



# THESE

En vue de l'obtention du

## DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par *l'Université Toulouse III - Paul Sabatier*

Discipline ou spécialité : *Anthropobiologie*

---

Présentée et soutenue par *Delphine MARET*  
Le 15 Décembre 2010

Titre :

*Morphométrie haute résolution des germes dentaires :  
Evaluation du Cone Beam CT en tant qu'outil de mesure*

---

### JURY

*Pr Olivier Laboux (Professeur des Universités), Rapporteur, Nantes*  
*Pr Matthieu Schmittbuhl (Professeur des Universités), Rapporteur, Strasbourg*  
*Pr Jean-Jacques Lasfargues (Professeur des Universités), Paris 5*  
*Pr José Braga (Professeur des Universités), Toulouse*  
*Pr Michel Sixou (Professeur des Universités), Toulouse*  
*Pr Norbert Telmon (Professeur des Universités), Toulouse*  
*Dr Jacques Treil, (Radiologue), Toulouse*  
*Mr Jean-Marc Inglessè (Directeur Recherche et Développement), Marne-la-Vallée*

---

Ecole doctorale : *Biologie, Santé, Biotechnologies*

Unité de recherche : *Anthropologie Moléculaire et Imagerie de Synthèse, FRE 2960 CNRS*

Directeur(s) de Thèse : *José BRAGA, Michel SIXOU*

## **Remerciements**

A **Monsieur le Professeur Olivier Laboux**, Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Nantes. Nous vous remercions très sincèrement d'avoir accepté de porter un jugement d'expert sur ce travail en qualité de rapporteur. Votre analyse et votre regard critique nous permettrons d'orienter et d'élaborer de nouvelles recherches. Nous vous témoignons notre sincère gratitude et notre profond respect.

A **Monsieur Le Professeur Matthieu Schmittbuhl** de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Strasbourg qui avez accepté de juger ce travail en qualité de rapporteur. C'est un honneur de bénéficier de votre expertise, notamment au niveau de l'analyse tridimensionnelle de l'anatomie dentaire. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de nos sentiments les plus respectueux.

A **Monsieur Le Professeur Jean-Jacques Lasfargues** de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Paris 5 qui nous faites l'honneur de siéger à ce jury de thèse. Vos qualités de Scientifique et de Clinicien sont pour nous un privilège pour examiner et juger ce travail. Veuillez trouver ici le témoignage de notre profond respect.

A **Monsieur Le Professeur José Braga**, responsable de l'équipe d'Imagerie de Synthèse du Laboratoire d'Anthropologie Moléculaire et d'Imagerie de Synthèse, FRE 2960 CNRS. Nous vous remercions d'avoir accepté de codiriger cette thèse et d'y avoir apporté vos connaissances, vos compétences et votre disponibilité. Vos conseils et votre soutien constant dans cette recherche doctorale ont été des aides précieuses qui ont permis l'aboutissement de ce travail. Soyez assuré de notre sincère reconnaissance.

A **Monsieur Le Professeur Michel Sixou**, Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse qui avez accepté de codiriger ce travail. Nous tenons à vous remercier pour les conseils et l'implication dans ce travail qui nous ont guidés une nouvelle fois dans nos choix professionnels. Nous vous remercions chaleureusement pour les encouragements constants et nous vous exprimons notre profonde gratitude pour votre confiance toujours renouvelée.

A **Monsieur Le Professeur Norbert Telmon** de la Faculté de Médecine de Toulouse et responsable de l'équipe d'Imagerie de Synthèse du Laboratoire d'Anthropologie Moléculaire et d'Imagerie de Synthèse, FRE 2960 CNRS. Nous sommes très sensible à l'honneur que vous nous faites en acceptant de juger ce travail. Nous vous remercions d'avoir systématiquement pris du temps pour répondre à nos questions et de nous avoir fait partager vos connaissances et compétences en Médecine Légale. Veuillez trouver ici l'expression de notre grande estime.

A **Monsieur Le Docteur Jacques Treil**, Radiologue et membre de l'équipe du Laboratoire d'Anthropologie Moléculaire et d'Imagerie de Synthèse qui avez accepté de juger ce travail. Nous vous remercions très sincèrement pour l'intérêt porté à cette thèse et nous resterons sensible à la pertinence de vos conseils et à la force de vos engagements.

