segmentation basée sur les régions est une technique permettant de déterminer la région d'intérêt directement, Figure 8.



*Figure 16: Segmentation fondée sur les régions
(Nanthagopal AP et al 2012).*

décomposition/fusion « ou split and merge »

Les méthodes qui appartiennent à cette famille « region-based segmentation » manipulent directement des régions, elles partent d'une première partition de l'image, qui est ensuite modifiée en divisant ou regroupant des régions, et on parle alors de méthode de type décomposition/fusion

Les algorithmes de type décomposition/fusion exploitent les caractéristiques propres de chaque région (surface, intensité lumineuse, colorimétrie, texture, etc.), on cherche des couples de régions destinées à une fusion et on les note en fonction de l'impact que cette fusion aurait sur l'apparence générale de l'image, on fusionne alors les couples des régions les mieux notés, et on réitère jusqu'à ce que les caractéristiques de l'image remplissent une condition prédéfinie: nombre de régions, luminosité, contraste ou texture générale donnée, ou alors jusqu'à ce que les meilleures notes attribuées aux couples des régions n'atteignent plus un certain seuil (dans ce dernier cas, on parle d'un algorithme avec minimisation fonctionnelle).

Croissance de régions « region-growing »

Elles partent de quelques régions, qui sont amenées à croître par incorporation des pixels jusqu'à ce que toute l'image soit couverte, et on parle alors de méthode par croissance de régions, des méthodes fondées sur la modélisation statistique conjointe de la régularité des régions et des niveaux de gris de chaque région existe également.

Les algorithmes par croissance de régions partent d'un premier ensemble de régions, qui peuvent être calculées automatiquement (par exemple, les minima de l'image), Figure 9 (b) ou fournies par un utilisateur de manière interactive, les régions grandissent ensuite par incorporation des pixels les plus similaires suivant un critère donné, tel que la différence entre le niveau de gris du pixel considéré et le niveau de gris moyen de la région, les algorithmes de segmentation par ligne de partage des eaux, développés dans le cadre de la morphologie mathématique, appartiennent à cette catégorie.

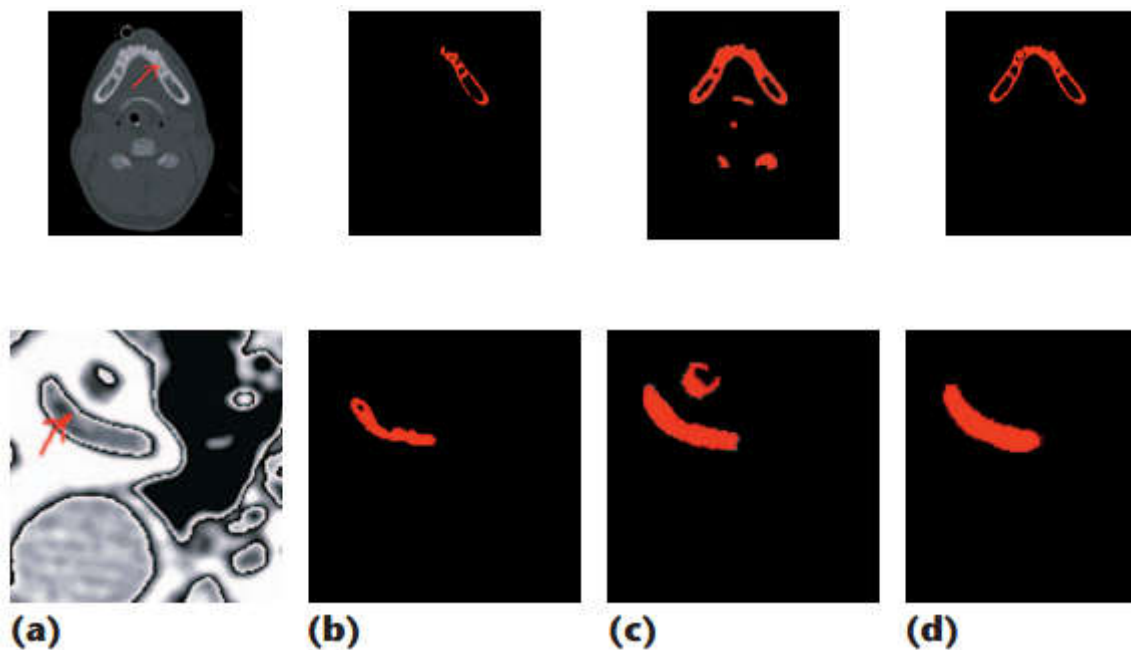


Figure 17: résultats d'une comparaison expérimentale de segmentation
(Zhigeng et al. 2007)

(a) images originales (la flèche rouge indique la partie à segmenter), (b) les résultats de la segmentation « **region growing** » avec des paramètres classiques $k = 30$, (c) les résultats de l'algorithme *split-and-merge*, et (d) les résultats de l'algorithme, établi par (Zhigeng et al. 2007)

Segmentation par approche contours

Cette approche cherche à exploiter le fait qu'il existe une transition détectable entre deux régions connexes, les méthodes les plus anciennes utilisent des opérateurs de traitement d'images, tels que le filtre de (Canny J et al. 1986), pour mettre en évidence les pixels qui

semblent appartenir à un contour, la construction d'une partition est alors fréquemment complexe.

On peut aussi faire intervenir des modèles déformables avec les courbes paramétriques (courbe de Bézier, spline...) ou des polygones (par exemple algorithme à bulle).

Pour initier le processus, on recherche des points remarquables de l'image, tels que des points à l'intersection de trois segments au moins, les tels points sont nommés des graines (seeds en anglais).

L'intérêt principal des méthodes de segmentation selon l'approche frontières est de minimiser le nombre d'opérations nécessaires en cas d'itération du processus sur des séries d'images un peu différentes les unes des autres. En effet, une fois que les contours des régions ont été trouvés dans la première image, l'application du modèle déformable à l'image suivante est plus efficace.

Algorithme Canny (ou Le filtre de Canny)

L'algorithme de (Canny. 1986) est utilisé en traitement d'images pour la détection des contours, l'auteur l'a conçu pour être optimal suivant trois critères clairement explicités :

5. bonne détection : faible taux d'erreur dans la signalisation des contours
5. bonne localisation : minimisation des distances entre les contours détectés et les contours réels
5. clarté de la réponse : une seule réponse par contour et pas de faux positifs



Figure 18: segmentation par l'algorithme de Canny (1986). Segmentation polygonale

Elle est formée d'une suite de segments « polygone », la seconde extrémité de chacune d'entre eux étant la première du suivant.

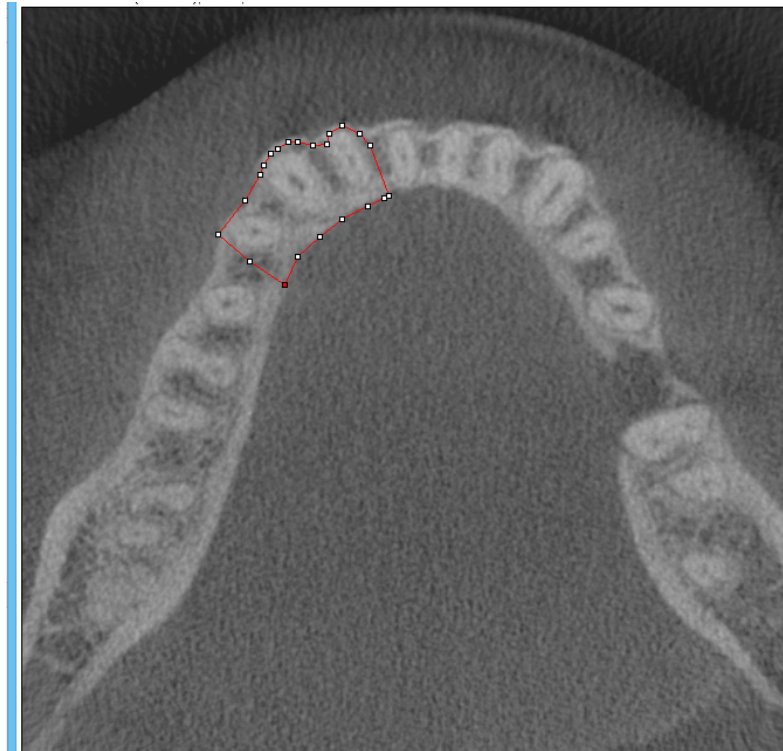


Figure 19: Segmentation manuelle polygonale.

Il y a plusieurs types de segmentation avec plusieurs algorithmes, dans notre étude nous allons utiliser la segmentation polygonale, le seuillage des pixels en fonction de leur intensité (thresholding) ou l'association entre les deux.

2.3.2 Segmentation fondée sur le seuillage

Les algorithmes de cette segmentation sont basés sur l'une des deux propriétés fondamentales mettant en jeu la discontinuité et la similitude des valeurs d'intensité des pixels.

Première catégorie

On partitionne une image en fonction des changements brusques d'intensité, par exemple les bords d'une structure anatomique.

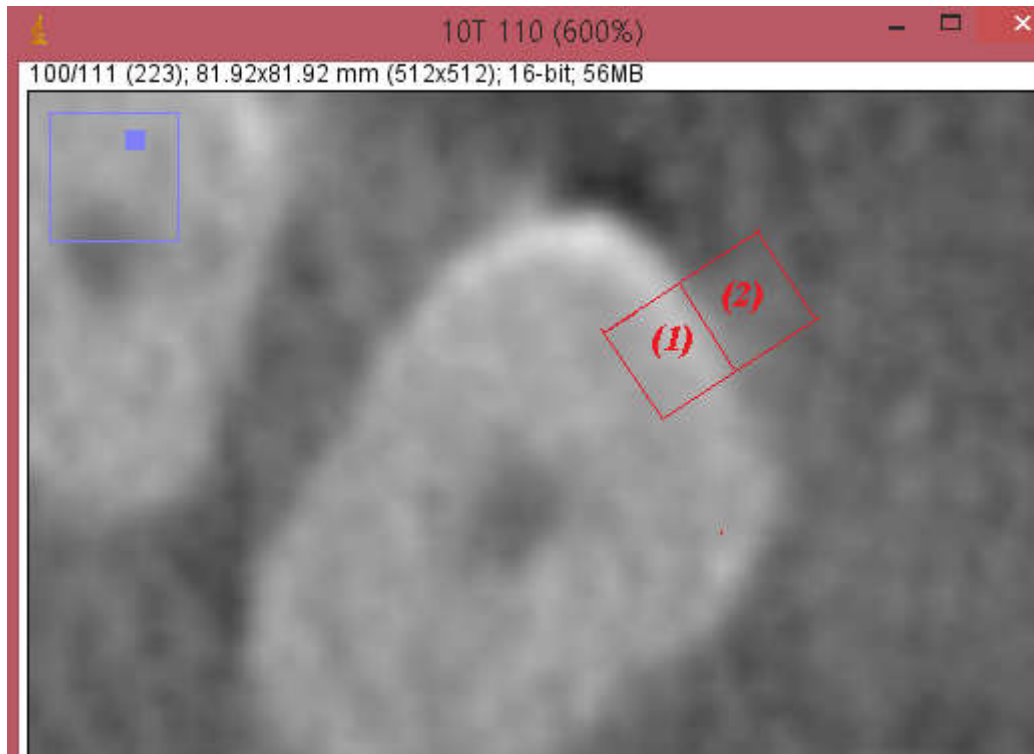


Figure 20: Segmentation en fonction des changements brusques d'intensité.

partie	Volume (mm ³)	Intensité moyenne	Standard Déviation	Min Intensité	Max Intensité
(1)	1.33	3030.71	147.51	1024	66559
(2)	1.33	2418.4	88.93	1024	66512
Ecart d'intensité entre (1) et (2)		612.31			

Tableau 5: Différence de l'intensité pour détecter le contour entre la racine et l'os.

La deuxième catégorie

Elle est basée sur le partitionnement de l'image dans des régions qui se ressemblent et qui ont des critères prédéfinis, l'approche du seuil histogramme utilise cette catégorie, dans une image en niveaux gris, le seuillage peut être utilisé pour créer des images binaires (les pixels prennent deux valeurs soit 0 ou 1), (Shapiro et al. 2002).

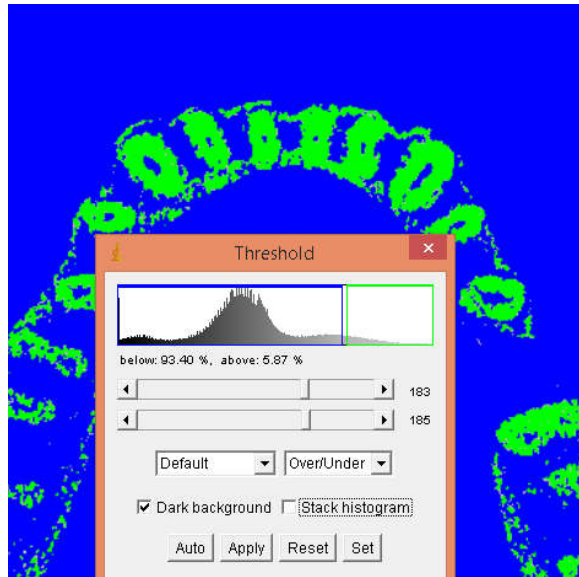


Figure 21: Segmentation en spécifiant le seuil des histogrammes

Segmentation basée sur la coopération des 3 segmentations.

Parfois les trois premières segmentations qui sont exécutées indépendamment ne donnent pas des résultats souhaités, on recourt au choix de l'association entre divers algorithmes de segmentation et les exécuter avec une manière manuelle, semi-automatique ou automatique.

2.4 Evaluation de la segmentation

La précision de la segmentation est évaluée selon des critères, basés sur une formulation énergétique, prennent en compte à la fois la complexité de la segmentation et la fidélité aux données initiales d'un modèle, l'intérêt est de ne pas figer le niveau pour laisser à l'utilisateur le choix selon son but, les critères proposés sont donc des critères d'évaluation multi-échelle (Borsotti M et al, 1998), (Chabrier S. et al, 2004), (Chalana V et al, 1997). Dans notre étude l'évaluation de la segmentation est incluse dans l'évaluation de la précision des mesures de volume par rapport à la méthode de référence et dont le volume mesuré est connu en remplissant le modèle en acrylique par l'eau distillée.

Dans cette étude on va utiliser les images DICOM, puisque les images données aux patients sous forme de CD ou DVD ne peuvent pas être traitées avec les techniques de traitement des images car elles sont cryptées, les images sous forme DICOM contiennent plusieurs données (paramètres utilisés lors du scan avec le CBCT, taille du voxel, distance entre les coupes, voltages, nombre de pixels par mm, échelle.....), ces paramètres sont utilisés automatiquement comme base de données pour traiter l'image.

2.4 Les images dicom

La norme DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) est un document qui définit une méthode de communication pour les différents équipements d'imagerie médicale numérique, cette norme est maintenant utilisée par la plupart des fabricants de matériel d'imagerie médicale donc elle est standard.

Cette norme a été créée en 1985 par l'ACR (American College of Radiology) et la NEMA (National Electric Manufacturers Association) dans le but de standardiser les données transmises entre les différents appareils de radiologie, ce standard ne définit pas un format DICOM de fichier seulement mais aussi un protocole de transmission des données (basé sur TCP/IP).

2.4.1 Objectifs et avantages

L'objectif du standard DICOM est de faciliter les transferts des images entre les machines de différents constructeurs.

En effet, avant la généralisation de ce format, chaque constructeur de matériel d'imagerie utilisait un format de données propriétaire, ce qui entraîne d'importants problèmes de gestion et de maintenance dans les établissements de santé (incompatibilités, coût, perte d'information).

Le tirage des clichés sur papier argentique est important, mais il y a des contraintes liées au suivi, le coût d'une radiographie médicale des patients, surtout en cas de pathologie lourde nécessitant souvent le transfert d'un établissement de santé à un autre en fonction des moyens et compétences disponibles, ce qui a permis directement à l'instauration de cette norme, les images au format DICOM accompagnent les dossiers médicaux sont lisibles sur tout matériel informatique compatible, et rendent obsolète le transport des clichés par les moyens de communication traditionnels, principalement les envois par courrier.

2.4.2 Identification unique des images produites :

Un Service de radiologie produit plusieurs milliers d'images chaque jour, ainsi, un scanner, travaillant au rythme de 3 patients par heure produit environ 150 images par heure, et il n'est pas possible de classer ces images dans un format courant de type JPEG ou GIF car il aurait un risque de pertes des données, (nom du patient, type d'examen, hôpital, date d'examen, type d'acquisition etc...).

Le format DICOM permet de rendre unique chaque image produite et de leur associer des informations spécifiques, ainsi chaque image est autonome, si elle est perdue, reproduite ou renommée, il est toujours possible d'identifier formellement son origine, le patient, la date, la série d'où elle provient, les paramètres d'acquisition etc.

*Le format n'est pas rigide, il contient des informations obligatoires et d'autres optionnelles. Plusieurs numéros d'identification uniques **UID** ("Unique Identifier") sont générés automatiquement par les machines DICOM et obligatoirement présents dans chaque image. Il ne peut pas exister deux UID identiques pour désigner des informations différentes, ceci quel que soit la machine et sa localisation, ainsi l'UID d'une série d'images est spécifique à une date, un patient, une étude, un hôpital et une machine donnée, cette identification est nécessaire non seulement pour des raisons médicales et médico-légales, mais aussi pour permettre aux machines la formation et la gestion des bases de données.*

Le format DICOM est indépendant des machines et des protocoles de communication : La norme DICOM est standardisée au niveau "applicatif" c'est à dire elle permet la communication d'un programme à un autre, ceci sous-entend que les connections de bas niveau, câblages et protocoles réseaux soient établies.

2.4.3 Le format utilise un vocabulaire contrôlé

*Il est important que le vocabulaire soit identique d'une machine à l'autre ainsi, on identifie les données de façon universelle quel que soit la machine, DICOM utilise la norme **SNOMED** mise au point par les anatomo-pathologistes (Systemized Nomenclature for Medicine).*

2.4.4 Dicom en dentisterie

Les images numériques sont utilisées maintenant d'une manière habituelle dans l'évaluation de la carie dentaire et la pathologie buccale, ainsi que l'évaluation et le prétraitement chirurgical pré-orthodontique (Hellén-Halme K et al.2009), (Draenert FG et al. 2010).

Comme signalé précédent, un dispositif d'acquisition est tout instrument ou machine qui produit une image numérisée, cela inclut celles du CT, CBCT, appareils d'IRM, ainsi que les ultrasons, et la radiographie de projection numérique.

En dentisterie, cela inclut aussi les machines à rayons X qui permettent d'obtenir l'imagerie périapicale, panoramique, céphalométrique ou tomographie assistée par ordinateur 3D, la photographie numérique et les systèmes CAD / CAM, dans une grande partie de la nouvelle norme des dispositifs d'imagerie numérique dentaire (par exemple systèmes à rayons X numériques intra-oraux, l'imagerie panoramique, et CBCT) possèdent des formats DICOM mais, comme indiqué précédemment, les normes de conformité DICOM pour certains appareils, y compris le CT, leur interopérabilité par rapport à certains systèmes d'archivage et les images de communications (PACS) n'ont pas été pleinement établies.

L'imagerie de la région craniofaciale est stratégique pour la planification du traitement en orthodontie, historiquement, l'évaluation orthodontique du patient a inclus l'utilisation des techniques d'imagerie en 2D, il a été suggéré que la nouvelle technologie d'imagerie 3D,

améliore le diagnostic, les résultats finaux de traitement, les mesures des résultats, l'évaluation et le suivi du patient au fil du temps (Jyothikiran.H et al.2014).

(Grauer et al.2009) ont discuté à propos de DICOM en ce qui concerne l'imagerie du CBCT en orthodontie, cela inclut les questions des mesures, création de radiographies 2D à partir de fichiers DICOM du CBCT, segmentation, des images multimodales, l'enregistrement, la superposition des images 3D, des applications pour l'analyse quantitative et de la prévision chirurgicale 3D.

La conversion des images CBCT en DICOM est la première étape pour transformer les images 2D en fichiers 3D, d'après la littérature des logiciels perfectionnés qui sont disponibles qui manipulent les images DICOM sont : (logiciels 3dMDvultus), (3DMD, Atlanta, Ga), Dolphin Imaging (Dolphin Imaging, Chatsworth, Californie), et InVivoDental (Anatomage, San Jose, Californie).

Ces logiciels sont capables de transformer les images DICOM du CBCT en différents plans pour permettre la visualisation des régions spécifiques d'intérêt, les angles peuvent être changés et misent à l'échelle pour améliorer la visualisation en multiples filtres de seuil permettent au visionneur de différencier la densité des tissus et d'appliquer des outils de découpage et les filtres de transparence pour la visualisation des tissus mous et durs.

Toutefois, l'évaluation quantitative dans la planification du traitement orthodontique en utilisant le CBCT, a des limites.