A **Monsieur Jean-Marc Inglessè**, Directeur Recherche et Développement, Kodak Trophy Dental Systems Group, Carestream, Health, Inc, Marne-la-Vallée. Nous vous remercions d'avoir accepté de juger ce travail et d'y apporter vos compétences. Veuillez trouver ici l'expression de nos sentiments les plus respectueux.

*Nous remercions également*

L'équipe du Laboratoire d'Anthropologie Moléculaire et d'Imagerie de Synthèse, dirigée par Le Professeur Eric Crubézy et qui nous a accueillie durant ces trois années. Ce laboratoire demeure un lieu unique de découverte et d'éveil.

La Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse qui nous a permis de réaliser ce travail en parallèle avec l'assistantat hospitalo-universitaire et notamment l'équipe de la sous-section d'Odontologie Conservatrice et Endodontie pour son soutien tout au long de notre parcours ainsi que les membres des sous-sections de Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale et d'Orthopédie Dento-Faciale.

L'Institut d'Anatomie de Strasbourg dirigé par le Professeur Jean-Luc Kahn qui a mis à disposition de l'équipe d'Imagerie de Synthèse du Laboratoire d'Anthropologie Moléculaire et Imagerie de Synthèse sa collection ostéologique d'individus immatures d'âge et de sexe connus.

L'équipe de l'Institut de Médecine et de Physiologie Spatiale (MEDES) pour son investissement dans la réalisation des examens microtomographiques.

Le Dr Jacques Treil (Clinique Pasteur, Toulouse) et le Docteur Eric Legrand (Pau) pour leur investissement dans la réalisation des examens avec le Cone Beam CT.

L'Institut National de Recherche en Informatique et Automatique (INRIA) et l'équipe du Laboratoire d'Informatique de Robotique et de Microélectronique de Montpellier (LIRMM) dirigé par Gérard Subsol pour leur aide dans le traitement des images.

La Fondation Marie Curie dans le cadre du projet EVAN (MRTN-CT-2005-019564)

Le groupe Kodak Trophy Dental Systems Group Carestream.

*Nous remercions les co-auteurs de la publication issue de ce travail de thèse*

Messieurs Les Professeurs José Braga, Jean-Luc Kahn, Ove A. Peters, Michel Sixou et Norbert Telmon,

Messieurs Les Docteurs Alban Cossié, François Molinier et Jacques Treil.

Monsieur Jean-Marc Inglèse.

*A toutes les personnes rencontrées au cours de la réalisation de ce travail pour l'accueil, le temps accordé et l'intérêt dont elles ont fait preuve.*

*A ma famille, à mes amis.*

## TABLE DES MATIERES

<b>TABLE DES ILLUSTRATIONS.....</b>	<b>7</b>
<b>PREAMBULE .....</b>	<b>11</b>
<b>I. INTRODUCTION GENERALE.....</b>	<b>15</b>
<b>I.1. ANATOMIE, DEVELOPPEMENT ET STRUCTURE DES DENTS .....</b>	<b>16</b>
I.1.1. Anatomie dentaire.....	16
I.1.2. Développement des dents .....	22
I.1.3. Structure des tissus dentaires .....	27
I.1.3.1. L'émail.....	27
I.1.3.2. La dentine .....	28
I.1.3.3. Le ciment .....	28
I.1.3.4. La pulpe dentaire .....	29
I.1.4. Vieillesse physiologique et pathologique des tissus dentaires .....	29
<b>I.2. METHODES D'ESTIMATION DE L'AGE A PARTIR DES DENTS .....</b>	<b>30</b>
I.2.1. Méthodes basées sur le développement bucco-dentaire .....	32
I.2.1.1. Période embryonnaire, foetale et néonatale.....	32
I.2.1.2. Période infantile, subadulte .....	32
I.2.1.3. Période subadulte à adulte .....	37
I.2.2. Méthodes basées sur le vieillissement physiologique du système dentaire.....	39
<b>I.3. IMAGERIE EN ODONTOLOGIE.....</b>	<b>46</b>
I.3.1. Evolution des techniques radiologiques en odontologie : de l'imagerie de projection à l'imagerie en coupes .....	47
I.3.1.1. Techniques conventionnelles.....	47
I.3.1.2. Imagerie en coupes ou imagerie sectionnelle.....	49
I.3.2. Imagerie tridimensionnelle .....	50
I.3.2.1. La microtomographie utilisant un tube à rayons X .....	50
I.3.2.2. La tomographie volumique à faisceau conique .....	52
<b>I.4. PROBLEMATIQUE .....</b>	<b>57</b>
I.4.1. Méthodes radiographiques dentaires d'estimation de l'âge.....	57
I.4.1.1. Méthodes qualitatives basées sur le codage des stades de maturation .	57
I.4.1.2. Méthodes quantitatives basées sur des radiographies conventionnelles .....	59
I.4.2. Imagerie tridimensionnelle et mesures dentaires.....	58
I.4.3. Le CBCT : potentiel support pour l'estimation de l'âge à partir des dents ?.....	59
<b>I.5. OBJECTIFS .....</b>	<b>61</b>