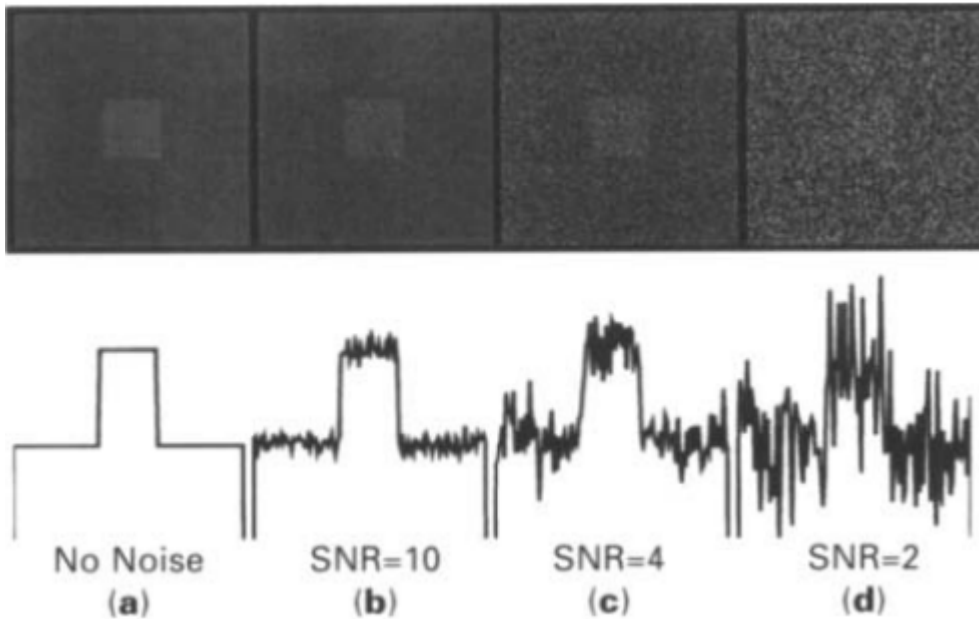
- Par exemple, les repères visuels identifiés en 2D peuvent être difficile à visualiser ou de localiser sur une vision 3D.
- Les repères anatomiques doivent être localisés à l'intérieur d'une pile des coupes, et par conséquent, la précision et la fiabilité des mesures sur les images 3D du CBCT peuvent varier en fonction de la coupe qu'on a utilisée.
- Les données incluses dans un fichier DICOM doivent être interprétées avec prudence en fournissant un diagnostic orthodontique parce que les outils disponibles dans les systèmes des logiciels 3D n'ont pas été entièrement validés en termes de fiabilité et de précision.

2.5 Critères de qualité des images Dicom

2.5.1 Bruit, rapport bruit-contraste

(Contrast-to-Noise Ratio = CNR)

Le bruit est défini comme des fluctuations indésirables du niveau du signal; elle dégrade la qualité d'image parce que les fluctuations de bruit peuvent masquer les fluctuations réelles du signal (Workman et Brettle 1997) figure 26.



*Figure 22: variation de signal-bruit (CNR) avec une augmentation du bruit.
(Workman et Brettle 1997)*

Dans un système d'imagerie radiographique le bruit quantique relatif diminue lorsque la quantité de rayons X absorbée par unité de surface augmente (Workman et Brettle 1997).

CNR de deux matériaux peut être calculée comme la différence entre les deux signaux mesurés pour chaque matériel divisée par le bruit de l'image, selon l'équation:

$$CNR = \frac{Signal_1 - Signal_2}{Noise}$$

En plus des artefacts, le bruit de l'image et le faible contraste des tissus mous sont les limites de l'imagerie du CBCT (Gupta et al. 2006, Scarfe et Farman 2008), dans la technologie CBCT, la surface des détecteurs sont utilisées, pour cette raison, un rayonnement beaucoup plus dispersé est enregistré, ce qui provoque la dégradation de l'image due au bruit (Gupta et al. 2006), (Scarfe et Farman 2008). Parallèlement à l'augmentation du bruit de l'image, le rayonnement diffusé est un facteur important dans la réduction du contraste de la technologie à faisceau conique (Gupta et al. 2006), (Siewerdsen et al. 2006), (Scarfe et Farman 2008).

Avec le CBCT, les artefacts liés à l'affichage de l'écran, affectent la linéarité de la réponse aux rayons X et influencent également la résolution de contraste (Scarfe et Farman 2008).

Depuis le début du développement de scanners médicaux, les unités Hounsfield (HU) ont été l'échelle standard acceptée pour la mesure des valeurs de CT, et les valeurs de tissus, l'absorption peut être mesurée avec une grande précision, permettant ainsi d'étudier les tissus (Katsumata et al. 2009), pour calculer HU, le scanner doit être étalonné par rapport à

l'absorption des rayons X de l'air (-1000 HU) et de l'eau (0 HU), les valeurs HU ne sont pas utilisées dans les premiers CBCT (Arai et al. 1999). (Peltonen et al. 2009).

Les meilleurs CNRs des images fantômes ont été obtenus avec la tension du courant le plus élevé du tube, l'utilisation du volume d'intérêt permet de diminuer le CNR.

Une évaluation visuelle de la qualité d'image est cliniquement plus pertinente, dans les études publiées sur CBCT, l'évaluation de la qualité d'image est souvent basée sur une analyse subjective, à savoir la visualisation des repères anatomiques du crâne sec humaine ou une partie de celui-ci, (Hashimoto et al. 2003), (Gupta et al. 2004), (Schulze et al. 2005), (Bartling et al. 2007), (Loubele et al. 2007), (Peltonen et al. 200), (Loubele et al. 2007) ont rapporté que le CBCT (3D Accuitomo) a offert une meilleure visualisation et la délimitation de la lamina dura et l'espace du ligament parodontal, mais la scanographie a donné une meilleure visualisation de l'os cortical et la gencive, d'autre part, (Holberg et al. 2005) ont trouvé une meilleure visualisation de l'espace du ligament parodontal en utilisant CT que le CBCT, même si aucun test statistique n'a été appliqué à leurs résultats, par ailleurs, l'interface émail-dentine et les bords de la cavité de la pulpe étaient dans l'ensemble beaucoup plus nettement définis dans le CT.

Pour mesurer l'os alvéolaire qui peut être utile aux dentistes pour la détection précoce de la maladie parodontale; (Muramatsu C et al. 2016) ont proposé une nouvelle transformation d'image qui cartographie la région de la dent à une image de dentition standardisée pour une meilleure visualisation et la détection des points de crête alvéolaire par estimation de probabilité, la méthode proposée a été appliquée sur 92 panoramiques avec 4 degrés de résorption osseuse alvéolaire, la mesure de la résorption obtenue par la méthode proposée a été comparée à la mesure manuelle, dans cette enquête qui est estimée par ordinateur était modérément corrélée avec la méthode manuelle, le résultat indique l'utilité potentielle de la méthode pour la détection précoce et le diagnostic cohérent de la maladie parodontale.

2.5.2 Les artefacts

Le CBCT a une excellente résolution et un contraste élevé en raison de la petite taille et la géométrie de ces voxels isotropes (Linsenmaier et al. 2002), (Scarfe et Farman, 2008), la résolution du voxel du CBCT varie de 0,076 mm à 0,4 mm (Scarfe et Farman 2008). L'isotropie du voxel aussi petit que 0,24 mm peut être obtenue avec la CT conventionnelle (White et al. 2008).

Malgré cette grande résolution et le contraste élevé du CBCT, ce dernier a des limites concernant les artefacts qui peuvent être de différentes sources, si pourquoi on a exclu les artefacts concernant notre étude.

Le terme *artefact* en imagerie médicale, désigne une altération du résultat d'un examen radiologique selon certains procédés techniques utilisés, ce mot est tout particulièrement employé pour signaler, certains types de dégradation de l'image généralement en relation directe avec le type de technique utilisée. Ci-dessous nous allons détailler les différentes sources de ces artefacts.

Artefacts basés sur la physique

Les photons du faisceau de rayons X présentent un certain spectre d'énergie, avec la grande énergie du faisceau, les photons sont affaiblis par la pénétration dans les tissus et les photons à faible énergie sont absorbés (Barrett et Keat 2004), (Draenert et al. 2007), en conséquence, la moyenne d'énergie augmente (Barret et Keat 2004), (Scarfe et Farman 2008), d'une autre manière le processus d'augmentation du niveau d'énergie moyenne d'un faisceau de rayons X est dû à la filtration des photons de basse énergie, deux types d'objets peuvent résulter de cet effet:

Cupping artefacts

Les artefacts *cupping* se produisent lorsque le faisceau des rayons X traversant le centre d'un objet et qui passent plus difficiles que ceux qui passent à travers les bords de l'objet en raison de la plus grande quantité de matériaux, les grandeurs des artefacts de «*cupping*» peuvent être déterminées à partir des profils centraux (Barrett et Keat 2004, Scarfe et Farman 2008). (Figure 27)

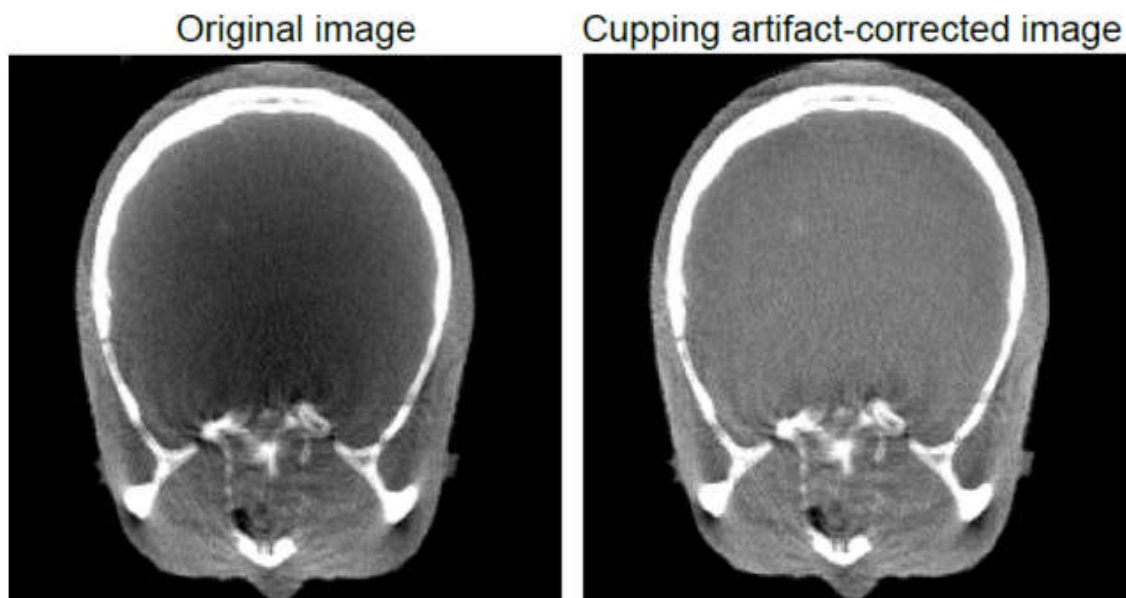


Figure 23: cupping artefacts
(Xie S et al. 2015).

La méthode proposée par (Xie S et al. 2015) qui est basée sur la reconstruction de l'image sans nécessité d'équipement physique supplémentaire, est facilement mise en œuvre, et

fournit une correction du « cupping artefacts » par le biais d'une acquisition avec un scan unique, les résultats expérimentaux montrent que la méthode proposée réduit avec succès ces types d'artefacts.

(Scarfe et Farman 2008) ont déclaré qu'en raison de l'hétérochromaticité du faisceau de rayons X de petites énergies (kilovolts) moyennes de CBCT, les artefacts de « Beam hardening » sont plus émis avec CBCT qu'avec CT conventionnel, par exemple, les structures métalliques peuvent provoquer des « Beam hardening » (Draenert et al.2007), (Zhang et al.2007), (Scarfe et Farman 2008)

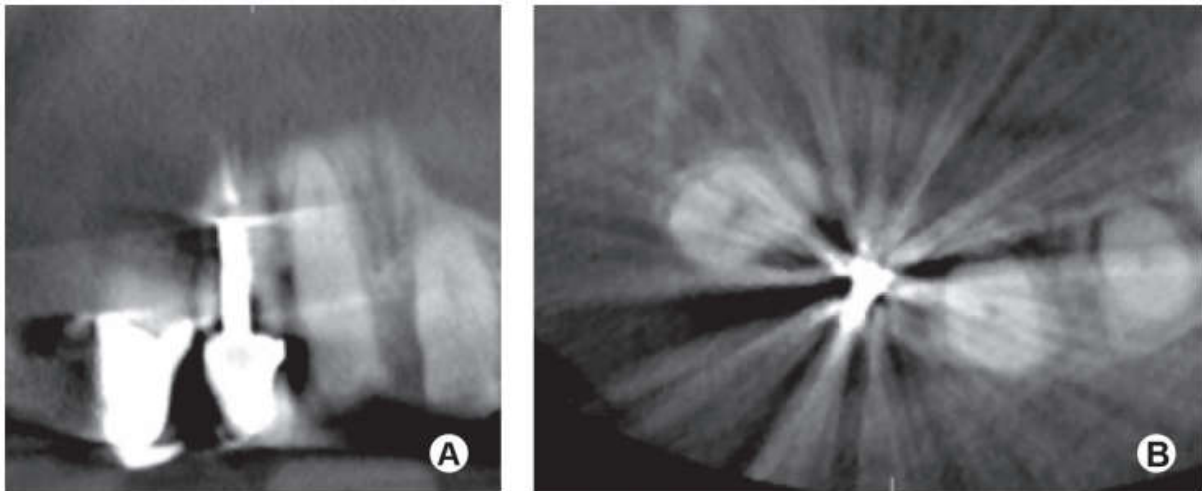


Figure 24: artefacts « Beam hardening » d'origine métallique (DURACK et al. 2012).

Artefacts de volume partiel

Les artefacts du volume partiel se produisent lorsque la taille de voxel de balayage est supérieure au détail de contraste de l'objet, le pixel n'est pas représentatif du tissu; à la place, il devient la moyenne pondérée des différentes valeurs de CT (Scarfe et Farman 2008), ces objets se trouvent par exemple dans l'os temporal, où les surfaces changent rapidement dans la direction z (Barrett et Keat 2004.2008), (Scarfe et Farman 2008). Cependant, l'imagerie du CBCT a de pauvre contraste des tissus mous et artefacts (Arai et al. 1999), (Scarfe et Farman, 2008). Mauvais contraste des tissus mous n'est pas généralement un problème dans l'imagerie dentaire et maxillo-faciale, parce que les principaux sujets sont des tissus généralement minéralisés.

« Photon Starvation »

Peut provoquer des artefacts de stries graves (figure 29), qui peuvent se produire dans les grandes zones d'atténuation (Barrett et Keat 2004).

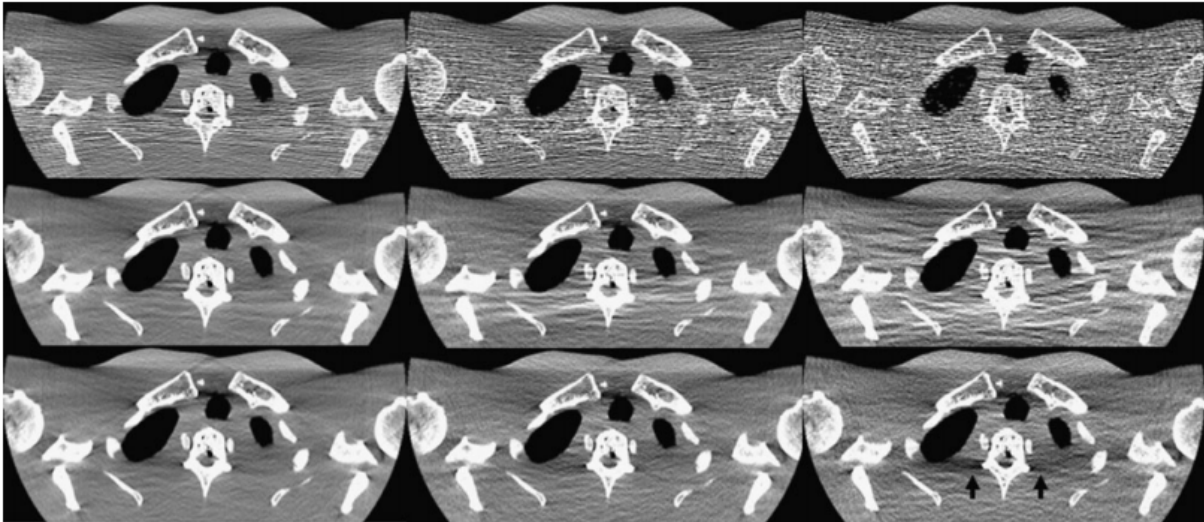


Figure 25: des artefacts de stries graves.
(Mori I et al. 2013).

Ces images sont obtenues par balayage du fantôme anthropomorphe, les colonnes gauches, du milieu, et droite, montrent respectivement, des images pour des doses d'irradiation de 150, 50, et 25 mAs, les lignes en hautes, milieu et bas montrent respectivement, des images non traitées, LRF conventionnelle et rLRF, le niveau de la fenêtre et la largeur sont 30 et 350 HU. (Mori I et al. 2013)

LRF et rLRF ce sont deux méthodes de filtration utilisées par de nombreux fabricants du CT.

Artefacts de stries

Se produisent quand un objet à haute densité (comme les restaurations métalliques) crée des zones « undersampling » où aucune information viable n'est enregistrée (Mozzo et al. 1998), (Leng et al. 2008), (Scarfe et Farman 2008). (Akpek et al. 2005) ont montré que les artefacts streak causés par un nombre limité de projections de rotation provoquent une dégradation significative de la qualité de l'image, ce qui limite la résolution de contraste.

Un algorithme de correction a été proposé pour corriger les artefacts de stries « undersampling » en quatre dimensions CBCT (Leng et al. 2008).



Figure 26: Artefact dû aux restaurations métalliques.

(Gonzalez et al. 2014).

Artefacts relatif aux patients

Liés aux mouvements des patients qui peuvent entraîner un manque de netteté dans les images reconstruites (Holberg et al. 2005), (Scarfe et Farman 2008). En CBCT, les mouvements de déglutition affectent la qualité de l'ensemble des données de volumes, alors que dans le CT conventionnelle, seules les tranches au cours desquelles le mouvement a eu lieu ont été touchées (Holberg et al, 2005). Pour réduire les artefacts de mouvement, les techniques de CBCT en 3D ont été introduites et utilisées pour trier les données de faisceau conique par phase respiratoire (Leng et al. 2008). Bien que les techniques de réduction des artefacts soient nombreuses, la qualité de l'image n'atteint pas la qualité de l'image originale, ce qui cause de nombreuses complications au niveau du traitement de l'image.

2.6 Logiciels de traitement des images

Actuellement, les images numériques sont de plus en plus appliquées dans la santé bucco-dentaire, dans le diagnostic clinique et la recherche, elles sont faciles à utiliser et

économisent le temps. Ces systèmes utilisent des méthodes de calcul pour l'analyse et l'évaluation (distance, nombre de particules, et forme, ...) garantissant la standardisation des processus expérimentaux et les connaissances des spécialistes.

De nouvelles techniques, ayant une haute sensibilité et la spécificité, sont en cours de développement dans le domaine du traitement des images médicales pour une meilleure évaluation, des logiciels d'analyse d'image sophistiquée sont nécessaires pour les mesures quantitatives en imagerie médicale, les paquets de traitement des images commercialisés, en plus de leur coût élevé, ils ont souvent des fonctionnalités limitées et souvent manquent de validation qui est indispensable avant l'utilisation clinique.

Avec l'augmentation de la résolution et de la quantité des images médicales, les ordinateurs sont devenus indispensables pour accélérer le traitement et l'analyse, les algorithmes informatiques pour la représentation des structures et des régions d'intérêt anatomiques sont indispensables pour faciliter et automatiser les affectations radiologiques spécifiques.

Plusieurs logiciels d'imagerie médicale ont été cités dans la littérature à savoir : (MeviLAB, Materialise Mimics, Lucis Pro, AMIRA, DigiPlan orthodontic, i-Dixel-3DX...) ces logiciels diffèrent selon le domaine d'application, les tâches à exécuter, de l'ouverture ou non du système, peuvent être installés ou non dans les ordinateurs personnels ou sont seulement intégrés dans le matériel d'acquisition.

Les chercheurs ont tenté de fonder des principes d'ingénierie biomédicale sur des bases mathématiques rigoureuses pour le développement des méthodes utilisant les logiciels astucieux et d'être intégrés dans des systèmes complets de prestation thérapeutique, ces systèmes prennent en charge la fourniture plus efficace de nombreuses procédures guidées par l'image telle que la radiothérapie, la biopsie, et la chirurgie bucco-dentaire et plastique. Les mathématiques peuvent avoir un impact certain sur les principaux problèmes dans ce domaine, y compris l'amélioration des images, l'enregistrement, la segmentation, reconstruction en 3D, et la visualisation, ces cinq principaux critères constituent la base des logiciels de traitement d'images.

Dans notre étude nous allons utiliser ImageJ comme un logiciel de traitement des images, car il nous permet d'établir notre propre Plugin selon la spécificité qu'exige notre travail, son utilisation sera limitée à la segmentation, le calcul de volume, la reconstruction 3D et la visualisation en 3D.

2.6.1 Dentascan

Dentascan est un logiciel de la tomодensitométrie qui permet d'avoir des images de la mandibulaire et maxillaire en trois plans: axial, panoramique et transversale, Dentascan a

proposé des améliorations dans l'évaluation de l'os mandibulaire et maxillaire et a été rapportés pour être utile dans la chirurgie du cou et de la tête (Yanagisawa K et al.1990), (Vining E et al.1990), (Abrahams JJ et al.1991).

DentaScan est un logiciel qui permet de visualiser la mandibule et la maxille en images 3D : axiaux, panoramiques, et en coupes transversales, comme la tomодensitométrie est utilisée en endodontie, DentaScan peut jouer un rôle plus important dans le diagnostic endodontique, il fournit des informations précieuses dans l'évaluation de la morphologie du canal radiculaire, le diagnostic des fractures profondes, des résorptions internes et externes, l'évaluation pré-opératoire des structures anatomiques, etc. (Siotia J et al.2011). (Fanucci E et al. 2006) suggèrent que le Dentscan est un protocole qui permet de réduire la dose des rayons X administrée au patient tout en assurant la même précision de diagnostic.

C'est un logiciel d'imagerie CT interactive qui combine la puissance et le détail de l'imagerie CT avec la commodité d'interagir avec les images sur un ordinateur de bureau ou portable.

Malgré la qualité de l'image obtenue en direct, les coupes frontales et axiales présentent de multiples inconvénients précédemment développés, de plus, leur maniement qui demande de la part du lecteur une certaine habitude dans la représentation spatiale des structures anatomiques (Dandrau et al.1992), (Meriot et al. 1993).

Pour pallier aux limites de l'examen tomодensitométrique standard, les constructeurs proposent, depuis les années 90, des programmes spécifiquement adaptés à l'étude dentaire dont le plus connu est le Dentscan conçu par la firme Général Electric (Cavezian et al.2001).

Il en existe d'autres, similaires, comme le logiciel denta CT de Elscint, le chirurgien-dentiste n'en a pas le choix puisqu'il est tributaire du logiciel choisi par les radiologues.

Il est important de rappeler que le dentscan n'est donc pas une méthode d'acquisition mais de traitement des données, aujourd'hui, cette technique est quasiment et systématiquement couplée à l'acquisition tomодensitométrique.

Ce logiciel permet d'obtenir à partir des données numériques enregistrées au cours de la réalisation des coupes d'acquisition dans le plan axial (palatin ou mandibulaire), des coupes en 2 dimensions reconstruites, c'est-à-dire recalculées par l'ordinateur, dans d'autres plans de l'espace que ceux imposés par la machine. On obtient des coupes dites panoramiques reconstruites dans le plan coronal (frontal) et des coupes dites sagittales obliques reconstruites dans un plan sagittal (Cavezian et al.2001), ces reconstructions se font, une fois les données numériques acquises, sur une console dite de « post-traitement ». La reconstruction planaire en odonto-stomatologie est aujourd'hui l'étape décisive de l'évaluation dimensionnelle des sites osseux en tomодensitométrie. La réalisation en

premier lieu des coupes dans le plan axial selon le même protocole qu'un examen tomodensitométrique standard puis les images sont traitées à l'aide du logiciel de traitement d'images (Figure 14-17).

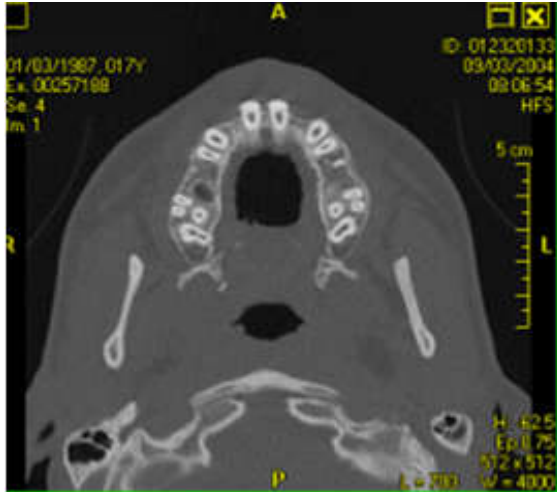


Figure 27: Edentation maxillaire coupe axiale d'acquisition.
(M.Gayet-Delacroix et al. 2004).

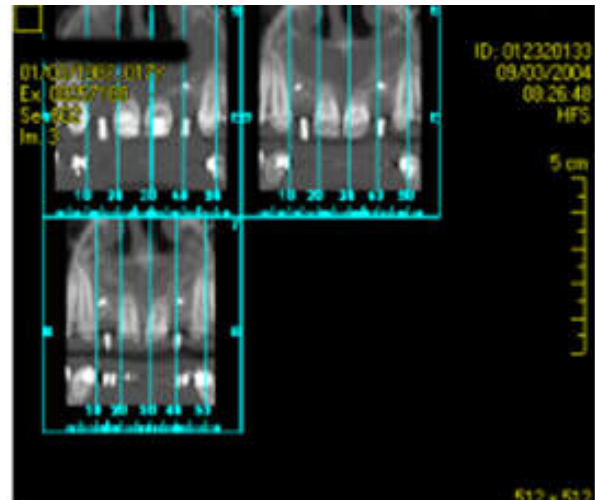


Figure 29: Même patient. Reconstructions frontales de type panoramique.
(M.Gayet-Delacroix et al. 2004).

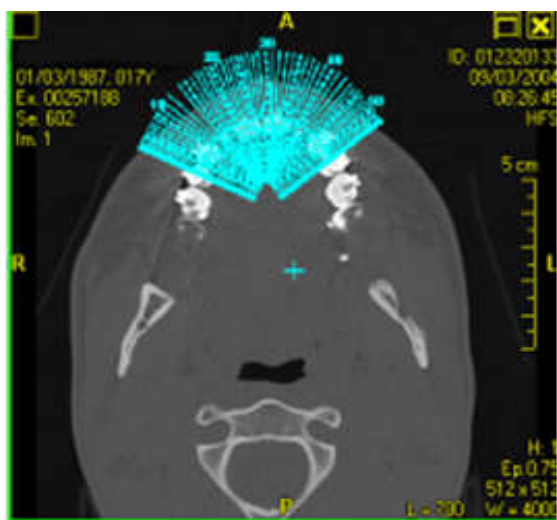


Figure 28: Même patient. Matérialisation graphique des reconstructions verticales.
(M.Gayet-Delacroix et al. 2004).

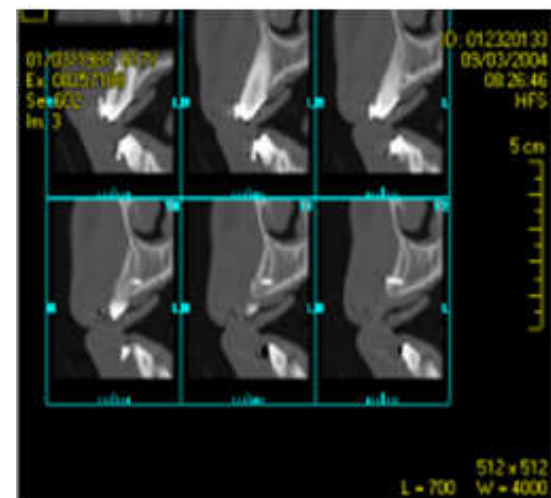


Figure 30: Même patient. Reconstructions Verticales, transverses.
(M.Gayet-Delacroix et al. 2004).

- Réalisation des reconstructions :

Tout d'abord on obtient des reconstructions frontales ou pantoscans Figure 16, ces coupes sont parallèles à l'arcade dentaire, de type panoramique et sont produites à partir des coupes axiales.

Sur l'écran les images en coupes axiales sont affichées, on détermine à l'aide d'un curseur, le trajet d'une reconstruction panoramique qui se fera sans distorsion dimensionnelle grâce à la notion informatique de « pixel », plusieurs reconstructions sont obtenues, en général 5, à des profondeurs différentes selon la topographie et le trajet d'une structure anatomique remarquable comme le canal mandibulaire.

Chaque coupe reconstruite à 1 pixel d'épaisseur, elles sont obtenues en grandeur réelle permettant des mesures directes, cependant pour les mesures de hauteur du canal mandibulaire il existe des inexactitudes dues à l'obliquité de la mandibule, l'idéal était d'effectuer des reconstructions dans l'axe de la mandibule et non par rapport à une verticale, elles servent comme des repérages pour les reconstructions perpendiculaires, secondairement l'ordinateur reconstruit des coupes coronales obliques, elles sont perpendiculaires à l'arcade dentaire.

On peut sélectionner des coupes verticales suivant la configuration de l'arcade (coupes sagittales obliques ou verticales et transversales) Figure 17.

Il n'existe aucune déformation et la reproduction se fait automatiquement en grandeur réelle, l'analyse morphologique et les mesures sont donc réalisées directement sur le cliché (Boeddinghaus et al.2008).

2.6.2 Mesures quantitatives et qualitatives :

Grâce à l'obtention de clichés en grandeur réelle et non déformée, on mesure directement la hauteur, l'épaisseur de l'os alvéolaire. Des mesures de densité osseuse trabéculaire peuvent être prises au niveau des zones d'intérêt et de façon comparative (Donazzan M et al.1994).

- Les avantages :

Grâce aux logiciels de reconstruction, la totalité de l'examen est réalisé en décubitus, dans des conditions de confort supportables même pour les personnes âgées, la tête est maintenue en place dans une têtère à l'aide d'un système de contention mousse.

En ce qui concerne la qualité d'image, la reconstruction obtenue est en grandeur réelle, sans déformations, permettant des mesures directes sans qu'il soit nécessaire d'utiliser des coefficients de correction, sa netteté permet une bonne localisation anatomique.

La localisation dans les trois plans de l'espace (axial, coronal oblique, curviligne panoramique) est aisée, avec un repérage précis grâce à la numérotation (Marcos R et al.2012).

2.6.3 Limites et inconvénients

La reconstruction peut éviter les artéfacts engendrés par les restaurations métalliques, mais pas les artéfacts cinétiques, dus aux mouvements du patient, qui engendrent un flou des contours sur les coupes directes, ce flou entraînera une image en marche d'escalier sur les reconstructions et deviennent alors inexploitables, de ce fait, on sera obligé de refaire complètement l'examen en cas de mouvements du patient, comme la déglutition, ceci est important en terme d'irradiation (Sarazin et al.2002).

La définition spatiale est un peu minimale dans les coupes coronales directes (Donazzan M et al.1994), la prise des informations est courte, environ une minute, mais la reconstruction nécessite un temps d'immobilisation des appareils d'où l'utilisation d'une console de post-traitement indépendante pour permettre la systématisation de cet examen.

En pratique, pour le praticien, la lecture reste figée sur les coupes choisies par le radiologue.

Indications :

Il n'est jamais réalisé en première intention, mais après la réalisation d'une radiographie panoramique, il apparaît indispensable aujourd'hui dans le cadre de l'exploration d'un édentement de grande étendue afin de limiter l'irradiation et d'affiner l'analyse morphologique (Nahmias M et al.1993), la combinaison de l'examen clinique et des radiographies céphalométriques, panoramiques, périapicale ou latérales est généralement suffisante dans l'étude pré- et postopératoire de la plupart des patients porteurs d'implants, les données CT obtenues peuvent être manipulées et reconstruites avec des logiciels tels que DentaScan, les sections efficaces résultantes, qui peuvent être données dans de vraies proportions, sont perpendiculaires aux mâchoires, l'interprétation de ces images traitées est beaucoup plus facile mais pas toujours plus précise que les scans originaux (Verhoeven JW et al. 2005).

Contre-indications :

Elles concernent les patients atteints de troubles neurologiques ou de claustrophobie.

2.6.4 Pacs

Le PACS (système d'archivage et de transmission d'images) est un système permettant de gérer les images médicales grâce à des fonctions d'archivage, il permet la communication via réseau des images (format DICOM) et donc le traitement à distance ou en réseau local avec des ordinateurs disposant de moniteurs à haute définition pour la visualisation des examens effectués en radiologie.

Le PACS est complètement intégré au système d'information de la radiologie, il rentre dans la plupart du temps dans la mise en place des dossiers des patients, un dossier comporte les pièces suivantes :

- le dossier patient en lui-même
- le dossier médicament
- le dossier administratif

Les systèmes d'imagerie numérique et les normes DICOM trouvent l'application dans les domaines de l'orthodontie, chirurgie buccale, et les implants dentaires (Draenert FG et al.2010), (Indrajit IK et al.2007), (Ohtsuka M et al.2011), (Mupparapu M et al.2008), (Rubio Serrano M et al.2008),(Nair MK et al.2009), (Grauer D et al.2009).

Lors de l'utilisation de la corticotomie assistée par ordinateur pour améliorer les procédures chirurgicales, les fichiers DICOM du CBCT ont été en mesure de planifier l'emplacement et la profondeur des coupes osseuses et de construire un guide chirurgical à utiliser lors de la chirurgie osseuse (Finotti M et al. 2017).

Des réponses à un questionnaire ont été recueillies auprès de 120 des 200 radiologues dans cinq hôpitaux gouvernementaux du Koweït, l'étude détermine l'importance des solutions pour les futurs PACS du point de vue des radiologues comme: PACS doit être intégré à d'autres systèmes d'informations hospitaliers (100%); il doit y avoir un accès PACS multi-hôpitaux dans différentes organisations (99%); les solutions PACS basées sur le Web (97%) et les applications PACS dans les téléphones mobiles (97%) sont considérées comme une solution améliorée pour les futurs PACS, les radiologues ont exprimé de vives inquiétudes quant aux obstacles à la mise en œuvre de solutions PACS en ligne, notamment: les problèmes techniques (91%); manque de formation (85%); et coût (76%) (Al-Hajeri M, Clarke M. 2015).

2.6.5 ImageJ

ImageJ est un logiciel multiplate-forme et à system ouvert de traitement et d'analyse d'images, développé par (National Institutes of Health) NIH, il est écrit en langage Java et permet l'ajout de nouvelles fonctionnalités via des plugins et macros.

ImageJ est créé dédié pour le traitement d'images dans le domaine public inspiré par NIH. Il fonctionne, soit sous forme d'applet en ligne soit comme une application téléchargeable, sur tout ordinateur avec une machine virtuelle Java 1.4 ou version ultérieure, les téléchargements sont disponibles pour Windows, Mac OS, Mac OS X et Linux.

Il peut afficher, éditer, analyser, traiter, enregistrer et imprimer 8 bits, 16 bits et 32 bits des images, il peut lire de nombreux formats d'image, y compris TIFF, GIF, JPEG, BMP, DICOM, FITS, il prend en charge les "piles"; une série des images qui partagent une seule fenêtre, des opérations de longue durée peuvent être effectuées en parallèle.

Il peut calculer les statistiques des sélections définies par l'utilisateur, il peut mesurer les distances et les angles, il peut créer des histogrammes de densité et des graphes des parcelles, il prend en charge les fonctions de traitement d'image standard, telle que la manipulation de contraste, la netteté, le lissage, la détection des contours et le filtrage médian.

Il fait des transformations géométriques comme le redimensionnement, les rotations et les flips, l'image peut être agrandie jusqu'à 32 :1, toutes les fonctions d'analyse et de traitement sont disponibles à tout facteur d'agrandissement, le programme prend en charge un certain nombre de fenêtres (images) simultanément, la limitation est déterminée seulement par la mémoire disponible.

La calibration spatiale est disponible pour fournir des mesures dimensionnelles du monde réel avec des unités telles que la densité ou l'étalonnage de l'échelle grise qui est également disponible.

ImageJ a été conçu avec une architecture ouverte qui fournit l'extensibilité via des plugins Java, d'analyse et de traitement qui peuvent être développés en utilisant ImageJ avec un éditeur intégré, les plugins de l'utilisateur permettent de résoudre presque tout traitement d'image ou d'un problème d'analyse, les détails de segmentation, la mesure de volume et la visualisation seront traitées ultérieurement dans la partie réservée à l'application, les utilisateurs peuvent choisir, associer, créer des fonctionnalités et des méthodes appropriées selon leurs besoins.

***Chapitre III : Applications Clinique de la
Segmentation : quantification du volume de l'os
alvéolaire***

1. Introduction

La quantification de l'os alvéolaire est un outil important dans de nombreuses applications médicales telles que l'évaluation de l'état parodontal et la perte osseuse (D. Zhao et al 2014), cette évaluation a été également un outil important pour démontrer l'association entre la perte osseuse parodontale et l'épaississement de la muqueuse du sinus maxillaire (S. Phothikhun et al. 2012), c'était aussi un outil important pour détecter la perte osseuse parodontale en utilisant le CBCT et de la radiographie intra-orale (K. De Faria Vasconcelos et al. 2012). (Van Dessel J et al. 2017) ont démontré que la plupart des machines du CBCT ont pu évaluer quantitativement la qualité de l'os alvéolaire, avec un niveau de précision et de fiabilité proche de la micro-CT. De même pour l'évaluation de l'exactitude des conditions osseuses de manière à diagnostiquer, traiter et planifier le pronostic de la maladie parodontale (H.-J. Langen et al. 1995) et pour aussi l'évaluation de la hauteur de l'os alvéolaire et la vérification de la présence des défauts osseux verticaux (M. K. Jeffcoat 1994), (M. S. Reddy et al. 1992).

Cependant, cette méthode de mesure qui est basée sur 2D ne révélait pas le volume réel avec millimètre cube comme unité de mesure, dans plusieurs études, pour quantifier le volume de l'os alvéolaire les auteurs recouraient à la mesure de la hauteur, la profondeur ou la largeur (P. Eickholz et al. 2000, D. R. Periago et al. 2008), (D. Zhao et al 2014), (S. Phothikhun et al. 2012), (K. De Faria Vasconcelos et al. 2012), (H.-J. Langen et al. 1995), (M. K. Jeffcoat 1994), (M. S. Reddy et al. 1992).

En dépit de la précision des mesures linéaires lorsqu'on utilise deux dimensions, certaines limitations se produisent, comme la superposition et manque de définition des structures anatomiques importantes (M. S. Reddy et al. 1992). L'arrivée des nouvelles générations du CBCT a permis de surmonter ces limitations qualitativement et quantitativement concernant l'évaluation de la hauteur, la longueur et de l'épaisseur de l'os alvéolaire (Y. Kim et al. 2009), (K.-Y. Nahm et al. 2012), (Y.A. Kook et al. 2012).

De plus, cette méthode en utilisant le CBCT est simple, n'est pas invasive avec des rayonnements sécurisés par rapport à la Tomodensitométrie multi-coupes, la technologie du CBCT s'est développée rapidement, soit au niveau matériel ou au niveau logiciel ce qui menait à une évolution importante de l'imagerie 3D, de nombreux progrès seront à l'horizon ainsi que les mesures volumétriques seront plus précises, fiables pour une imminente méthode d'utilisation. Une bonne stabilité du volume de greffe osseuse bovine jusqu'à 8 mois après la procédure de greffe a été démontrée ; l'évaluation volumétrique calculée est apparue être une approche prometteuse pour quantifier les changements à long terme dans la zone régénérée (Mazzocco F et al. 2014).

Le CBCT est une technique d'obtention de l'image médicale en utilisant un faisceau de rayons X sous la forme d'un cône placé au milieu du détecteur; le détecteur circule autour

de l'objet pour produire une série des images en 2D permettant de reconstruire 3D, ceci se fait en déployant une modification de l'algorithme original développé par (Feldkamp et al. 1984).

Ce système a été largement utilisé dans diverses applications industrielles et biomédicales telles que les micro-CT. Les CBCT qui sont dédiés à la région buccale et maxillo-faciale ont été les pionniers dans les années 1990 de façon indépendante par (Arai et al. 1999), au Japon par (Mozzo et al. 1998) en Italie. Le CBCT est devenu de plus en plus utilisé pour le diagnostic orthodontique, la planification du traitement et la recherche. L'utilisation du CBCT pour les objectifs cités est devenue facile par les avantages relatifs aux trois dimensions et la radiographie en deux dimensions d'où la grande expansion de l'intérêt pour cette nouvelle technique d'imagerie.

Les études de dosimétrie dentaires ont été abordées dans la littérature comparant les radiographies traditionnelles en (2D) et celles du CBCT (C. Y. Lee et al. 2015).

La dose efficace déclarée d'une radiographie panoramique 2D varie de 0,004 à 0,030 mSv (4,0 à 30 USv), les niveaux de référence de diagnostic normalisés pour les CBCT ne sont pas encore disponibles, et en conséquence, des variations de dose efficace entre les unités de CBCT diffèrent de 0,027 à 1,073 mSv (27-1073 USv) (C. Y. Lee et al. 2015).