IV.1.3. Synthèse des résultats .....	123
IV.1.3.1. Interprétation des résultats de l'étude .....	123
IV.1.3.2. Analyse par rapport à la littérature .....	126
<b>IV.2. CONCLUSION ET PERSPECTIVES.....</b>	<b>130</b>
IV.2.1. Perspective en anthropologie : estimation de l'âge.....	130
IV.2.2. Perspective en pratique clinique dentaire : application en endodontie .....	132
<b>REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....</b>	<b>135</b>
<b>ANNEXES.....</b>	<b>152</b>
Publication.....	153
Résumé.....	154
Abstract.....	156

## TABLE DES ILLUSTRATIONS

<i>Figure 1. L'organe dentaire : coupe schématique d'une molaire inférieure (Fronty et al., 2005).....</i>	<i>17</i>
<i>Figure 2. Nomenclature FDI.....</i>	<i>18</i>
<i>Figure 3. Minéralisation de la première molaire inférieure (Fronty et al., 2005).....</i>	<i>23</i>
<i>Figure 4. Les stades initiaux du développement dentaire (Scheuer et Black, 2000).....</i>	<i>25</i>
<i>Figure 5. Représentation des différents stades radiographiques en fonction du type de dent permanente (Demirjian et al., 1973).....</i>	<i>34</i>
<i>Figure 6. Exemples de mesures des dents selon la méthode développée par Cameriere et al. (2006b).....</i>	<i>36</i>
<i>Figure 7. Exemples de mesures d'une dent biradiculée (Cameriere et al., 2006b).....</i>	<i>36</i>
<i>Figure 8. Exemples de mesures sur une troisième molaire (Cameriere et al., 2008a).....</i>	<i>38</i>
<i>Figure 9. Schémas et radiographies montrant les stades de visibilité de la pulpe radiculaire sur une troisième molaire (Olze et al., 2010).....</i>	<i>38</i>
<i>Figure 10. Schéma montrant les mesures effectuées sur les radiographies (Kvaal et al., 1995).....</i>	<i>41</i>
<i>Figure 11. Paramètres pris en compte pour le calcul des ratios du volume pulpaire en fonction des différentes parties de la dent (Someda et al., 2009).....</i>	<i>44</i>
<i>Figure 12. Reconstruction de l'image d'une prémolaire mandibulaire montrant les zones utilisées pour les mesures volumétriques (Aboshi et al., 2010).....</i>	<i>45</i>
<i>Figure 13. Schéma du principe du CBCT (Scarfe et al., 2006).....</i>	<i>53</i>
<i>Figure 14. Micro-CT : le Xtreme CT (Medes, Toulouse).....</i>	<i>67</i>
<i>Figure 15. Le CBCT : le 9000 3D (Kodak).....</i>	<i>68</i>

<i>Figure 16. Exemples de reconstructions tridimensionnelles de mandibules obtenues à partir des données microtomographiques.....</i>	<i>71</i>
<i>Figure 17. Interface Image Segmentation Editor du logiciel Amira v.5.0.1.....</i>	<i>72</i>
<i>Figure 18. Etape de segmentation semi-automatique avec l'outil « Magic Wand ».....</i>	<i>73</i>
<i>Figure 19. Etape de segmentation semi-automatique avec l'outil « Blowtool ».....</i>	<i>74</i>
<i>Figure 20. Etape de segmentation manuelle avec l'outil « Brush » faisant suite à la segmentation semi-automatique.....</i>	<i>75</i>
<i>Figure 21. Exemples de segmentation sur les coupes axiales, coronales et sagittales d'une 46 et sa représentation tridimensionnelle à partir d'examens micro-CT et CBCT.....</i>	<i>76</i>
<i>Figure 22. Exemple de coupe microtomographique d'une 31 fissurée.....</i>	<i>77</i>
<i>Figure 23. Exemple de coupe microtomographique d'une 46 fissurée.....</i>	<i>78</i>
<i>Figure 24. Visualisation des reconstructions tridimensionnelles de la même dent avec le logiciel RapidForm (v. 2006).....</i>	<i>83</i>
<i>Figure 25. Positionnement des trois points sur les reconstructions tridimensionnelles de la 44 avec RapidForm (v. 2006).....</i>	<i>84</i>
<i>Figure 26. Recalage de la reconstruction du CBCT par rapport à la reconstruction du micro-CT avec RapidForm (v. 2006).....</i>	<i>85</i>
<i>Figure 27. Reconstruction tridimensionnelle du CBCT de la 44 après recalage (RapidForm).....</i>	<i>85</i>
<i>Figure 28. Exemple de visualisation par cartographie de la topographie des écarts géométriques des reconstructions tridimensionnelles de la 44 issues des acquisitions du CBCT et du micro-CT par l'intermédiaire d'une échelle chromatique créée dans Amira v.5.0.1.....</i>	<i>86</i>
<i>Figure 29. Représentation graphique des volumes dentaires entre le CBCT et le micro-CT par la méthode de concordance de Bland et Altman.....</i>	<i>93</i>
<i>Figure 30. Visualisation des volumes des différents types de dents sur le graphe de la méthode de concordance de Bland et Altman.....</i>	<i>94</i>

<i>Figure 31. Exemples de représentations graphiques de la topographie de la répartition des écarts géométriques pour les trois paires de dents.....</i>	<i>101</i>
<i>Figure 32. Exemple de représentation graphique de la topographie de la répartition des écarts géométriques pour une incisive latérale.....</i>	<i>102</i>
<i>Figure 33. Exemple de représentation graphique de la topographie de la répartition des écarts géométriques pour une canine.....</i>	<i>103</i>
<i>Figure 34. Représentation graphique de la paire de reconstructions de la 33 (Emb 129)...</i>	<i>104</i>
<i>Figure 35. Représentation graphique de la paire de reconstructions de la 36 (Emb 202)...</i>	<i>104</i>
<i>Figure 36. Représentation graphique de la paire de reconstructions de la 36 (Emb 383)...</i>	<i>105</i>
<i>Figure 37. Représentation graphique de la paire de reconstructions de la 46 (Emb 383)...</i>	<i>105</i>
<i>Figure 38. Représentation graphique de la paire de reconstructions de la 44 (Emb 512)...</i>	<i>106</i>
<i>Figure 39. Exemples d'images issues des acquisitions micro-CT et CBCT d'une 36.....</i>	<i>114</i>
<i>Figure 40. Exemple d'artefact en étoile sur une image CBCT (secteur 3, Emb 318).....</i>	<i>115</i>
<i>Figure 41. Exemple d'artefact d'ombres (secteur 3, Emb 319).....</i>	<i>116</i>
<i>Figure 42. Exemples d'images CBCT de la 36 avant et après immersion de la mandibule (Emb383).....</i>	<i>117</i>
<i>Figure 43. Exemples de comparaison d'images CBCT après application de trois types de filtres par rapport à l'image originale.....</i>	<i>118</i>
<i>Figure 44. Exemple d'image CBCT avant et après application d'un filtre gaussien.....</i>	<i>119</i>
<i>Figure 45. Exemple de segmentation automatique de la partie dentinaire d'une molaire à partir d'une image CBCT filtrée(logiciel ITK-SNAP).....</i>	<i>122</i>
<i>Figure 46. Exemples d'images présentant des difficultés de segmentation au niveau de la partie radiculaire.....</i>	<i>123</i>