Même si le CBCT n'est pas utilisé en routine dans les défauts parodontaux, il a une tendance à devenir la norme standard de diagnostic, permettant la visualisation que nous n'avons pas imaginée par ces doses qui s'approchent à celles qu'on a utilisées en radiologie conventionnelle 2D. Dans notre étude, nous avons présenté une approche pour quantifier la mesure du volume de l'os alvéolaire, en utilisant des images du CBCT, le volume réel avec millimètre cube comme une unité de mesure.

En plus de la résorption de l'os alvéolaire, la résorption des racines peut se produire sur la surface de la racine lorsque le ligament parodontal ou le cément sont soit endommagé ou supprimé. Il est bien connu en orthodontie d'après la littérature que la résorption radiculaire peut être observée après un traitement orthodontique. Il a été recommandé qu'un suivi radiographique doit être obtenu après 6 mois de traitement avec l'appareil fixe (Levander E et al. 1994). La résorption radiculaire associée au traitement orthodontique est un phénomène complexe et multifactoriel qui peut être due à la physiologie individuelle, des facteurs de risque génétiques, ainsi que la mécanique de traitement optimal (Feller L et al. 2016), (Linge L et al. 1991), (Weiland F et al. 2003), (Gonzales C et al. 2008), (Ren Y et al. 2008), (Al-Qawasmi RA et al. 2006), (Al-Qawasmi RA et al. 2003), (Nishioka M et al. 2006), (McNab S et al. 1999), (Parker RJ et al. 1998), (Sameshima GT et al. 2001), (Sameshima GT, 2001).

Comme déjà expliqué précédemment, les techniques d'imagerie en deux dimensions n'ont pas été satisfaisantes en matière d'évaluation quantitative en raison des manques d'informations dans l'espace tridimensionnel. Il a été conclu que la mesure volumétrique des dents à l'aide du CBCT a été une méthode fiable, reproductible et valide (Wang Y et al. 2011), (Ye N et al. 2013) par conséquent, une détection précise et une évaluation précise de la résorption des racines sont cruciales pour la surveillance et le suivi d'un traitement orthodontique approprié. De nombreuses études sont menées à propos de la résorption des racines avec de nombreuses méthodes d'évaluation fondées généralement sur deux dimensions, telles que les radiographies céphalographique, panoramiques, périapicale ou latérales.

La radiographie retro-alvéolaire présente des inconvénients:

- *Positionnement du paquet du film peut être très inconfortable pour le patient, en particulier pour les dents postérieures, causant souvent un bâillement.*
- *Positionnement des porteurs dans la bouche peut être difficile pour les opérateurs inexpérimentés.*
- *L'anatomie de la bouche rend parfois impossible la technique.*
- *Les sommets des dents peuvent parfois apparaître très près du bord du film.*
- *Positionnement des porteurs dans les régions molaires tiers inférieurs peut être très difficile.*

Des études antérieures ont démontré que les techniques radiographiques classiques étaient insuffisantes pour la consistance et la précision du diagnostic de la résorption radiculaire (Sameshima GT et al.2001).

Le CBCT a permis de surmonter ces limitations et fournir des images des structures anatomiques précises et tridimensionnelles. De plus, comparées au Tomodensitométrie multi-coupes, les images CBCT sont considérées comme une méthode non invasive, et confèrent des doses efficaces sécurisées, il existe de nombreuses études de dosimétrie des rayonnements dentaires dans la littérature comparant les radiographies dentaires 2D traditionnelles et le CBCT, en utilisant des simulations de Monte Carlo et la Commission internationale de radioprotection, les doses efficaces (dans un i-CAT CBCT) ont été calculées, elles se situaient entre 25 et 66 μSv , et 46 μSv pour la tête pleine (Morant JJ et al. 2013).

Dans cette étude, nous avons employé deux méthodes de segmentation pour évaluer le volume des racines et celle du volume de l'os alvéolaire, en ce qui concerne l'ultra faible dose du CBCT, un algorithme (reconstruction d'image guidée par masque (p-MGIR)) a été développée pour obtenir des images des CBCT avec une réduction de la dose de rayonnement allant jusqu'à 83% (Park JC et al. 2015).

Le but de cette étude était d'évaluer l'outil de segmentation semi-automatique qui est désigné pour les mesures de volume des racines des dents et l'os alvéolaire; les mesures de la précision, de l'agrément et de la fiabilité ont été effectuées en comparaison avec la segmentation manuelle, cette méthode sera adaptée à une perspective de mesure du volume des racines dentaires et de l'os alvéolaire aux différents moments dans le cadre de traitements orthodontiques.

L'objectif principal de ce travail a été à propos de l'établissement d'une méthode de mesure de volume de l'os alvéolaire quantifiant la résorption osseuse en utilisant l'imagerie 3D du CBCT, ce travail a deux objectifs secondaires:

- 1 *La mesure de la précision et la fiabilité de la segmentation semi-automatique pour la quantification de l'os alvéolaire.*
- 2 *L'évaluation de la segmentation semi-automatique qui est désignée pour la quantification du volume des racines dentaires.*

Deux applications seront détaillées dans cette partie en utilisant les images du CBCT et du logiciel ImageJ.

2. Matériels et méthodes

2.1 Préparation d'échantillon

L'étude *in vitro* a été faite en utilisant un crâne sec d'un jeune mouton; une partie de l'os de la mandibule a été coupée (figure 31 (a)); la lacune à l'intérieur de la partie coupée est remplie par le plâtre d'impression dentaire (Figure 31(b)) pour faciliter l'impression et les mesures, puis le plâtre d'empreinte dentaire est appliquée pour créer un moule de la partie osseuse coupée (figure 31(c)); dans le moule on a déposé la résine acrylique (Figure 31(d)) avec cette manière nous avons obtenu le modèle acrylique de l'os (Figure 31(e)), qui nous permet de faire un autre moule avec un matériau d'impression silicone; ce moule en silicone sert à le remplir avec de l'eau distillée pour mesurer son volume, le modèle acrylique est inséré dans la mandibule afin de le scanner avec le CBCT (Figure 31 (f)).



Figure 31: Les étapes suivies pour créer le modèle osseux en résine acrylique

2.2 Test de la visibilité du modèle en acrylique.

Comme l'acrylique n'est pas radio-opaque, nous l'avons plongé 3 fois dans un produit de contraste (Ultravist 300 mg d'iode), 15 minutes entre chaque immersion, le modèle osseux est inséré dans la mâchoire inférieure, la mandibule a été ensuite scannée avec Sirona, SIDEXIS study, résolution: 6,250 pixels par mm, 85 kV, 5 mA, la taille de voxel: $0,16 \times 0,16 \times 0,16 \text{ mm}^3$, et l'épaisseur des coupes: 0,16 mm (figure 33); les images ont été générées numériquement sous format (DICOM) (A. G. Farman et al.2005), ces images que nous avons extraites avec ImageJ (v 1.48 Java 1.6.0 20 64 bits), ImageJ est une multiplateforme de traitement des images, et l'analyse développée par (National Institute of Health) (<http://rsb.info.nih.gov/ij/download.html>), il est écrit avec le langage Java et permet

l'ajout de nouvelles fonctionnalités via des plugins et des macros, une visibilité claire des limites de volume d'intérêts est représentée (figures 32 et 33).

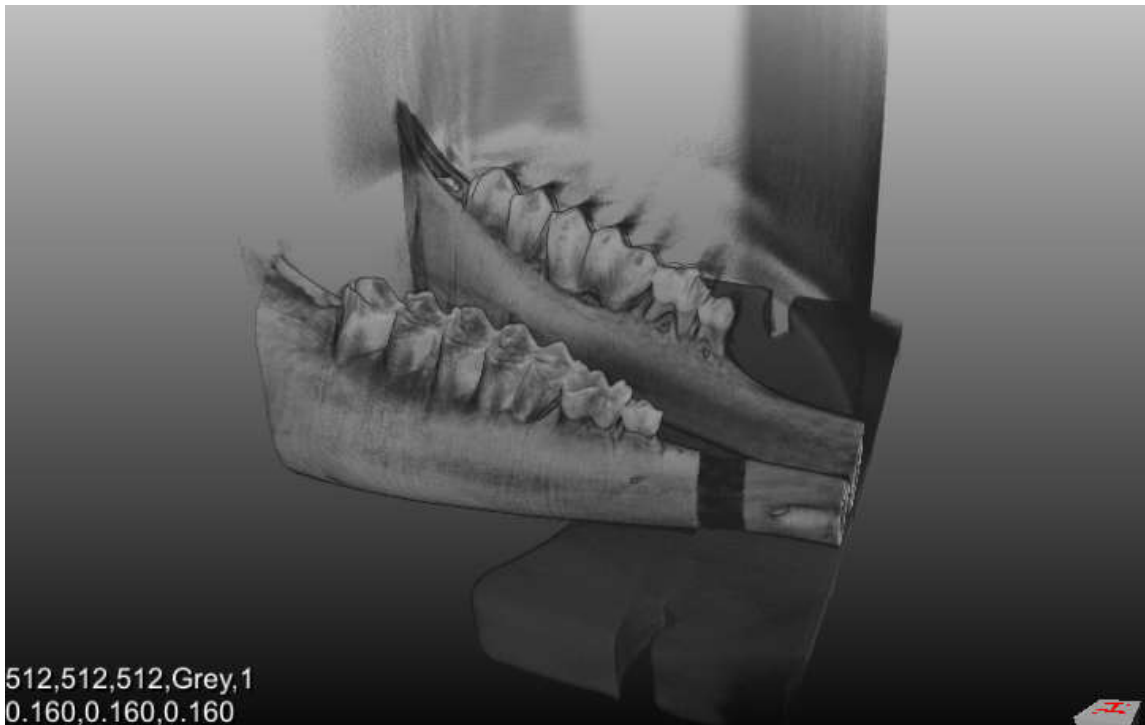


Figure 32: visualisation 3D

Dans cette étude, nous avons utilisé aussi des images CBCT d'un patient anonyme dont les critères des dents sont définis comme suit: vingt racines non endommagées (10 maxillaires (2 incisives centrales, 2 incisives latérales, 2 canines, 2 premières prémolaires, 2 secondes prémolaires) et 10 dents mandibulaires (2 incisives centrales, 2 incisives latérales, 2 canines, 2 premières prémolaires, 2 secondes prémolaires)), de forme ordinaire, sans traitement orthodontique et sans artefacts. Des images CBCT ont été prises avec Sirona, étude SIDEXIS, résolution: 6 250 pixels par mm, 85 kV, 5 mA, taille du voxel: 0,16 x 0,16 x 0,16 mm³ et épaisseur de la tranche: 0,16 mm, ces images ont été générées au format DICOM et importées dans le logiciel ImageJ (v 1.50 Java 1.6.0 20 64 bits), les mesures de volume étaient basées sur deux types de segmentation sont intégrées dans les outils de la plate-forme ImageJ.

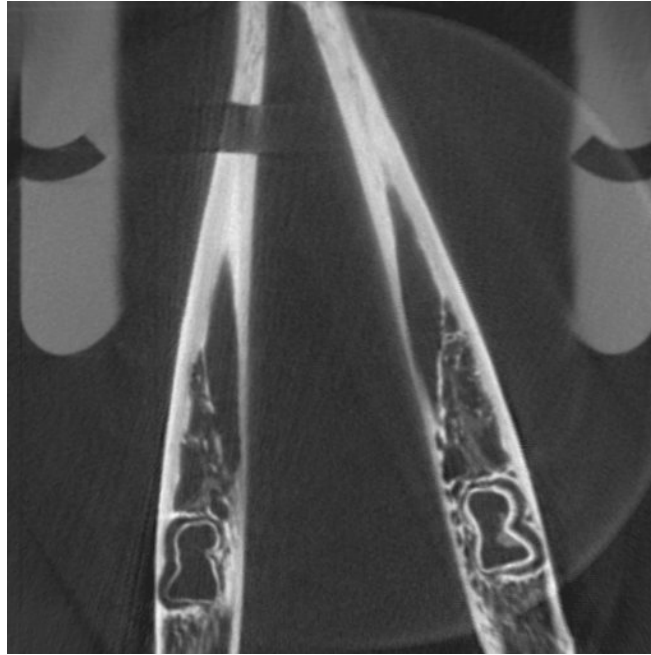


Figure 33: visualisation en 2D (une coupe de l'image DICOM).

2.3 Segmentation

Pour évaluer le volume des racines mandibulaires; la segmentation a été réalisée par deux observateurs qui ont utilisé la procédure «Segmentation Editor » développé par Johannes Schindelin, François Kuzstos et Benjamin Schmid.

(<http://132.187.25.13/home/?category=Download&page=SegmentationEditor>).

Deux différentes méthodes de segmentation ont été utilisées pour évaluer le volume de la racine après avoir importé les fichiers DICOM, l'algorithme « Segmentation Editor » a déjà été appliqué sur le cerveau virtuel d'un insecte par les auteurs cités ci-dessus, dans notre étude, l'application de la segmentation sur le crâne humain en utilisant des images CBCT sera effectuée.

2.3.1 Segmentation Manuelle

La segmentation manuelle a été réalisée à l'aide d'un outil de sélection polygonale qui crée des sélections de forme irrégulière définies par une série de lignes, la sélection des polygones a été développé et intégrée dans ImageJ (Figure 34), on a pu utiliser la duplication de la sélection avec un réglage manuel pour affiner la segmentation, on a pu aussi utiliser l'interpolation pour gagner du temps.

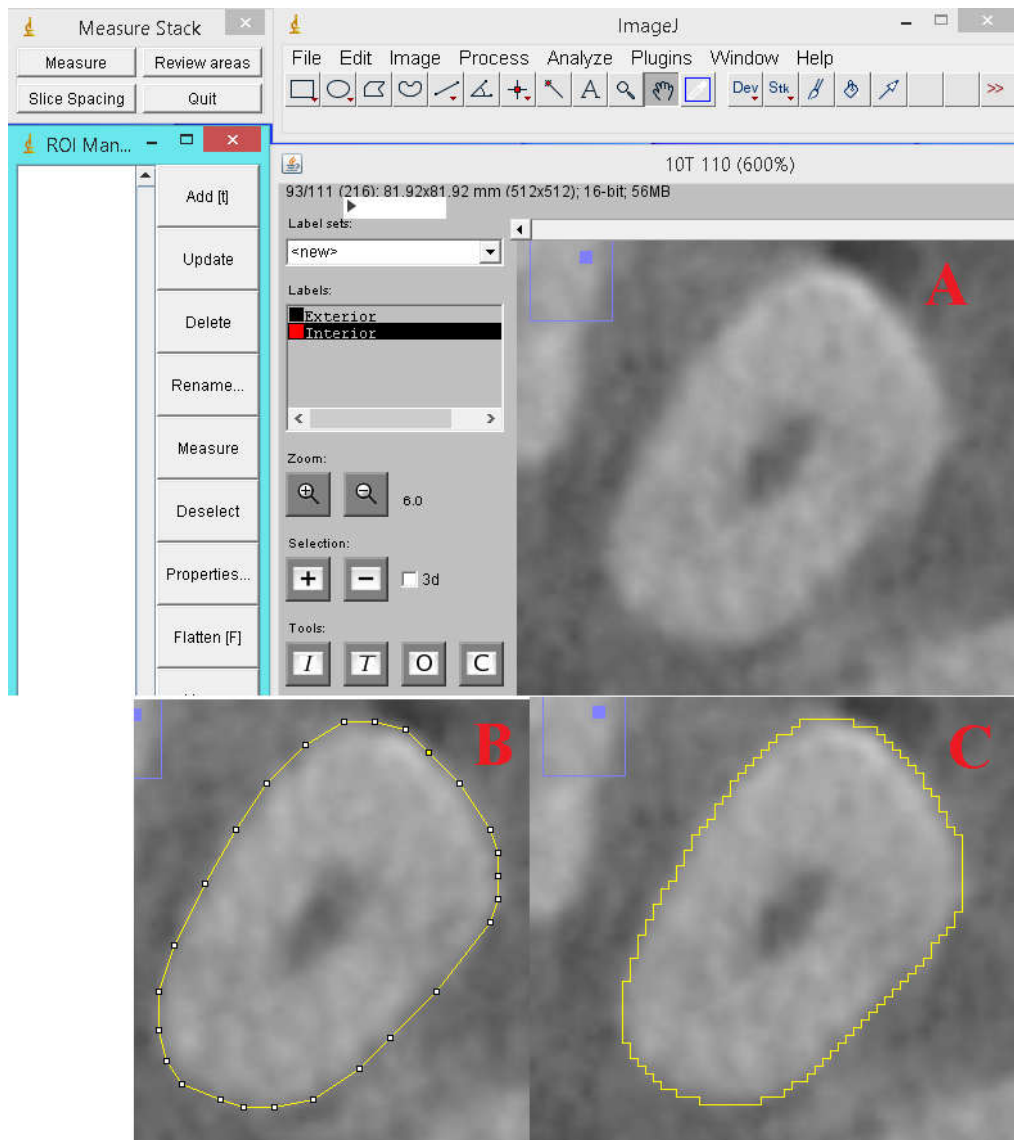


Figure 34: Les étapes d'une segmentation manuelle sur une coupe axiale.

2.3.2 Segmentation semi-automatique

Nous avons utilisé l'outil de sélection «Brush Selection Tool » pour dessiner le contour de la région qui nous intéressait, l'application la segmentation par souillage en utilisant le bouton T « bouton T» pour affiner la zone sélectionnée, on a utilisé le bouton O et le bouton C, pour appliquer « morphological kernels » correspondant au lissage du contour, le plugin d'interpolation est utilisé aussi dans ce type de segmentation (figure 35).

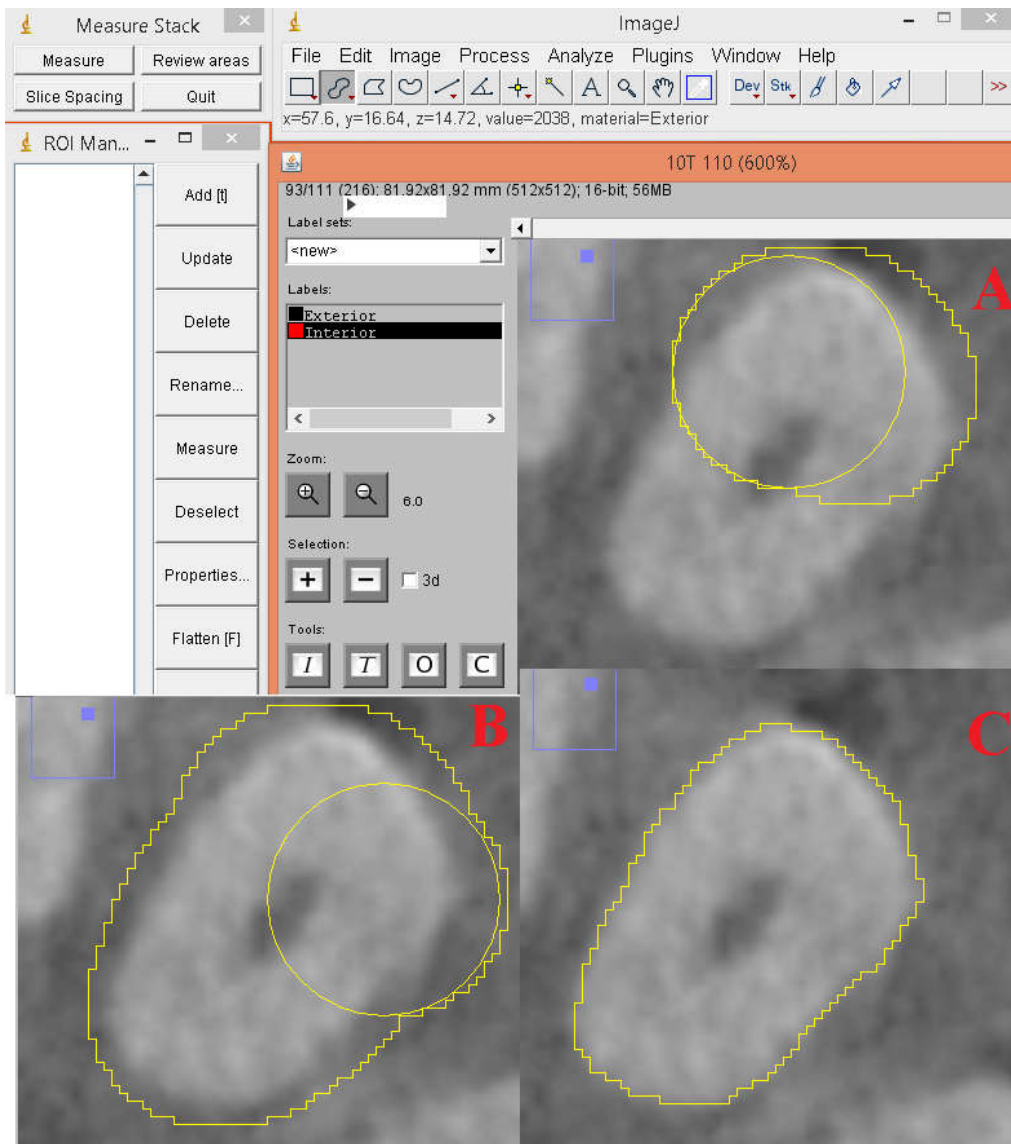


Figure 35: Les étapes en utilisant la segmentation semi-automatique.