**Tableaux**

<i>Tableau 1. Principales caractéristiques coronaires et radiculaires des dents temporaires. (Beauthier, 2007; Woelfel and Scheid, 2007).....</i>	<i>20</i>
<i>Tableau 2. Principales caractéristiques coronaires et radiculaires des dents permanentes. (Beauthier, 2007; Woelfel and Scheid, 2007).....</i>	<i>21</i>
<i>Tableau 3. Formation des dents temporaires et permanentes et temps d'éruption (Logan et Kronfeld légèrement modifié par McCall et Schour, dans Woelfel et Scheid, 2007).....</i>	<i>24</i>
<i>Tableau 4. Récapitulatif des caractéristiques des dispositifs de radiologie utilisés .....</i>	<i>68</i>
<i>Tableau 5. Description de l'échantillon d'analyse .....</i>	<i>89</i>
<i>Tableau 6. Description des dents fissurées de l'échantillon d'analyse .....</i>	<i>90</i>
<i>Tableau 7. Description des dents fracturées de l'échantillon d'analyse .....</i>	<i>90</i>
<i>Tableau 8. Description des dents représentant les cinq mesures situées en dehors des limites de concordance .....</i>	<i>95</i>
<i>Tableau 9. Relations entre les données du CBCT et du micro-CT comparées avec le coefficient de corrélation de Pearson (<math>R^2</math>) et les méthodes de Passing Bablok et de de Bland et Altman.....</i>	<i>96</i>
<i>Tableau 10. Résultats du test de Wilcoxon en séries appariées des volumes micro-CT et CBCT en fonction du type de dent. ....</i>	<i>97</i>
<i>Tableau 11. Regroupement du stade de développement en fonction du type de dent.....</i>	<i>98</i>
<i>Tableau 12. Résultats du test de Wilcoxon en séries appariées des volumes micro-CT et CBCT en fonction du stade de développement de chaque type de dent.....</i>	<i>98</i>
<i>Tableau 13. Description des variables recueillies pour la visualisation topographique des écarts géométriques selon le type de dent et la totalité de l'échantillon d'analyse. ....</i>	<i>99</i>

# **PREAMBULE**

Le système bucco-dentaire humain est un objet d'étude pour de nombreuses disciplines telles que l'odontologie, l'anthropologie, la paléontologie, la médecine, l'anatomie comparée ou la génétique. Chacune de ces disciplines possède son approche et ses champs d'étude et de recherche spécifiques. Grâce à la stabilité des structures dentaires, la fixité des caractères anatomiques propres à chaque espèce ou encore la fossilisation, le système dentaire est un réel support d'investigation. Explorer les potentialités qu'offrent les structures dentaires fait donc partie intégrante des programmes de recherche (Georget *et al.*, 2007). En effet, de par leur composition, les dents sont particulièrement résistantes aux différentes agressions taphonomiques et constituent ainsi les éléments les mieux représentés dans le registre fossile (Dean, 2000 ; Hillson, 1996 ; Lautrou, 1998 ; Scheuer et Black, 2000). De plus, les dents sont des excellents traceurs du temps, de la vie intra-utérine à la mort, et constituent un support de choix pour l'estimation de l'âge d'un individu (Georget *et al.*, 2007).

Parmi les thématiques de recherche développées dans le Laboratoire d'Anthropologie Moléculaire et Imagerie de Synthèse (AMIS, Toulouse, France), deux axes portent sur l'étude structurale de la dent et l'odontogenèse. A partir d'examens radiographiques tridimensionnels obtenus par micro-tomodensitométrie, des éléments de la microstructure anatomique dentaire (interface émail-dentine, épaisseur de l'émail) sont étudiés. De même, l'aspect microstructural de la chronologie du développement dentaire et des séquences de minéralisation sont analysés (Bayle *et al.*, 2009a ; b ; Braga *et al.*, 2005 ; Braga *et al.*, 2010).

La connaissance des phénomènes de croissance et de développement ainsi que le stade de maturation dentaire relèvent le plus souvent de l'imagerie. En effet, les dents étant des organes pluritissulaires aux coefficients d'absorption des rayons X différents selon les composantes, l'examen radiologique met en évidence des caractéristiques radio-anatomiques spécifiques au cours du développement dentaire. Bien que les techniques radiographiques conventionnelles, argentiques et numériques, apportent des informations sur les caractéristiques anatomiques et pathologiques, l'approche microstructurale des dents est étudiée à partir d'acquisitions tridimensionnelles. La dent peut être évaluée à plusieurs échelles de résolution :

- à partir de matériel fossile ou des pièces squelettiques grâce à la microtomographie haute résolution,

- à partir d'examens radiologiques chez le sujet vivant grâce à l'imagerie tridimensionnelle de type tomодensitométrie.