3.4 Mesure du volume.

Un fin film de cellophane est collé sur le moule du modèle (construit avec un matériel d'impression siliconé), la cellophane servait comme couverture pour remplir la cavité (du moule siliconé) avec de l'eau distillée, le remplissage s'est effectué avec micropipette ($1\mu-50\mu$), nous avons rempli le moule jusqu'à l'élimination de la dernière bulle d'air, dans le second volume, les images DICOM ont été importées avec ImageJ, le calcul du volume est réalisé avec « mesure Stack », un algorithme développé par B. Dougherty <http://www.optinav.com/MeasureStack.htm>.

Téléchargement ImageJ:

ImageJ (v 1.50 java 1.6.0_20 64 bits) est un logiciel multiplateforme, système ouvert, de traitement et l'analyse d'images qui est développé par « National Institutes of Health » ([Http://rsb.info.nih.gov/ij/download.html](http://rsb.info.nih.gov/ij/download.html))

Pour la segmentation manuelle et semi-automatique, les mesures de volume ont été réalisées à l'aide, « Measure Stack » référence du logiciel Version 0 : 12/06/2002, cet algorithme est développé par B.Dougherty ([Http://www.optinav.com/MeasureStack.htm](http://www.optinav.com/MeasureStack.htm)).

La figure 36 montre des illustrations schématiques des plans de référence et des lignes utilisés dans cette étude pour définir les coupes entre l'apex et la jonction cémento-amélaire.

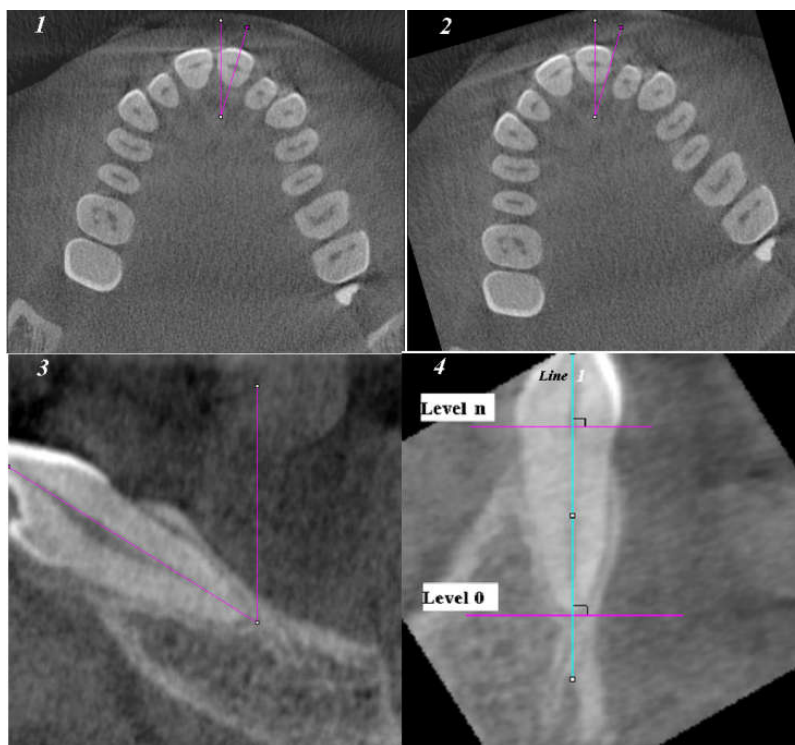


Figure 36: Représentations schématiques des plans et des lignes de référence utilisées.

(Line1) axe de la racine, (Level 0) Plan perpendiculaire à l'axe des racines sur le sommet des racines (Level n) Plan perpendiculaire à l'axe de la racine sur la jonction cémento-amélaire

Explication du processus des résultats obtenus en séquence.

- Téléchargement ImageJ (<https://imagej.nih.gov/ij/téléchargement.html>)
- Téléchargement Segmentation_Editor (http://imagej.net/Segmentation_Editor)
- Téléchargement Measure_Stack.java (<http://www.optinav.info/MeasureStack.htm>)

Installation : Décompressez ImageJ et installez-le // coller « measure-stack.txt » et la Segmentation Editor.zip dans le dossier (ImageJ/ Plugins) // ouvrir ImageJ et vérifier si

Segmentation_Editor est affiché dans Plugins menu // cliquer sur plugins, // cliquer sur Compile an Run, entrer dans le dossier ImageJ/Plugins puis sélectionner et cliquer sur « measure_stack ».

Segmentation: Cliquer et glisser pour importer le dossier des images DICOM dans ImageJ (Si vous avez un ordinateur portable avec une faible performance, choisissez seulement les coupes qui vous intéressent) sinon on peut avoir un blocage de l'ordinateur // Click Edit/selection/ Roi Manager // convert Images to 8-Bit puis cliquer sur Image/Type/8-Bit // Click Analyses/ Segmentation_Editor // Zoom 600 % // Click droit sur « Elliptical Selection » puis choisissez Selection Brush Tool // sélectionner comme dans le Figure 35 puis Click sur bouton “ T ” pour sélectionner automatiquement “threshold”, on peut ajuster threshold manuellement (coupe N° 1 par exemple) // ajouter cette selection dans Roi Manager// de la même manière choisissez (la coupe N° 20 par exemple) , cliquer sur interpolate bouton dans Roi Manager (toutes les coupes entre 1 and 20 sont segmentées automatiquement) , (par cette méthode, on gagne du temps) // sur Roi Manager Click Measure pour calculer le vlume.

- *Nous avons pu faire toutes ces instructions citées ci-dessus en un click, ceci se produit lorsque nous utilisons les Macros, ou bien construire une interface avec des commandes et les parties d'affichages.*

3.5 Visualisation

Pour la visualisation en 3D de l'objet segmenté on a utilisé le plugin « ImageJ 3D Viewer » (Volume_Viewer.jar) qui est inclus avec ImageJ dans le dossier (ImageJ / plugins / 3D), développé par Kai Uwe Barthel (<http://rsb.info.nih.gov/ij/plugins/volume-viewer.html/>) la visualisation 3D utilise Java 3D pour fournir une visualisation accélérée ; il s'agit de la visualisation en 3D, orthogonal et surface. (Figure 37)

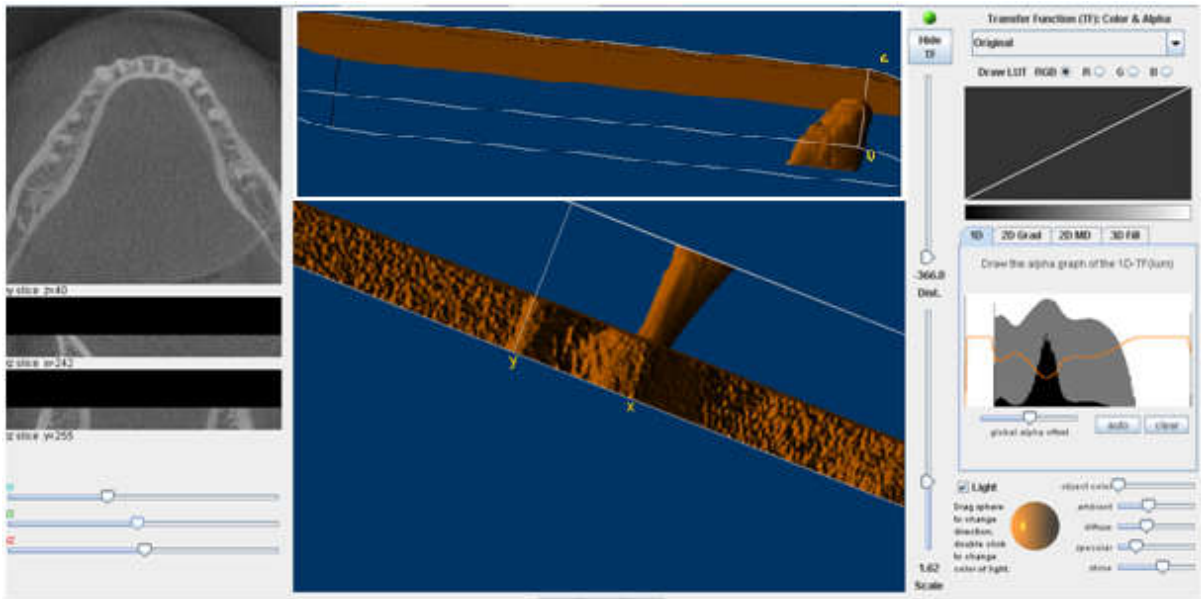


Figure 37: Capture d'écran de la reconstruction 3D.

(Au centre) visualisations de surface de la racine et de la couronne du canine mandibulaire. (À droite) les paramètres d'entrée utilisés pour la visualisation.

3.6 Les analyses statistiques

Les mesures du volume du modèle ont été effectuées 17 fois pendant 17 jours (une fois par jour) par deux examinateurs; pour chaque méthode nous avons effectué une première et une deuxième série de mesures; les mesures sont normalement distribuées (test de Shapiro-Wilk); la moyenne et l'écart type ont été calculés et comparés en utilisant le test de Student. Tous les calculs statistiques ont été effectués en utilisant Microsoft Excel 2013 (Microsoft Corporation, New York, New York, États-Unis) et SPSS (Statistical Package for the Health Sciences 10.0/PC Inc. Chicago, IL) la fiabilité intra examinateurs et la précision ont été évaluées en utilisant le test de Student et la (ICC) respectivement.

Pour les mesures des volumes des racines dentaires, elles ont été comparées en utilisant la segmentation manuelle et la segmentation semi-automatisée, toutes les données ont été testées pour la normalité en utilisant le test de Shapiro-Wilk. Les données ont été analysées en utilisant l'analyse de Bland-Altman pour comparer l'agrément entre les méthodes et le coefficient de corrélation intraclasse a été utilisé pour évaluer la fiabilité interobservateur, le coefficient de corrélation de Pearson pour estimer l'intensité de la liaison entre les variables. Tous les calculs statistiques ont été effectués à l'aide des programmes informatiques Microsoft Excel 2013 (Microsoft Corporation, New York, New York, États-Unis) et du logiciel statistique pour les sciences sociales (version 21, SPSS, Chicago, Illinois, États-Unis).

3. Résultats

3.1 Les mesures du modèle de l'os alvéolaire

Aucune différence significative n'est constatée entre les mesures répétées du volume du modèle en acrylique : entre la première et la deuxième série de mesures effectuées avec ImageJ Tableau 6, entre la première et la deuxième série de mesures effectuées avec la méthode manuelle Tableau 8, entre la première série des mesures effectuées avec la méthode manuelle et entre la première série de mesures effectuées avec ImageJ Tableau 9, La fiabilité intraexamineurs avec les deux méthodes (en utilisant les images DICOM du CBCT) est élevée pour toutes les mesures, puisque ($ICC \geq 0.90$); ces résultats suggèrent que les méthodes ne dépendent pas des examinateurs.

Mesures effectuées avec la méthode manuelle		Mesures effectuées utilisant ImageJ	
1 ^{ère} série (mm ³)	2 ^{ème} série (mm ³)	1 ^{ère} série (mm ³)	2 ^{ème} série (mm ³)
385,45	387,54	381	384
390,58	388,48	387	385
380,3	389,27	374	387
400,01	407,58	395	405
383,45	381,25	378	379
386,42	387,08	381	384
364,9	360,37	357	356
400,2	396,34	395	393
376,89	380,81	373	378
397,25	400,02	392	396
392,36	402,06	385	398
405,1	396,78	397	394
389,99	388,57	385	383
402	403,54	394	399
359,25	362,91	353	357
384,81	387,25	379	384
392,12	395,5	375	390

Tableau 6: les mesures de volume du modèle osseux avec la méthode manuelle et la méthode ImageJ

<i>Mesure avec ImageJ (n= 17)</i>						
	<i>Mean ± SD</i>	<i>Mean ± SD</i>	<i>Mean difference</i>	<i>ICC</i>	<i>Std. Error Difference</i>	<i>p</i>
	<i>Première mesure avec ImageJ</i>	<i>Deuxième mesure avec ImageJ</i>	<i>with 95% CI</i>			
<i>volume du modèle (mm³)</i>	<i>387,71±12,49</i>	<i>389,138±12,85</i>	<i>-1,43</i>	<i>0,93</i>	<i>4,35</i>	<i>0,75</i>

Tableau 7: comparaison des mesures entre la première série effectuées manuellement et la première série effectuée avec ImageJ

<i>Mesure Manuelle (n= 17)</i>						
	<i>Mean ± SD</i>	<i>Mean ± SD</i>	<i>Mean difference</i>	<i>ICC</i>	<i>Std. Error Difference</i>	<i>p</i>
	<i>Première mesure avec la méthode manuelle</i>	<i>Première mesure avec la méthode manuelle</i>	<i>with 95% CI</i>			
<i>volume du modèle (mm³)</i>	<i>381,24±12,57</i>	<i>385,41±13,17</i>	<i>-4,18</i>	<i>0,90</i>	<i>4,41</i>	<i>0,35</i>

Tableau 8: comparaison des mesures entre la première et la deuxième série effectuées manuellement

	<i>Manuelle</i>	<i>ImageJ</i>	<i>Mean difference</i>	<i>ICC</i>	<i>Std. Error Difference</i>	<i>P</i>
	<i>Mean ± SD Première mesure avec ImageJ</i>	<i>Mean ± SD Première mesure manuelle</i>	<i>with 95% CI</i>			
<i>volume du modèle (mm³)</i>	<i>387,71± 15.0</i>	<i>381,24±12,57</i>	<i>6,48</i>	<i>0,97</i>	<i>4,3</i>	<i>0,14</i>

Tableau 9: comparaison des mesures entre la première série effectuées manuellement et la première série effectuées avec ImageJ.

3.2 Les mesures des volumes des racines dentaires

Les résultats des mesures des volumes des racines dentaires mesurés en utilisant la segmentation semi-automatisée et la segmentation manuelle effectuée par deux observateurs tableau 10.

N°de la dent	Segmentation semi-automatique (mm3)		Segmentation Manuelle (mm3)	
	Obs 1	Obs 2	Obs 1	Obs 2
45	279.59	275.25	278.33	277.25
44	250.29	243.53	241.57	240.09
35	293.76	298.05	306.19	305.61
23	211.10	207.67	217.63	214.49
21	172.39	174.00	175.38	172.16
12	168.65	165.14	159.07	158.09
22	164.50	165.71	166.89	164.48
43	221.41	223.12	224.62	221.21
34	247.83	248.28	250.3	249.41
25	267.16	268.27	274.19	271.97
15	250.42	251.25	252.75	251.10
14	219.49	221.10	223.83	227.05
24	231.64	232.49	238.53	240.23
32	126.78	128.07	119.67	122.25
41	90.89	91.72	91.16	92.82
42	107.17	111.68	113.46	116.48
31	98.40	95.42	99.13	101.17
33	217.97	218.76	222.29	223.87
11	165.49	161.67	166.31	166.67
13	182.80	188.80	190.51	192.91

Tableau 10: les mesures de volume des racines ont été évaluées en utilisant deux méthodes et effectuées par deux observateurs.

Les dents sont numérotées selon le système de numérotation FDI (Fédération Dentaire Internationale), (Obs) observateur

Les mesures des volumes racinaires sont évaluées de la jonction cémento-amélaire à l'apex de la racine, les moyennes et les écarts types des volumes des racines mesurés par la segmentation semi-automatique et la segmentation manuelle étaient respectivement de $198,44 \pm 60,55 \text{ mm}^3$ et $200,53 \pm 61,92 \text{ mm}^3$.

	Semi-automated Segmentation			
	Mean \pm SD	Mean \pm SD	ICC	P
	Observer 1	Observer 2		
Root's volume (mm ³)	198.39 \pm 60.67	198.50 \pm 60.47	0,999	0.88

Tableau 11: les mesures du volume de la racine avec la segmentation semi-automatique

<i>Manual Segmentation</i>				
	<i>Mean ± SD</i>	<i>Mean ± SD</i>		
	<i>Observer 1</i>	<i>Observer 2</i>	<i>ICC</i>	<i>P</i>
<i>Root's volume (mm³)</i>	<i>200.59 ± 60.40</i>	<i>200.47 ± 60.46</i>	<i>0,999</i>	<i>0.81</i>

Tableau 12: les mesures du volume de la racine avec la segmentation manuelle.

La fiabilité interobservateur est présentée comme CCI pour la segmentation manuelle et la segmentation semi-automatiques. La fiabilité inter-observateurs de la segmentation semi-automatisée et de la segmentation manuelle était élevée pour toutes les mesures, comme indiqué par CCI ($\geq 0,90$); ces résultats suggèrent que les méthodes ne sont pas dépendantes de l'observateur.

Les corrélations entre les deux méthodes ont été déterminées en calculant le coefficient de corrélation: 0.997, Figure 38

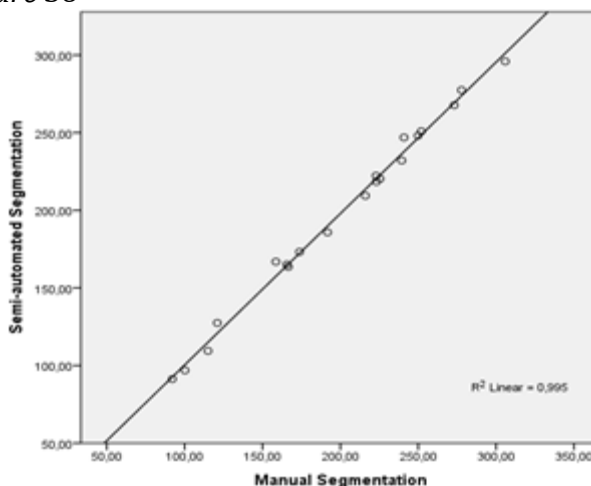


Figure 38:Corrélation entre les mesures avec la segmentation manuelle et semi-automatisée.

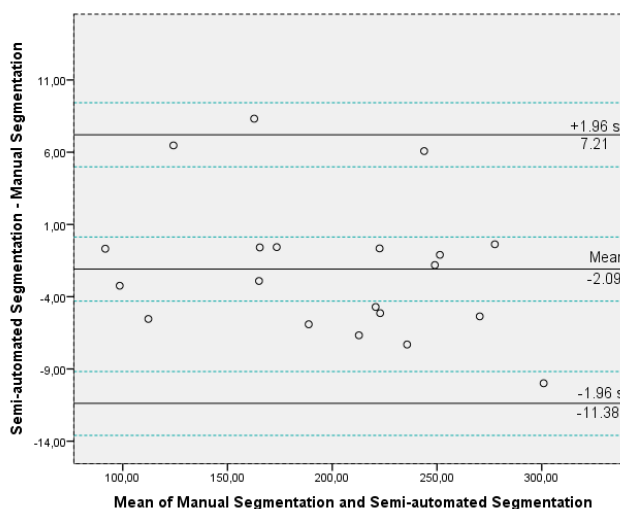


Figure 39:Tracé de Bland et Altman ; les limites d'agrément de -1,96s à + 1,96s

La représentation des limites d'intervalle de confiance pour les limites moyennes et d'agrément (entre les pointillés bleus), (s) Déviation standard, les canaux de la pulpe dentaire ont été inclus dans les mesures de volume radiculaire soit avec la segmentation manuelle ou semi-automatique.

Nous pouvons utiliser la visualisation « Orthogonal View », le temps moyen nécessaire pour la mesure d'une racine par stéréologie à l'aide d'une segmentation semi-automatisée était de 175,8 secondes et l'utilisation de la segmentation manuelle était de: 1810,4 secondes.

Numéro des dents	Segmentation semi-automatique	Segmentation Manuelle
45	219	1988
44	196	1942
35	231	2500
23	162	2300
21	149	1488
12	167	1642
22	148	1476
43	158	1549
34	203	2021
25	228	2350
15	220	2661
14	189	1838
24	192	1925
32	165	1616
41	140	1390
42	148	1445
31	130	1293
33	156	1530
11	157	1705
13	158	1549
Moyen (Sec/Racine)	175.8	1810.4

Tableau 13: le temps moyen requis pour les mesures de volume avec les deux méthodes

4. Discussion

Le but de cette étude était de vérifier si la quantification du volume du modèle osseux et le volume des racines dentaires avec ImageJ en utilisant des images du CBCT sont précis et fiables, par rapport à la méthode manuelle qui est considérée comme une méthode de référence.

Nous avons réalisé des mesures répétées du même modèle en acrylique et comparé les moyens afin d'éliminer la grande variabilité des moyens d'une mesure spécifique avec des modèles différents et éliminer la grande variabilité de la mesure qui peut se produire lorsque la position du crâne est déviée de l'idéal (M. Sheikhi et al.2012). Les artefacts sont parmi l'un des critères d'exclusion qui peuvent induire des écarts liés à la différence entre la modélisation mathématique et le processus d'imagerie physique (R. Schulze et al.2011).