Actuellement, parmi les procédés d'imagerie tridimensionnelle numérique, un nouvel outil, la tomographie volumique à faisceau conique ou Cone Beam Computed Tomography (CBCT), dédié à la sphère maxillo-faciale se développe. Outre ses possibilités diagnostiques spécifiques, le CBCT est moins irradiant que le scanner conventionnel, ce qui le place comme une technologie d'imagerie tridimensionnelle de choix. Le CBCT se pose actuellement comme une alternative aux scanners conventionnels pour de nombreuses situations cliniques intéressants la sphère maxillo-faciale. Bien que la technologie CBCT suscite un réel intérêt en odontologie, son application immédiate est encore à ses débuts. Son impact ne peut s'accroître que si ses reconstructions tridimensionnelles sont métriquement précises et fiables. Il est donc important d'affiner la qualité de l'exactitude, de la précision et de la reproductibilité des reconstructions tridimensionnelles issues de ses acquisitions.

Une approche conceptuelle rigoureuse est nécessaire pour mettre en place une méthodologie d'évaluation du nouvel outil, le CBCT, dans un contexte donné et clairement défini.

L'enjeu de ce travail de thèse consiste, dans un premier temps, à déterminer l'exactitude, la précision et la reproductibilité des paramètres obtenus à partir d'examens CBCT par comparaison avec la méthode de référence, la microtomographie à rayons X. Cette comparaison a pour objectif la validation d'une nouvelle méthode de mesure, le CBCT par rapport à la méthode de référence, la microtomographie à rayons X. Dans un deuxième temps, les possibilités offertes par ces nouvelles mesures seront discutées. Cette approche microstructurale de la dent ouvre sur deux domaines de recherche principaux :

- médico-légal, axé, sur les méthodes d'estimation de l'âge dentaire,
- dentaire, principalement basé sur la relation clinique entre l'étude de la morphologie et des structures internes de la dent.

Cette thèse comporte quatre chapitres principaux :

- Après un rappel sur l'anatomie, le développement et la structure des dents, « **l'Introduction générale** » décrit le contexte actuel des connaissances sur l'estimation de l'âge à partir des méthodes dentaires principalement radiologiques et sur les méthodes d'imagerie utilisées en odontologie, plus particulièrement les outils tridimensionnels. Ce chapitre expose la problématique de ce travail et se termine par la description de ses deux objectifs.

- Le chapitre « **Matériels et méthodes** » se décompose en deux parties. La partie « Matériels » décrit l'échantillon initial, l'acquisition et l'exportation des données tridimensionnelles. La partie « Méthodes » détaille la méthodologie de conception des deux objectifs de ce travail ainsi que les outils et l'analyse statistiques.

- Le chapitre « **Résultats** » présente l'analyse descriptive et statistique de l'échantillon d'étude.

- Enfin, le chapitre « **Discussion, conclusion et perspectives** » présente l'interprétation des résultats, expose les limites et situe le travail par rapport à la littérature scientifique actuelle. Les pistes de recherche actuelles qui découlent des résultats et des conclusions de ce travail sont également présentées.

Dans cette thèse, les principes d'utilisation et les applications du scanner conventionnel en odontologie ne sont pas traités. De même, l'estimation de l'âge par des méthodes dentaires autres que radiographiques et l'intérêt de la dent dans la recherche et l'exploitation de l'ADN ne sont pas développés.

# **I. INTRODUCTION GENERALE**

## **I.1. ANATOMIE, DEVELOPPEMENT ET STRUCTURE DES DENTS**

Les dents sont des organes spécialisés de l'appareil masticateur. Elles possèdent des caractéristiques anatomiques communes et des particularités propres qui permettent de les reconnaître et de les différencier (Cavézian *et al.*, 2006 ; Lautrou, 1998). Leurs formes reflètent leurs fonctions spécifiques (Piette et Goldberg, 2001). Elles entretiennent des rapports étroits, anatomiques et pathogéniques, avec d'autres structures de la cavité buccale telles que les structures osseuses du maxillaire et de la mandibule, les muqueuses et la gencive, les organes environnants, ainsi que les cavités sinuso-maxillaires et les fosses nasales (Cavézian *et al.*, 2006).