Nous avons opté pour l'utilisation du modèle acrylique car il est résistant à la flexion, simple à manipuler, souple élastique, et il est facile de le distinguer de l'os sur les images du CBCT en raison de sa propriété de transparence élevée, avec une telle manière on peut avoir une segmentation précise, de plus, sa forme est encore inchangeable lors de la manipulation, ce qui permet de garder le volume constant.

La fiabilité et la grande précision de la mesure du volume d'intérêt sont obtenues, en dépit du fait que les examinateurs n'avaient aucune formation préalable concernant la segmentation et l'analyse de l'image du CBCT.

Dans une étude dédiée pour l'évaluation de la précision de mesure de l'os vestibulaire autour des implants dentaires, (L. N. Shiratori et al. 2012), la mesure du volume d'os buccal a été prise à deux points: le point le plus apical possible et à la mesure de distance de l'apicale dans la direction vers la plate-forme de l'implant; la mesure a été effectuée à l'aide du (Toolmakers Mitutoyo, Suzano, SP, Brésil) (L. N. Shiratori et al. 2012).

De nombreuses études ont été effectuées pour déterminer le volume du greffe en cas de la fente labiale, par exemple, l'étude qui a été menée par (Quereshy et al, 2012), qui ont utilisé des repères anatomiques; trois mesures ont été recueillies à partir des images du CBCT pour chaque patient: (la largeur, la hauteur, et la longueur), ces valeurs ont été utilisées pour calculer le volume de la fente labiale qui a permis d'estimer la quantité de matériel de greffe osseux qui serait nécessaire pour le défaut (F. A. Quereshy et al.2012), dans ces études, le volume réel n'est pas calculé; ils utilisent juste une estimation.

Quelques dernières études ont été faites sur la précision des mesures volumétriques telles que celles faites par (Pinsky et al.2006) où la profondeur et le diamètre des défauts osseux simulés dans un bloc acrylique et une mandibule humaine ont été mesurés électroniquement par cinq examinateurs en utilisant le CBCT; sachant que la forme est cylindrique, en mesurant le diamètre et la hauteur, le volume est calculé manuellement.

Dans notre travail, la forme est simple mais diffère de la forme standard (cylindre, cube, ou sphère) et notre volume a été calculé avec l'algorithme semi-automatique développé par B. Dougherty, la formule mathématique est celle du Bonaventura Cavalieri (1598-1647).

Dans l'ensemble, la présente étude démontre que la précision est cliniquement acceptable et peut être utile pour un besoin d'évaluation de la variation de volume d'os alvéolaire au fil du temps, en outre, la segmentation des images et de l'extraction de volume a le potentiel de fournir des informations cliniquement utiles.

Cependant, ces résultats présentent une différence non significative si nous supposons que l'état de la forme du volume d'intérêt est simple et régulier, mais comme dans de nombreux cas ; le besoin voulu par un dentiste a généralement une forme irrégulière, pour pallier ce problème dans la deuxième étude, nous avons utilisé l'algorithme de segmentation semi-automatique pour l'évaluation du volume des racines dentaires où la forme est irrégulière, cette méthode est applicable sur l'os alvéolaire humain.

Cette approche a donné de bons résultats dans le cas semi-automatique, la méthode manuelle consomme du temps, la segmentation automatique est nécessaire pour la réduction du temps, l'étude a montré que la méthode est prometteuse, elle nous a permis de mesurer le volume osseux et cette méthode offre une alternative pour l'analyse des données volumétrique.

Dans l'article où on a calculé les volumes racinaires, nous avons décrit une approche semi-automatisée utilisant des images CBCT et le logiciel ImageJ :

- 1. L'approche semi-automatisée est capable de segmenter complètement la racine des dents.*
- 2. de fournir une visualisation 3D à l'aide d'un plugin de visualisation 3D.*
- 3. Cette approche fournit une interpolation entre les coupes et détecte les marges pour gagner du temps.*
- 4. La mesure des racines des dents sera utile pour toute perspective qui met l'accent sur l'évaluation de la résorption radiculaire ou résorption de l'os alvéolaire après un traitement orthodontique pour une grande taille d'échantillon de scans et des patients.*

De plus, l'utilisateur peut vérifier visuellement les performances de la segmentation à l'aide des représentations de surface 3D et de visualisation de vue orthogonale. (Ahlowalia et al.2013) Ont créé les cavités dans les os bovins tout en variant les formes et les tailles simulant la pathologie périapicale, puis le volume physique des cavités a été déterminé en utilisant l'empreinte en silicone d'AquasilTM; pour obtenir le volume des cavités, cette méthode consiste à peser l'empreinte et à diviser la masse de chaque échantillon par la densité connue d'AquasilTM, (Ahlowalia et al) ont conclu que le CBCT peut fournir un outil précieux pour surveiller le taux de guérison de la parodontite apicale.

Selon les résultats de (Ponder et al.2013) qui ont démontré que ; comparé aux mesures des images microCT, les scintigraphies CBCT de haute résolution conduisent à des quantifications volumétriques précises des défauts de résorption radiculaire latéraux et

apicaux simulés, les analyses de segmentation manuelle constituent une meilleure alternative, mais elles demandent beaucoup de travail et prennent beaucoup de temps. Une méthode semi-automatisée pour l'analyse d'images CBCT présente plusieurs avantages par rapport à l'analyse manuelle ; le risque de non-objectivité et de variabilité inter-observateurs est grandement réduit en minimisant l'entrée manuelle de l'utilisateur.

L'approche semi-automatisée peut être objective et gère chaque coupe exactement de la même manière, de plus, la méthode d'analyse semi-automatisée a été beaucoup plus rapide par rapport à toute procédure manuelle. Ainsi, grâce à la méthode semi-automatisée, l'analyse d'un plus grand nombre d'échantillons peut être évaluée par rapport à une segmentation manuelle. Pour permettre au chercheur de vérifier chaque étape de segmentation, la méthode semi-automatisée génère des visualisations du volume segmenté, ces visualisations peuvent être évaluées une fois l'analyse est terminée.

Les laboratoires médicaux doivent souvent évaluer l'agrément entre deux méthodes de mesure, chaque fois que nous devons changer une méthode par une autre, ou évaluer une méthode nouvelle ou une alternative, ou tout simplement lorsque nous avons un problème de corrélation entre deux instruments, nous avons besoin des outils pour mesurer et évaluer les différences ainsi que la cause de ces différences, la validation d'une mesure clinique doit inclure toutes les procédures qui démontrent qu'une méthode particulière utilisée pour quantifier la mesure de la variable concernée et doit être à la fois fiable et reproductible pour l'usage prévu.

La mesure des variables implique toujours un certain degré d'erreur, lorsque deux méthodes sont comparées, il est intéressant d'essayer d'évaluer le degré d'agrément, pour évaluer le degré d'agrément, de nombreuses études donnent le coefficient de corrélation entre les résultats de deux méthodes de mesure comme indicateur d'agrément. Dans notre étude le coefficient de corrélation de Pearson entre les deux méthodes de mesure est élevé (0,997). La corrélation est une technique statistique qui peut montrer, dans quelle mesure, les paires de variables sont liées. Cependant, la corrélation étudie la relation entre deux variables, et pas les différences, et elle n'est pas recommandée comme méthode d'évaluation de la comparabilité entre les méthodes.

En 1983, Altman et Bland ont proposé une analyse alternative, qui a été présentée par Eksborg (Eksborg S, 1981) sur la base de la quantification de l'agrément entre deux mesures quantitatives en étudiant la différence des moyennes et en construisant des limites d'agrément (Altman DG, Bland JM, 1983).

Le graphique de Bland et Altman sert pour décrire l'agrément entre deux mesures quantitatives, ils ont établi une méthode pour quantifier l'agrément entre deux mesures quantitatives en construisant des limites d'agrément, ces limites statistiques sont calculées en utilisant la moyenne et la déviation standard des différences entre deux mesures. Pour vérifier les hypothèses de la normalité des différences et d'autres caractéristiques, ils ont

utilisé une approche graphique, en particulier, les intervalles de confiance à 95% des 3 droites (droites horizontales représentant respectivement le biais, la limite inférieure d'agrément et la limite supérieure d'agrément) qui illustrent l'ampleur de la différence systématique, si la ligne d'égalité n'est pas dans l'intervalle, il y a une importante différence systématique, c'est-à-dire la seconde méthode est une sous-estimation ou surestimation par rapport à la première, l'intervalle de confiance à 95% permet l'estimation d'erreur possible liée à la taille de l'échantillonnage.

Dans notre étude l'analyse de Bland-Altman a révélé l'agrément entre les mesures de la segmentation semi-automatique et la segmentation manuelle, avec un biais moyen de -2,09 mm³ et les limites d'agrément à 95% allant de -11,38 à 7,21 mm³. D'autres études cliniques sont nécessaires pour explorer cette méthode avec des marges cliniques prédéfinies.

La fiabilité interobservateur est présentée comme CCI est élevé pour toutes les mesures, parce que le CCI est supérieur ou égale à 0.90; ces résultats suggèrent que les méthodes ne sont pas dépendantes de l'observateur.

Une analyse manuelle pour évaluer la résorption apicale par la radiographie panoramique et céphalométrique latérale peut être utilisée avant et après le traitement orthodontique, cette évaluation est basée sur des mesures 2D où la longueur du bord incisif jusqu'au sommet de la racine a été calculée (Savoldi F et al. 2015), cependant, la résorption apicale peut avoir lieu autour de la racine dans les différentes directions et la mesure en 3D serait plus pertinente pour l'évaluer. En outre, lorsque le traitement orthodontique s'est effectué, CBCT est un outil puissant pour détecter la résorption radiculaire apicale par rapport à la radiographie panoramique, CBCT est un outil utile qui permet de déterminer si le médecin peut continuer ou modifier le traitement orthodontique (Dudic A et al. 2009). La méthode de segmentation établie ne se limite pas aux dents mandibulaires et maxillaires, mais peut s'appliquer à n'importe quel os ou à n'importe quelle racine dentaire, elle est fiable pour la segmentation 2D et 3D des cellules et des noyaux cellulaires, utile pour la segmentation et la visualisation d'un neurone dans le système visuel de la mouche domestique (Nandy K et al. 2013/ Anderson JR et al. 2005), cependant, lorsque nous utilisons la méthode semi-automatique ou la méthode manuelle, il se peut que certaines coupes ne soient pas bien segmentées là où l'interpolation a été effectuée; dans ce cas, la visualisation en 3D montrera les irrégularités du volume construit dans la visionneuse 3D, nous pouvons remédier à cette erreur en rectifiant et en affinant la segmentation sur la coupe affectée.

Dans notre étude, nous avons exclu toutes les sources d'artefacts tels que le « Rolling » considéré comme un type de mouvement qui affecte la qualité de l'image (Nardi C et al. 2016). Nous avons exclu les artefacts causés par les plombages radiculaires, nous avons également exclu toutes sortes d'artefacts métalliques parce que l'utilisateur de CBCT a des possibilités très limitées pour les réduire par le manque d'algorithmes appropriés (Pauwels R et al. 2013). Quelques études ont été menées sur la résorption radiculaire volumétrique; la segmentation et les mesures volumétrique des dents ont été réalisées avec le logiciel

Mimics V 16.0 (Materialise NV, Leuven, Belgique) cette étude est considérée comme la plus pertinente; le pourcentage de la perte de volume racinaire a été calculé en soustrayant le volume de la racine post expansion du volume de pré-expansion. Cependant, le volume total de la racine plus la couronne ont été mesurées (Dindaroğlu F et al. 2016). Dans notre étude pour calculer le volume de la racine, nous avons utilisé la jonction cémento-amélaire comme référence pour séparer la racine (comme région d'intérêt) de la couronne dentaire. Notre étude offre des perspectives prometteuses pour l'évaluation de toutes sortes de racines dentaires, nous avons utilisé deux méthodes de segmentation qui nous permettent de suivre et quantifier tout changement du volume de la racine ou os alvéolaires survenus lors du traitement orthodontique. Par conséquent, nous éliminons les effets des artefacts induits par les divergences entre la modélisation mathématique et le processus d'imagerie physique réel (Schulze R et al.201). Cette méthode sera utile pour toute perspective visant à évaluer la résorption radiculaire après un traitement orthodontique pour une grande taille d'échantillon.

5. Conclusion générale et perspectives

Comme il n'y a pas de différence statistique significative entre les deux méthodes utilisées pour les mesures de volume de l'os alvéolaires et comme ($ICC \geq 90$) nous concluons que la comparaison entre les mesures de volume par ImageJ en utilisant des images du CBCT sont précises et fiables.

L'utilisation de la stéréologie en utilisant le logiciel ImageJ (sur un ordinateur personnel) et des images CBCT fournit une approche semi-automatisée précise et fiable pour l'analyse quantitative du volume qui permet d'évaluer et de suivre le volume de la racine lorsqu'un traitement orthodontique est effectué, c'est aussi un outil pour la recherche et fournit une bonne visualisation 3D avec moins de complexité.

La segmentation semi-automatique en employant les images du CBCT fournissent des résultats précis et fiables pour l'analyse quantitative qui vont servir comme perspective pour le suivi du volume de l'os alvéolaire avec plusieurs patients, plusieurs CBCT et plusieurs dents quand un traitement orthodontique a eu lieu, elle fournira également un outil précieux dans la recherche.

Références

- 1 - A. G. Farman, "Applying DICOM to dentistry," *Journal of Digital Imaging*, vol. 18, no. 1, pp. 23-27, 2005.
- 2 - Abensur D, Temam-Abensu C et Missika P. Choix du plan de coupes et avantages du scanner en implantologie. *Rev Fr Odontostomatol* 1990;
- 3 - Abrahams JJ, Levine B. Expanded applications of DentaScan (multiplanar computerized tomography of the mandible and maxilla). *Int J Periodont Rest Dent* 1990;10:465-471.
- 4 - Ahlowalia MS, Patel S, Anwar HM, Cama G, Austin RS, Wilson R, Mannocci F (2013) Accuracy of CBCT for volumetric measurement of simulated periapical lesions. *Int Endod J* 46:538-46.
- 5 - Albrektsson T, Zarb G, Worthington P et Reiksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants. A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25
- 6 - Al-Hajeri M, Clarke M. Future trends in Picture Archiving and Communication System (PACS). *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2015;2015:6844-7.
- 7 - Al-Qawasmi RA, Hartsfield JK Jr, Everett ET, Flury L, Liu L, Foroud TM, Macri JV, Roberts WE (2003) Genetic predisposition to external apical root resorption. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123:242-52.
- 8 - Al-Qawasmi RA, Hartsfield JK Jr, Everett ET, Weaver MR, Foroud TM, Faust DM, Roberts WE (2006) Root resorption associated with orthodontic force in inbred mice: genetic contributions *Eur J Orthod* 28:13-9
- 9 - Alqerban A, Jacobs R, Fieuws S, Willems G. Comparison of two cone beam computed tomographic systems versus panoramic imaging for localization of impacted maxillary canines and detection of root resorption. *Eur J Orthod.* 2011 Feb;33(1):93-102.
- 10 - Altman DG. *Practical Statistics for Medical Research*. London: Chapman and Hall; 1991.

- 11 - Altunkaynak BZ, O'zbek E (2009) *Overweight and structural alterations of the liver in female rats fed a high-fat diet: a stereological and histological study. Turk J Gastroenterol 20, 93-103.*
- 12 - Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. *Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. Dentomaxillofac Radiol 28:245-248,1999.*
- 13 - Arita K., Hotokezaka H., Hashimoto M., Nakano-Tajima T., Kurohama T., Kondo T., Darendeliler M. A., Yoshida N. *Effects of diabetes on tooth movement and root resorption after orthodontic force application in rats Orthod Craniofac Res 2016; 19: 83-92.*
- 14 - Ascoli, G. A., Krichmar, J. L., Nasuto, S. J., and Senft, S. L. (2001) *Generation, description and storage of dendritic morphology data. Philos. Trans. R. Soc. Lond. B Biol. Sci. 356 (1412), 1131-1145.*
- 15 - Ballrick JW, Palomo JM, Ruch E, Amberman BD, Hans MG. *Image distortion and spatial resolution of a commercially available conebeam computed tomography machine. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;134(4):573-82.*
- 16 - Barrett JF, Keat N. *Artifacts in CT: recognition and avoidance. Radiographics 24:1679- 1691, 2004.*
- 17 - Bartling SH, Majdani O, Gupta R, Rodt T, Dullin C, Fitzgerald PF, Becker H. *Large scan field, high spatial resolution flat-panel detector based volumetric CT of the whole human skull base and for maxillofacial imaging. Dentomaxillofac Radiol 36:317-327, 2007.*
- 18 - Bellaiche N et Philippe B. *Imagerie en chirurgie reconstructrice pré-implantaire. Implantodontie 1999; 32:27-35.*
- 19 - Bender IB, Seltzer S. *Roentgenographic and direct observation of experimental lesions in bone: I. J Am Dent Assoc 1961; 62: 152-160.*
- 20 - Bert M et Missika P. *Implantologie chirurgicale et prothétique. Vélizy : Cdp, 1996.*

- 21 - Boeddinghaus R, Whyte A. *Current concepts in maxillofacial imaging. Eur J Radiol* 66:396-418, 2008.
- 22 - Borsotti M, Campadelli P, Schettini R. *Quantitative evaluation of color image segmentation results, Pattern Recognition Letters*, 1998, 19, p. 741-747.
- 23 - Branemark PI, Zarb GA et Albrektsson T. *Osseointegration in clinical dentistry. In: Branemark, ed. Tissue integrated prostheses. Chicago: Quintessence books, 1985:11-76.*
- 24 - Brezniak N, Goren S, Zoizner R, Dinbar A, Arad A, Wasserstein A, Heller M. *The use of an individual jig in measuring tooth length changes. Angle Orthod.* 2004;74: 780-785.
- 25 - Brezniak N, Goren S, Zoizner R, Dinbar A, Arad A, Wasserstein A, Heller M. *A comparison of three methods to accurately measure root length. Angle Orthod.* 2004;74:786-791.
- 26 - Brezniak N, Goren S, Zoizner R, Shochat T, Dinbar A, Wasserstein A, Heller M. *The accuracy of the cemento-enamel junction identification on periapical films. Angle Orthod.* 2004;74:496-500.
- 27 - Brezniak N, Wasserstein A. *Orthodontically induced inflammatory root resorption. Part I: The basic science aspects. Angle Orthod.* 2002;72:175-179.
- 28 - Brezniak N, Wasserstein A. *Orthodontically induced inflammatory root resorption. Part II: The clinical aspects. Angle Orthod.* 2002;72:180-184.
- 29 - Brezniak N, Wasserstein A. *Root resorption after orthodontic treatment: Part 2. Literature review. Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993;103:138-146.
- 30 - Brignardello-Petersen R. *Uncertainty about the accuracy of panoramic radiography for detecting asymptomatic apical lesions owing to limitations in a study assessing the performance of this method. J Am Dent Assoc.* 2017 Nov 11. pii: S0002-8177(17)30982-0.

- 31 - Brinkschulte M, Bienert-Zeit A, Lüpke M, Hellige M, Staszyc C, Ohnesorge B. Using semi-automated segmentation of computed tomography datasets for three-dimensional visualization and volume measurements of equine paranasal sinuses. *Vet Radiol Ultrasound*. 2013 Nov-Dec;54(6):582-90.
- 32 - C. Y. Lee, T. M. Koval, and J. B. Suzuki, "Low-dose radiation risks of computerized tomography and cone beam computerized tomography: reducing the fear and controversy," *Journal of Oral Implantology*, vol. 41, no. 5, pp. e223-e230, 2015.
- 33 - Canny, J., A Computational Approach To Edge Detection, *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 8:679-714 (1986).
- 34 - CARDOSO J. S., CORTO-REAL L., Toward a generic evaluation of image segmentation, *IEEE trans. on Image Processing*, 14(11), p. 1773-1782, 2005.
- 35 - Carlos a. Mandarim-de-lacerda. Stereological tools in biomedical research. *An Acad Bras Cienc*. 2003 Dec; 75(4):469-86.
- 36 - Cavezian R et Pasquet G. *Imagerie dento-maxillaire : Approche radio-clinique*. Paris : Masson ,2001
- 37 - Chabrier s., rosenberger c., laurent h., emile b., marché P., Evaluating the segmentation result of a gray-level image, In 12th EUSIPCO, Vienne, Austria, september 2004.
- 38 - Chalana v, kim y, A methodology for evaluation of boundary detection algorithms on medical images, *IEEE Trans. on Medical Imaging*, 16(5), p. 642-652, 1997
- 39 - Chan EK, Darendeliler MA (2004). Exploring the third dimension in root resorption. *Orthod Craniofac Res* 7:64-70.
- 40 - Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*, 2nd edn. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates; 1988.
- 41 - Conor DURACK. Shanon PATEL. Cone Beam Computed Tomography in Endodontics. *Braz Dent J* (2012) 23(3): 179-191.

- 42 - Corbet EF, Ho DK, Lai SM. Radiographs in periodontal disease diagnosis and management. *Aust Dent J* 2009; 54 Suppl 1:S27-43.
- 43 - D. L. Lacey, E. Timms, H.-L. Tan et al., "Osteoprotegerin ligand is a cytokine that regulates osteoclast differentiation and activation," *Cell*, vol. 93, no. 2, pp. 165-176, 1998
- 44 - D. M. Anderson, E. Maraskovsky, W. L. Billingsley et al., "A homologue of the TNF receptor and its ligand enhance T-cell growth and dendritic-cell function," *Nature*, vol. 390, no. 6656, pp. 175-179, 1997
- 45 - D. R. Periago, W. C. Scarfe, M. Moshiri, J. P. Scheetz, A. M. Silveira, and A. G. Farman, "Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program," *Angle Orthodontist*, vol. 78, no. 3, pp. 387-395, 2008.
- 46 - D. Zhao, S. Zhang, X. Chen et al., "Evaluation of periodontitis and bone loss in patients undergoing hemodialysis," *Journal of Periodontology*, vol. 85, no. 11, pp. 1515-1520, 2014.
- 47 - Dandrau J-P, Pharaboz G et Bellavoior A. Le dentascan en implantologie dentaire. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1992; 93(4):263-266.
- 48 - Dindaro?lu F, Do?an S (2016) Evaluation and comparison of root resorption between tooth borne and tooth-tissue borne rapid maxillary expansion appliances: A CBCT study. *Angle Orthod* 86:46-52.
- 49 - Donazzan M et Ramez J. Imagerie radiologique moderne en implantologie orale (1 ère partie). *Implantodontie* 1994; 14/15:5-16.
- 50 - Dove SB. UTHSCSA ImageTool: Version 3.0 Final is here. Available from: <http://www.compdent.uthscsa.edu/dig/itdesc>.
- 51 - Draenert FG, Copenrath E, Herzog P, Müller S, Mueller-Lisse UG. Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. *Dentomaxillofac Radiol* 36:198-203, 2007.
- 52 - Draenert FG, Erbe C, Zenglein V, et al. 3D analysis of condylar position after sagittal split osteotomy of the mandible in mono- and bimaxillary

- orthognathic surgery - a methodology study in 18 patients. J Orofac Orthop 2010; 71: 421-9.*
- 53 - *du Bois AH, Kardachi B, Bartold PM. Is there a role for the use of volumetric cone beam computed tomography in periodontics? Aust Dent J 2012; 57 Suppl 1:103-8.*
- 54 - *Dudic A, Giannopoulou C, Leuzinger M, Kiliaridis S. Detection of apical root resorption after orthodontic treatment by using panoramic radiography and cone-beam computed tomography of super-high resolution. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009 Apr;135(4):434-7.*
- 55 - *E. Storey, "Th nature of tooth movement," Th American Journal of Orthodontics, vol. 63, no. 3, pp. 292-314, 1973.*
- 56 - *E. Storey, "Tissue response to the movement of bones," The American Journal of Orthodontics, vol. 64, no. 3, pp. 229-247, 1973.*
- 57 - *European Commission (EC). Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exposures. Radiation Protection 109. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities; 1999a.*
- 58 - *F. A. Quereshy, G. Barnum, C. Demko et al., "Use of cone beam computed tomography to volumetrically assess alveolar clef defects-preliminary results," Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, vol. 70, no. 1, pp. 188-191, 2012.*
- 59 - *Fanucci E, Leporace M, Di Costanzo G, Fiaschetti V, Simonetti G. Multidetector CT and dentascan software: dosimetric evaluation and technique improvement. Radiol Med. 2006 Feb;111(1):130-8.*
- 60 - *Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. J Opt Soc Am A 1984; 612-619.*
- 61 - *Feller L, Khammissa RA, Thomadakis G, Fourie J, Lemmer J. Apical External Root Resorption and Repair in Orthodontic Tooth Movement: Biological Events. Biomed Res Int. 2016;2016:4864195. doi: 10.1155/2016/4864195.*

- 62 - Finotti M, Gracco A, Del Torre M, Siviero L, de Stefani A, Bruno G. The use of computer-assisted corticotomy to enhance surgical procedures. *Int Orthod*. 2017 Sep;15(3):498-514.
- 63 - Gegler A, Fontanella V. In vitro evaluation of a method for obtaining periapical radiographs for diagnosis of external apical root resorption. *Eur J Orthod*. 2008;30:315-319
- 64 - Giavarina D. Understanding Bland Altman analysis. *Biochemia Medica*. 2015; 25(2):141-151
- 65 - Gonzales C, Hotokezaka H, Yoshimatsu M, Yozgatan JH, Darendeliler MA, Yoshida N (2008) Force magnitude and duration effects on amount of tooth movement and root resorption in the rat molar. *Angle Orthod* 78:502-9.
- 66 - Grauer D, Cevidanes LS, Proffit WR. Working with DICOM craniofacial images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136: 460-70.
- 67 - Greenstein G. Subgingival irrigation - An adjunct to periodontal therapy. Current status and future directions. *J Dent Hyg* 1990; 64:389-97.
- 68 - Gupta R, Grasruck M, Suess C, Bartling SH, Schmidt B, Stierstorfer K, Popescu S, Brady T, Flohr T. Ultra-high resolution flat-panel volume CT: fundamental principles, design architecture, and system characterization. *Eur Radiol* 16:1191-1205, 2006.
- 69 - H. Kitaura, P. Zhou, H.-J. Kim, D. V. Novack, F. P. Ross, and S. L. Teitelbaum, "M-CSF mediates TNF-induced inflammatory osteolysis," *The Journal of Clinical Investigation*, vol. 115, no. 12, pp. 3418-3427, 2005.
- 70 - H. Kodama, M. Nose, S. Niida, and A. Yamasaki, "Essential role of macrophage colony stimulating factor in the osteoclast differentiation supported by stromal cells," *The Journal of Experimental Medicine*, vol. 173, no. 5, pp. 1291- 294, 1991
- 71 - H. Yasuda, N. Shima, N. Nakagawa et al., "Osteoclast differentiation factor is a ligand for osteoprotegerin/ osteoclastogenesisinhibitory factor and

- is identical to TRANCE/RANKL," Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, vol. 95, no. 7, pp. 3597-3602, 1998.*
- 72 - H.-J. Langen, R. Fuhrmann, P. Diedrich, and R. W. Gunther, "Diagnosis of infra-alveolar bony lesions in the dentate alveolar process with high-resolution computed tomography. Experimental results," *Investigative Radiology*, vol. 30, no. 7, pp. 421-426, 1995
- 73 - Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 95:371-377, 2003.
- 74 - Hausmann E. Radiographic and digital imaging in periodontal practice. *J Periodontol* 2000;71:497-503.
- 75 - Hellén-Halme K, Nilsson M, Petersson A. Effect of monitors on approximal caries detection in digital radiographs: standard versus precalibrated DICOM part 14 displays: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 107: 716-20.
- 76 - Holberg C, Steinhäuser S, Geis P, Rudzki-Janson I. Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. *J Orofac Orthop* 66:434-444, 2005.
- 77 - Indrajit IK. Digital imaging and communications in medicine: A basic review. *Indian J Radiol Imaging* 2007; 17: 5-7.
- 78 - International Commission on Radiological Protection. 1990 *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60. Ann ICRP* 1991;21:1-201.
- 79 - Jeffcoat MK. Radiographic methods for the detection of progressive alveolar bone loss. *J Periodontol* 1992; 63:367-72.
- 80 - Jyothikiran H, Shanthara JR, Subbiah P, et al. Craniofacial imaging in orthodontics--past present and future. *Int J Orthod (Milwaukee)* 2014; 25: 21-6.

- 81 - K. De Faria Vasconcelos, K. M. Evangelista, C. D. Rodrigues, C. Estrela, T. O. De Sousa, and M. A. G. Silva, "Detection of periodontal bone loss using cone beam CT and intraoral radiography," *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 41, no. 1, pp. 64-69, 2012.
- 82 - K. Yokoya, T. Sasaki, and Y. Shibasaki, "Distributional changes of osteoclasts and pre-osteoclastic cells in periodontal tissues during experimental tooth movement as revealed by quantitative immunohistochemistry of H(+)-ATPase," *Journal of Dental Research*, vol. 76, no. 1, pp. 580-587, 1997.
- 83 - K.-Y.Nahm, J.-H.Kang, S.-C. Moon et al., "Alveolar bone loss around incisors in Class I bidentoalveolar protrusion patients: a retrospective three-dimensional cone beam CT study," *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 41, no. 6, pp. 481-488, 2012.
- 84 - Kang SW, Lee WJ, Choi SC, Lee SS, Heo MS, Huh KH, Kim TI, Yi WJ. Volumetric quantification of bone-implant contact using micro-computed tomography analysis based on region-based segmentation. *Imaging Sci Dent*. 2015 Mar;45(1):7-13.
- 85 - Katona TR. Flaws in root resorption assessment algorithms: role of tooth shape. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*.2006; 130:698, e19-e27.
- 86 - Katona TR. The flaws in tooth root resorption assessment algorithms: the role of source position. *Dentomaxillofac.Radiol*.2007; 36:311-316.
- 87 - Katsumata A, Hirukawa A, Noujeim M, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Ariji E, Langlais RP. Image artifact in dental cone-beam CT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 101:652-657, 2006.
- 88 - Kitaura H, Kimura K, Ishida M, Sugisawa H, Kohara H, Yoshimatsu M, Takano-Yamamoto T. Effect of cytokines on osteoclast formation and bone resorption during mechanical force loading of the periodontal membrane.*ScientificWorldJournal*. 2014 Jan 19;2014:617032. doi: 10.1155/2014/617032. eCollection 2014.
- 89 - Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited conebeam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19:228-231.

- 90 - Kreich EM, Chibinski AC, Coelho U, Wambier LS, Zedebski RD, de Moraes ME, de Moraes LC. *A posteriori registration and subtraction of periapical radiographs for the evaluation of external apical root resorption after orthodontic treatment.* *Imaging Sci Dent.* 2016 Mar;46(1):17-24.
- 91 - L. A. Feldkamp, L. C. Davis, and J. W. Kress, "Practical conebeam algorithm," *Journal of the Optical Society of America A*, vol. 1, no. 6, pp. 612-619, 1984
- 92 - L. N. Shiratori, J. Marotti, J. Yamanouchi, I. Chilvarquer, I. Contin, and P. Tortamano-Neto, "Measurement of buccal bone volume of dental implants by means of cone-beam computed tomography," *Clinical Oral Implants Research*, vol. 23, no. 7, pp. 797-804, 2012.
- 93 - Leach HA, Ireland AJ, Whaites EJ. *Radiographic diagnosis of root resorption in relation to orthodontics.* *Br Dent J.* 2001; 190:16-22.
- 94 - Leclercq E, Khayat P et Missika P. *Fiabilité des mesures verticales sur cliché panoramique lors de l'étude pré-implantaire.* *Rev Odontostomatol* 2002;31(1):5-17.
- 95 - Lee CY 2015, Koval TM, Suzuki JB. *Low-dose radiation risks of computerized tomography and cone beam computerized tomography: reducing the fear and controversy.* *Journal of Oral Implantology.* 2015;41(5):e223-230.
- 96 - Lee SJ, Messer H. *Radiographic appearance of artificially prepared periapical lesions confined to cancellous bone.* *Int Endod J* 1986; 19: 64-72.
- 97 - Leng S, Zambelli J, Tolakanahalli R, Nett B, Munro P, Star-Lack J, Paliwal B, Chen GH. *Streaking artifacts reduction in four-dimensional cone-beam computed tomography.* *Med Phys* 35:4649-4659, 2008.
- 98 - Levander E, Malmgren O, Eliasson S (1994) *Evaluation of root resorption in relation to two orthodontic treatment regimes. A clinical experimental study.* *Eur J Orthod* 16:223-8.
- 99 - Li G, Engström PE, Nasström K, Lü ZY, Sanderink G, Welander U. *Marginal bone levels measured in film and digital radiographs corrected for*

- attenuation and visual response: An in vivo study. Dentomaxillofac Radiol 2007; 36:7-11.*
- 100 - Li W, Chen F, Zhang F, Ding W, Ye Q, Shi J, Fu B (2013) Volumetric measurement of root resorption following molar mini-screw implant intrusion using cone beam computed tomography. *PLoS One 8:e60962.*
- 101 - Linge L, Linge BO (1991) Patient characteristics and treatment variables associated with apical root resorption during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop 99:35-43.*
- 102 - Linsenmaier U, Rock C, Euler E, Wirth S, Brandl R, Kotsianos D, Mutschler W, Pfeifer KJ. Three-dimensional CT with a modified C-arm image intensifier: feasibility. *Radiology 224:286-292, 2002.*
- 103 - Liviu Feller, Razia A. G. Khammissa, George Thomadakis, Jeanine Fourie, and Johan Lemmer, "Apical External Root Resorption and Repair in Orthodontic Tooth Movement: Biological Events," *BioMed Research International*, vol. 2016, Article ID 4864195, 7 pages, 2016.
- 104 - Llamas-Carreras JM, Amarilla A, Espinar-Escalona E, et al. External apical root resorption in maxillary root-filled incisors after orthodontic treatment: A split-mouth design study. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal. 2012;17(3):e523-e527.*
- 105 - Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Ekestubbe A, Helmrot E, Groöndahl K. Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. *Dentomaxillofac Radiol. 2008;37: 72-79.*
- 106 - Loubele M, Guerrero ME, Jacobs R, Suetens P, van Steenberghe D. A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. *Int J Oral Maxillofac Implants 22:446-454, 2007.*
- 107 - Loubele M, Maes F, Schutyser F, Marchal G, Jacobs R, Suetens P. Assessment of bone segmentation quality of cone-beam CT versus multislice spiral CT: a pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.2006; 102:225-234.*

- 108 - 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.* 2006;35:219-226.
- 109 - 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.
- 110 - Lund H, Gröndahl K, Gröndahl HG. Cone beam computed tomography evaluations of marginal alveolar bone before and after orthodontic treatment combined with premolar extractions. *Eur J Oral Sci.* 2012 Jun;120(3):201-11.
- 111 - Lund H, Gröndahl K, Gröndahl HG. Cone beam computed tomography for assessment of root length and marginal bone level during orthodontic treatment. *Angle Orthod.* 2010 May;80(3):466-73.
- 112 - M. K. Jeffcoat, "Current concepts in periodontal disease testing," *The Journal of the American Dental Association*, vol. 125, no. 8, pp. 1071-1078, 1994.
- 113 - M. S. Reddy, "Radiographic methods in the evaluation of periodontal therapy," *Journal of Periodontology*, vol. 63, no. 12, supplement, pp. 1078-1084, 1992.
- 114 - M. Sheikhi, S. Ghorbanizadeh, M. Abdinian, H. Goroohi, and H. Badrian, "Accuracy of linear measurements of galileos cone beam computed tomography in normal and different head positions," *International Journal of Dentistry*, vol. 2012, Article ID 214954, 6 pages, 2012.
- 115 - M. Yoshimatsu, Y. Shibata, H. Kitaura et al., "Experimental model of tooth movement by orthodontic force in mice and its application to tumor necrosis factor receptor-deficient mice," *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, vol. 24, no. 1, pp. 20-27, 2006
- 116 - Malmgren O, Goldson L, Hill C, Orwin A, Petrini L, Lundberg M. Root resorption after orthodontic treatment of traumatized teeth. *Am J Orthod.* 1982;82:487-491.

- 117 - Marcos R, Monteiro R.A, Rocha E. *The use of design-based stereology to evaluate volumes and numbers in the liver: a review with practical guidelines.* *J. Anat.* 2012;220:303-317.
- 118 - McNab S, Battistutta D, Taverne A, Symons AL (1999) *External apical root resorption of posterior teeth in asthmatics after orthodontic treatment.* *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 116:545-51.
- 119 - Meriot P, Kaczmarek R, Colin D et coll. *Tomodensitométrie en parodontie et en implantologie.* *Actual Odontostomatol (Paris)* 1993;182:239-249.
- 120 - Michel RP and Cruz-Orive LM. 1988. *Application of the Cavalieri principle and vertical sections method to lung: estimation of volume and pleural surface area.* *J Microsc* 150 (Pt 2): 117-136.
- 121 - Mischkowski RA, Pulsfort R, Ritter L, Neugebauer J, Brochhagen HG, Keeve E, Zo"ller J. *Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging.* *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;104:551-559.
- 122 - Mohan R, Singh A, Gundappa M. *Three-dimensional imaging in periodontal diagnosis-Utilization of cone beam computed tomography.* *J Indian Soc Periodontol* 2011; 15:11 -7.
- 123 - Mol A, Balasundaram A. *In vitro cone beam computed tomography imaging of periodontal bone.* *Dentomaxillofac Radiol* 2008; 37:319-24.
- 124 - Mol A. *Imaging methods in periodontology.* *Periodontol* 2000 2004; 34:34-48.
- 125 - Molen AD. *Considerations in the use of cone-beam computed tomography for buccal bone measurements.* *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137:S130-5.
- 126 - Monnier JP et Tubiana JM. *Pratique des techniques du radiodiagnostic.* Paris : Masson,1985.
- 127 - Morant JJ, Salvadó M, Hernández-Girón I, Casanovas R, Ortega R, Calzado A. *Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult*

- reference computational phantoms. *Dentomaxillofac Radiol.* 2013;42(3):92555893.
- 128 - Mori I, Machida Y, Osanai M, Iinuma K. doi: 10.1007/s12194-012-0179-9. Epub 2012 Oct 10. Photon starvation artifacts of X-ray CT: their true cause and a solution. *Radiol Phys Technol.* 2013 Jan;6(1):130-41.
- 129 - Mouton PR. 2002. *Principles and practices of unbiased stereology. An introduction for bioscientist.* Baltimore: John Hopkins University Press, 214 p.
- 130 - Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 8:1558-1564, 1998.
- 131 - Mupparapu M, Binder RE, Cummins JM, et al. Implementation of a Digital Radiographic Image Acquisition and Retrieval System (DRIARS) using a wireless network in an orthodontic department. *J Contemp Dent Pract* 2008; 9: 115-23.
- 132 - Muramitsu C, Takahashi R, Hayashi T, Hara T, Fukui T, Katsumata A, Fujita H. Quantitative evaluation of alveolar bone resorption on dental panoramic radiographs by standardized dentition image transformation and probability estimation. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2016:1038-1041.
- 133 - Nahmias M, Boralevi S. Apport de l'imagerie en coupe en implantologie : Dentscan et Scanora. *Actual Odontostomatol (Paris)* 1993;181:91-107.
- 134 - Nair MK, Pettigrew JC Jr, Loomis JS, et al. Enterprise-wide implementation of digital radiography in oral and maxillofacial imaging: the University of Florida Dentistry System. *J Digit Imaging* 2009; 22: 232-41.
- 135 - Nandy K, Kim J, McCullough DP, McAuliffe M, Meaburn KJ, Yamaguchi TP, Gudla PR, Lockett SJ (2013) Segmentation and quantitative analysis of individual cells in developmental tissues. *Methods Mol Biol* 1092:235-53.

- 136 - Nanthagopal AP, Rajamony RS. A region-based segmentation of tumour from brain CT images using nonlinear support vector machine classifier. *J Med Eng Technol.* 2012 Jul;36(5):271-7.
- 137 - Na-Young Chang, Jae Hyun Park, Mi-Young Lee, Jin-Woo Cho, Jin-Hyoung Cho, Ki-Yong An, and Jong-Moon Chae (2016) Orthodontic Treatment of Maxillary Incisors with Severe Root Resorption Caused by Bilateral Canine Impaction in a Class II Division 1 Patient. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry: Spring 2016, Vol. 40, No. 2, pp. 161-168.*
- 138 - Anderson JR, Barrett SF, Wilcox MJ (2005) The segmentation and visualization of a neuron in the housefly's visual system. *Biomed Sci Instrum.* 41:235-40.
- 139 - Neves FS, de Freitas DQ, Campos PS, de Almeida SM, Haiter-Neto F. In vitro comparison of cone beam computed tomography with different voxel sizes for detection of simulated external root resorption. *J Oral Sci.* 2012 Sep;54(3):219-25.
- 140 - Nishioka M, Ioi H, Nakata S, Nakasima A, Counts A (2006) Root resorption and immune system factors in the Japanese. *Angle Orthod* 76:103-8.
- 141 - Ohtsuka M, Nakamoto T, Konishi M, et al. Experience of using a filmless system in dental practice at Hiroshima University Hospital, a former university dental hospital. [Article in Japanese] *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi* 2011; 67: 673-8.
- 142 - P. Eickholz and E. Hausmann, "Accuracy of radiographic assessment of interproximal bone loss in intrabony defects using linear measurements," *European Journal of Oral Sciences*, vol. 108, no. 1, pp. 70-73, 2000.
- 143 - P. Mozzo, C. Procacci, A. Tacconi, P. T. Martini, and I. A. Bergamo Andreis, "A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results," *European Radiology*, vol. 8, no. 9, pp. 1558-1564, 1998.
- 144 - Paatero YV. Pantomography in theory and use. *Acta Radiol* 41:321-335, 1954.

- 145 - Pakbaznejad Esmaeili E, Waltimo-Sirén J, Laatikainen T, Haukka J, Ekholm M. Application of segmented dental panoramic tomography among children: positive effect of continuing education in radiation protection. *Dentomaxillofac Radiol.* 2016 May 23:20160104.
- 146 - Park JC, Zhang H, Chen Y, Fan Q, Kahler DL, Liu C, Lu B. Priori mask guided image reconstruction (p-MGIR) for ultra-low dose cone-beam computed tomography. *Phys Med Biol.* 2015 Nov 7;60(21):8505-24
- 147 - Parker RJ, Harris EF (1998) Directions of orthodontic tooth movements associated with external apical root resorption of the maxillary central incisor. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 114:677-83.
- 148 - Pasquet G et Cavezian R. Bilan radiologique pré-implantaire : techniques actuelles et d'avenir. *Actual Odontostomatol (Paris)* 1987;160:777-786.
- 149 - Peltonen LI, Aarnisalo AA, Kortensniemi MK, Suomalainen A, Jero J, Robinson S. Limited cone-beam computed tomography imaging of the middle ear: a comparison with multislice helical computed tomography. *Acta Radiol* 48:207-212, 2007.
- 150 - Pharoah MJ (Eds). *Oral Radiology Principles and Interpretation*. St. Louis, Missouri, USA: Mosby Elsevier; 2008, p. 207-212. ISBN: 978-0-323-04983-2.
- 151 - Pignol JF et Gibert P. Intérêt du Scanora orthopantomographe de la nouvelle génération en implantologie endo-osseuse. *Actual Odontostomatol (Paris)* 1993;181:57-71.
- 152 - Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. Accuracy of three-dimensional measurements using conebeam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006;35:410-416.
- 153 - Ponder SN, Benavides E, Kapila S, Hatch NE (2013) Quantification of external root resorption by low- vs highresolution cone-beam computed tomography and periapical radiography: A volumetric and linear analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 143:77-91.

- 154 - R. Al Batran, F. H. Al Bayaty, and M. M. Al Obaidi, "In-vivo effect of andrographolide on alveolar bone resorption induced by *Porphyromonas gingivalis* and its relation with antioxidant enzymes," *BioMed Research International*, vol. 2013, Article ID 276329, 5 pages, 2013.
- 155 - R. Schulze, U. Heil, D. Groß et al., "Artefacts in CBCT: a review," *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 40, no. 5, pp. 265-273, 2011.
- 156 - Rafiuddin S, YG PK, Biswas S, Prabhu SS, BM C, MP R. Iatrogenic Damage to the Periodontium Caused by Orthodontic Treatment Procedures: An Overview. *The Open Dentistry Journal*. 2015;9:228-234. doi:10.2174/1874210601509010228.
- 157 - Raichur PS, Setty SB, Thakur SL, Naikmasur VG. Comparison of radiovisiography and digital volume tomography to direct surgical measurements in the detection of infrabony defects. *J Clin Exp Dent* 2012; 4:e43-7.
- 158 - Raoof M, Haghani J, Ebrahimi M. Evaluation of horizontal magnification on panoramic images. *Indian J Dent Res*. 2013 May-Jun;24(3):294-7.
- 159 - Reddy MS. Radiographic alveolar bone change as an outcome measure for therapies that inhibit bone loss or foster bone gain. *J Int Acad Periodontol*. 2005 Oct;7(4 Suppl):175-88
- 160 - Ren Y, Maltha JC, Liem RS, Stokroos I, Kuijpers-Jagtman AM (2008) Age-dependent external root resorption during tooth movement in rats. *Acta Odontol Scand* 66:93-8.
- 161 - Renouard F. Utilisation du scanner et des maquettes Scanlam dans le bilan pré-implantaire. *J Parodontol* 1991; 10:145-152.
- 162 - Robinson S, Suomalainen A, Kortensniemi M. μ -CT. *Eur J Radiol* 56:185-191, 2005
- 163 - Rubio Serrano M, Albalat Estela S, Peñarrocha Diago M, et al. Software applied to oral implantology: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2008; 13: E661-5.

- 164 - S. Phothikhun, S. Suphanantachat, V. Chuenchompoonut, and K. Nisapakultorn, "Cone-beam computed tomographic evidence of the association between periodontal bone loss and mucosal thickening of the maxillary sinus," *Journal of Periodontology*, vol. 83, no. 5, pp. 557-564, 2012.
- 165 - S. Uematsu, M. Mogi, and T. Deguchi, "Interleukin (IL)-1?? IL-6, tumor necrosis factor-??epidermal growth factor, and ??- microglobulin levels are elevated in gingival crevicular fluid during human orthodontic tooth movement," *Journal of Dental Research*, vol. 75, no. 1, pp. 562-567, 1996
- 166 - Sahin B, Ergur H (2006) Assessment of the optimum section thickness for the estimation of liver volume using magnetic resonance images: a stereological gold standard study. *Eur J Radiol* 27, 96-101.
- 167 - Sameshima GT, Sinclair PM (2001) Predicting and preventing root resorption: part I. Diagnostic factors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119:505-10.
- 168 - Sameshima GT, Sinclair PM (2001) Predicting and preventing root resorption: part II. Treatment factors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119:511 -5.
- 169 - Sarazin L, Teman G, Lacan A et Sarazin G. Indications du Dentascanner en odontologie. *Rev Odontostomatol* 2002; 31:109-123.
- 170 - Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am*. 2008 Oct;52(4):707-30
- 171 - Scherle W. 1970. A simple method for volumetry of organs in quantitative stereology. *Mikroskopie* 26:57-60
- 172 - Schulze D, Blessmann M, Pohlenz P, Wagner KW, Heiland M. Diagnostic criteria for the detection of mandibular osteomyelitis using cone-beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 35:232-235, 2006.
- 173 - SEDENTEXCT. Radiation Protection: Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology. Provisional Guidelines 2009 (v1.1 May 2009). [Accessed August 6th 2009].

- 174 - See, for example, references contained in G. T. Herman, *Image Reconstruction from Projections* (Academic, New York, 1980), Chap. 14.
- 175 - Shapiro, Linda G. & Stockman, George C. (2002). "Computer Vision". Prentice Hall. ISBN 0-13-030796-3.
- 176 - Shoha RR, Dowson J, Richards AG. Radiographic interpretation of experimentally produced bony lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1974; 38: 294-303.
- 177 - Siewerdsen JH, Jaffray DA. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: magnitude and effects of x-ray scatter. *Med Phys* 28:220-231, 2001.
- 178 - Siotia J, Gupta SK, Acharya SR, Saraswathi V. Diagnostic ability of computed tomography using DentaScan software in endodontics: case reports. *Int J Comput Dent*. 2011;14(4):321-34.
- 179 - Spiekermann H. *Color of Dental Medicine: Implantology*. New York : Thieme, 1995.
- 180 - Stratemann SA, Huang JC, Maki K, Miller AJ, Hatcher DC. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofac Radiol*. 2008;37: 80-93.
- 181 - Suomalainen A, Vehmas T, Kortensniemi M, Robinson S, Peltola J. Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology* 2008; 37:10-17.
- 182 - T. Notomi, S. J. Lee, N. Okimoto et al., "Effcts de résistance entraînement physique sur la masse, la force et le chiffre d'affaires de l'os chez le rat en croissance," *European Journal of Applied Physiology*, vol. 82, no. 4, pp. 268-274, 2000.
- 183 - T. Suda, N. Takahashi, and T. J. Martin, "Modulation of osteoclast differentiation," *Endocrine Reviews*, vol. 13, no. 1, pp. 66-80, 1992.
- 184 - T. Takano-Yamamoto, T. Takemura, Y. Kitamura, and S. Nomura, "Site-specific expression of mRNAs for osteonectin, osteocalcin, and osteopontin revealed by in situ hybridization in rat periodontal

- ligament during physiological tooth movement," Th Journal of Histochemistry and Cytochemistry, vol. 42, no. 7, pp. 885-896, 1994.*
- 185 - *Takeshita WM, Vessoni Iwaki LC, Da Silva MC, Filho LI, Queiroz Ade F, Geron LB. Comparison of the diagnostic accuracy of direct digital radiography system, filtered images, and subtraction radiography. Contemp Clin Dent 2013;4:338-42.*
- 186 - *Takeshita WM, Vessoni Iwaki LC, Da Silva MC, Tonin RH. Evaluation of diagnostic accuracy of conventional and digital periapical radiography, panoramic radiography, and cone-beam computed tomography in the assessment of alveolar bone loss. Contemp Clin Dent. 2014 Jul;5(3):318-23.*
- 187 - *The 16 different thresholding methods available in the Image .Adjust . Threshold... [T] tool were implemented by Gabriel Landini.*
- 188 - *Tirrell BC, Miles DA, Brown Jr CE, Legan JJ. Interpretation of chemically created lesions using direct digital imaging. J Endod 1996; 22: 74-78.*
- 189 - *Tsiklakis K, Donta C, Gavala S, Karayianni K, Kamenopoulou V, Hourdakakis CJ. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose cone beam CT. Eur J Radiol. 2005;56: 413-417.*
- 190 - *Tyndall DA, Rathore S. Cone-beam CT diagnostic applications: Caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. Dent Clin North Am 2008;52:825-41.*
- 191 - *V. Krishnan and Z. Davidovitch, "On a path to unfolding the biological mechanisms of orthodontic tooth movement," Journal of Dental Research, vol. 88, no. 7, pp. 597-608, 2009.*
- 192 - *Van Dessel J, Nicolielo LF, Huang Y, Coudyzer W, Salmon B, Lambrichts I, Jacobs R. Accuracy and reliability of different cone beam computed tomography (CBCT) devices for structural analysis of alveolar bone in comparison with multislice CT and micro-CT. Eur J Oral Implantol. 2017;10(1):95-105.*
- 193 - *Vining E, Friedman CD, Abrahams JJ, Lowlicht R. Diagnosis of oroantral ®stula using DentaScan. Poster presentation at the American Academy*

- of Otolaryngology - Head and Neck Surgery, San Diego, CA, September 1990.*
- 194 - Wang Y, He S, Yu L, Li J, Chen S (2011) Accuracy of volumetric measurement of teeth in vivo based on cone beam computer tomography. *Orthod Craniofac Res* 14:206-12.
- 195 - Weibel ER. 1979. *Stereological Methods. Practical methods for biological morphometry.* London: Academic Press, 415 p.
- 196 - Weiland F (2003) Constant versus dissipating forces in orthodontics: the effect on initial tooth movement and root resorption. *Eur J Orthod* 25:335-42.
- 197 - White SC, Pharoah MJ. The evolution and application of dental maxillofacial imaging modalities. *Dent Clin North Am* 52:689-705, v., 2008.
- 198 - Wong BK, Leichter JW, Chandler NP, Cullinan MP, Holborow DW. Radiographic study of ethnic variation in alveolar bone height among New Zealand dental students. *J Periodontol* 2007;78:1070-4
- 199 - Workman A, Brettle DS. Physical performance measures of radiographic imaging systems. *Dentomaxillofac Radiol* 26:139-146, 1997.
- 200 - Xie S, Li C2, Li H, Ge Q. A level set method for cupping artifact correction in cone-beam CT. *Med Phys.* 2015 Aug;42(8):4888-95
- 201 - Y. Arai, E. Tammissalo, K. Iwai, K. Hashimoto, and K. Shinoda, "Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use," *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 28, no. 4, pp. 245-248, 1999
- 202 - Y. Kim, J. U. Park, and Y. A. Kook, "Alveolar bone loss around incisors in surgical skeletal class III patients," *The Angle Orthodontist*, vol. 79, no. 4, pp. 676-682, 2009.
- 203 - Y. Kobayashi, F. Hashimoto, H. Miyamoto et al., "Force-induced osteoclast apoptosis in vivo is accompanied by elevation in

- transforming growth factor and osteoprotegerin expression," Journal of Bone and Mineral Research, vol. 15, no. 10, pp. 1924-1934, 2000.*
- 204 - *Y. Kodama, Y. Umemura, S. Nagasawa et coll., "L'exercice et l'augmentation de la charge mécanique formation osseuse périostique et la résistance osseuse entière dans C57BL / 6J, mais pas chez les souris C3H / HeJ," Calcifid Tissue International, vol . 66, no. 4, pp. 298 306, 2000.*
- 205 - *Y. Ohba, T. Ohba, K. Terai, and K. Moriyama, "Expression of cathepsin K mRNA during experimental tooth movement in rat as revealed by in situ hybridization," Archives of Oral Biology, vol. 45, no. 1, pp. 63-69, 2000.*
- 206 - *Y.A. Kook, G. Kim, and Y. Kim, "Comparison of alveolar bone loss around incisors in normal occlusion samples and surgical skeletal Class III patients," Angle Orthodontist, vol. 82, no. 4, pp. 645-652, 2012.*
- 207 - *Yanagisawa K, Abrahams JJ, Friedman CD. DentaScan: a new imaging method for the maxilla and mandible. Presented at the New England Otolaryngological Society, Boston, MA, October 1990.*
- 208 - *Ye N, Jian F, Lai W (2013) Effect of voxel size and partial volume effect on accuracy of tooth volumetric measurements with cone beam CT. Dentomaxillofac Radiol 42:20130070.*
- 209 - *Zhigeng Pan, Jianfeng Lu, "A Bayes-Based Region-Growing Algorithm for Medical Image Segmentation", Computing in Science & Engineering, vol.9, no. 4, pp. 32-38, July/August 2007.*

Résumé

Objectif :

Le but de cette étude est d'évaluer l'exactitude et la fiabilité des images du CBCT pour une quantification du volume de l'os alvéolaire, et les racines dentaires, pour une perspective des mesures de l'os alvéolaire autour des dents après un traitement orthodontique.

Matériels et méthodes :

L'étude in vitro a été faite en utilisant un crâne sec d'un jeune mouton, et les images CBCT d'un patient anonyme dont les critères des dents sont définis comme suit: vingt racines non endommagées, de forme ordinaire, sans traitement orthodontique et sans artefacts. Pour les mesures du volume de l'os alvéolaire; l'exactitude et la fiabilité ont été évaluées respectivement en utilisant le test de Student et Coefficient de Corrélation Intra-classe (CCI). Pour les mesures des volumes des racines dentaires, elles ont été comparées en utilisant la segmentation manuelle et la segmentation semi-automatisée, toutes les données ont été testées pour la normalité en utilisant le test de Shapiro-Wilk, les données ont été analysées en utilisant l'analyse de Bland-Altman pour comparer l'agrément entre les méthodes, le coefficient de corrélation intraclasse pour évaluer la fiabilité interobservateur et le coefficient de corrélation de Pearson pour estimer l'intensité de la liaison entre les variables.

Résultats :

Les mesures de volume du modèle en acrylique à l'aide de la méthode manuelle et la méthode utilisant ImageJ n'ont révélé aucune différence significative. La fiabilité inter-observateurs de la segmentation semi-automatisée et de la segmentation manuelle était élevée pour toutes les mesures, comme indiqué par CCI ($\geq 0,90$). Les corrélations entre les deux méthodes ont été déterminées en calculant le coefficient de corrélation: 0.997, Le temps moyen nécessaire pour la mesure d'une racine par stéréologie à l'aide d'une segmentation semi-automatisée était de 175,8 sec et l'utilisation de la segmentation manuelle était de: 1810,4 sec, l'analyse de Bland-Altman a révélé l'agrément entre les mesures de segmentation semi-automatique et la segmentation manuelle, avec un biais moyen de $-2,09 \text{ mm}^3$ et les limites d'agrément à 95% allant de $-11,38$ à $7,21 \text{ mm}^3$.

Conclusion :

Comme il n'y a pas de différence statistique significative entre les deux méthodes utilisées pour les mesures de volumes de l'os alvéolaires et les racines dentaires et comme ($ICC \geq 90$) nous concluons que la comparaison entre les mesures de volume par ImageJ en utilisant des images du CBCT est précise et fiable. La méthode de segmentation semi-automatique servira comme perspective pour le suivi du volume de l'os alvéolaire avec plusieurs patients, plusieurs CBCT et plusieurs dents quand un traitement orthodontique a eu lieu, elle fournira également un outil précieux dans recherche.

Mots clés :

Stéréologie. Segmentation. Mesure du volume. CBCT. ImageJ. Résorption radiculaire. Os alvéolaire.

Abstract

Objective

The purpose of this study was to evaluate the accuracy and reliability of CBCT images for quantification of the alveolar bone volume, and teeth roots, for a perspective to measure the volume of alveolar bone around teeth after an orthodontic treatment.

Materials and methods:

The in vitro study was done using a dry skull of a young sheep, and the CBCT images of an anonymous patient with teeth criteria defined as follows: twenty undamaged roots, ordinary shape, without orthodontic treatment and without artifacts. For the measurements of alveolar bone volume, the accuracy and reliability were evaluated using the Student test and Intra-Class Correlation Coefficient test, respectively. For the volume measurements of teeth roots, they were compared using manual segmentation and semi-automated segmentation, all data were tested for normality using the Shapiro-Wilk test, data was analyzed using Bland-Altman analysis to compare agreement between methods, intraclass correlation coefficient to evaluate interobserver reliability, and Pearson correlation coefficient to estimate the link intensity between variables.

Results:

The volume measurements using the manual method and the ImageJ method did not reveal any significant differences. The inter-observer reliability was high for all measurements, as indicated by ICC (≥ 0.90), the correlations between the two methods were determined by calculating the correlation coefficient: 0.997, the average time required to measure a root by stereology using semi-automated segmentation was 175.8 sec and the use of manual segmentation was: 1810.4 sec, the analysis of Bland-Altman revealed agreement between semi-automatic segmentation and manual segmentation, with an average bias of -2.09 mm³ and 95% limits of agreement were ranged from 11.38 mm³ to 7.21 mm³.

Conclusion:

Since there is no significant statistical difference between the two methods used for measurements of alveolar bone volumes and dental roots and as (ICC ≥ 90) we conclude that the comparison between volume measurements by ImageJ in using CBCT images is accurate and reliable. The semi-automatic segmentation method will serve as a perspective for monitoring alveolar bone volume with multiple patients, multiple CBCTs, and multiple teeth when orthodontic treatment has been performed, it will also provide a valuable tool in research.

Keywords: Stereology. Segmentation. Volume measurement. CBCT. ImageJ. Root resorption. Alveolar bone.

ملخص

كان الغرض من هذه الدراسة هو تقييم دقة وموثوقية صور التصوير الشعاعي المخروطي لحساب حجم العظم السنخي وجذور الأسنان من أجل منظور تحديد حجم العظم السنخي حول الأسنان بعد المعالجة التقويمية

أجريت الدراسة في المختبر باستخدام جمجمة جافة لخروف صغير، والتصوير الشعاعي المخروطي لمريض مجهول مع معايير محددة للأسنان على النحو التالي: عشرون جذرا سليما، ذوي أشكال عادية، بدون إخضاعها لمعالجة تقويمية وصور ذات جودة عالية. لقياس حجم العظم السنخي؛ تم تقييم الدقة والموثوقية باستخدام اختبار "ت" ومعامل الارتباط على التوالي النسبة لقياسات حجم جذور الأسنان، تمت مقارنتها باستخدام التقسيم اليدوي والشبه الآلي، وتم استخدام بيانات اختبار شابيرو ويلك، وتحليل بلاندا ألتمان لمقارنة الارتباط بين الطرق ومعامل ارتباط ينتراجلانس لتقييم الموثوقية بين المراقبين، ومعامل ارتباط بيرسون لتقدير علاقة الارتباط بين المتغيرات.

لم تكشف قياسات الحجم باستخدام الطريقة اليدوية وطريقة البرمجيات أي اختلافات ملموسة، وكانت الموثوقية عالية لجميع القياسات، كما هو مبين باستعمال معامل الارتباط ($0.90 \leq$)، تم تحديد الارتباطات بين الطريقتين من خلال حساب معامل الارتباط: 0.997. كان متوسط الوقت اللازم لقياس حجم الجذر الواحد باستخدام التقسيم الشبه الآلي هو: 175.8 ثانية واستخدام التقسيم اليدوي هو: 1810.4 ثانية، كشف تحليل بلاندا ألتمان عن اتفاق بين التجزئة شبه الأوتوماتيكية والتقطيع اليدوي، حيث تراوح متوسط الانحياز بين 2.09 مم³ و 95% من حدود الاتفاق من -11.38 مم³ إلى 7.21 مم³

نظراً لعدم وجود فروق ذات دلالة إحصائية بين الطريقتين المستخدمتين لقياسات أحجام العظام النسخية وجذور الأسنان، ونستنتج أن المقارنة بين قياسات الحجم بواسطة طريقة التقسيم شبه الآلي والتقسيم اليدوي باستخدام صور الشعاعي المخروطي دقيقة وموثوقة وستكون بمثابة منظور لرصد حجم العظم السنخي باستعمال عينات مكونة من عدة مرضى، والعديد من الصور والعديد من الأسنان، عندما يتم إجراء علاج تقويم الأسنان، كما توفر أيضاً أداة قيمة في مجال الأبحاث

الكلمات الرئيسية: علم التجسيم. التقسيم. قياس حجم. صور التصوير الشعاعي المخروطي. ارتشاف الجذر. العظم السنخي