### **I.1.1. Anatomie dentaire**

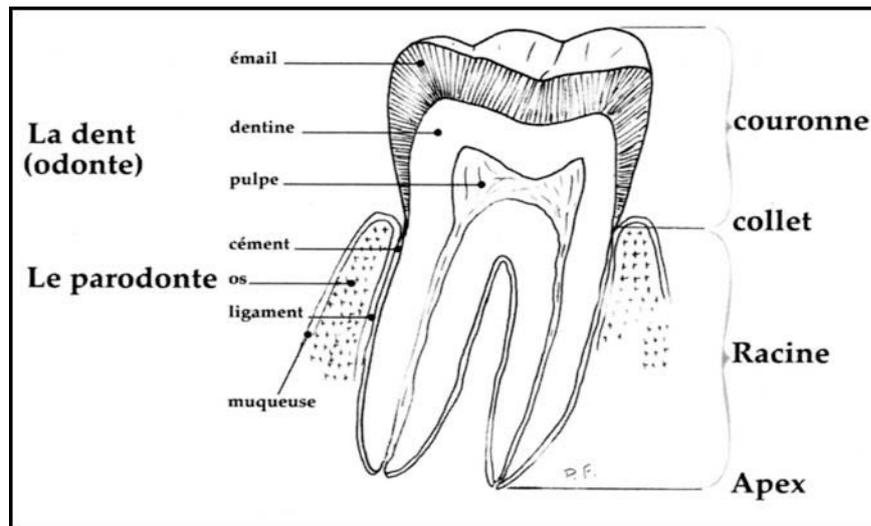
#### ***I.1.1.1. Anatomie générale de la dent***

Chaque dent (ou odonte) possède deux parties anatomiques principales : la partie coronaire, visible et la partie radiculaire implantée dans la cavité osseuse de l'alvéole (Cavézian *et al.*, 2006). La zone de jonction entre la couronne et la racine est représentée par le collet (Cavézian *et al.*, 2006 ; Lautrou, 1998 ; Woelfel et Scheid, 2007) (**Fig.1**).

La dent est constituée de trois tissus minéralisés : l'émail, la dentine et le ciment et d'un tissu conjonctif : la pulpe dentaire composée notamment de nerfs et de vaisseaux sanguins qui acheminent les éléments nourriciers vers la dent par l'intermédiaire de l'apex radiculaire. La majeure partie de la dent est formée par la dentine, recouverte, au niveau de la couronne, par l'émail et, au niveau de la racine, par une fine couche de ciment (Cavézian *et al.*, 2006 ; Lautrou, 1998) (**Fig. 1**). La jonction entre l'émail et le ciment ou jonction amélo-cémentaire est représentée par le collet anatomique de la dent. Ce dernier diffère du collet physiologique qui est une zone d'insertion de la gencive et dont le niveau se modifie au cours du temps (Cavézian *et al.*, 2006).

Les structures de soutien de la dent ou parodonte comprennent l'os alvéolaire, le ligament alvéolo-dentaire, la gencive ou muqueuse gingivale et le ciment (Lautrou, 1998). Bien que l'os alvéolaire, qui est un os spongieux, soit histologiquement indissociable de l'os maxillaire, son existence est tributaire de la présence des dents (Cavézian *et al.*, 2006 ; Piette et Goldberg, 2001).

Le septum interdentaire ou inter-radiculaire correspond à l'os interposé entre les alvéoles. Il unit les tables osseuses vestibulaire et linguale (Cavézian *et al.*, 2006). La cavité osseuse de l'alvéole est articulée à la partie radiculaire par l'intermédiaire du ligament alvéolo-dentaire qui constitue le desmodonte (Cavézian *et al.*, 2006 ; Lautrou, 1998 ; Woelfel et Scheid, 2007) (*Fig. 1*).



*Figure 1. L'organe dentaire : coupe schématique d'une molaire inférieure (Fronty et al., 2005)*

La couronne est scindée en trois parties à parts égales : le tiers incisif ou occlusal, le tiers moyen et le tiers cervical, plus proche du collet. La racine se compose également de trois parties en proportions égales : le tiers supérieur ou cervical qui est proche de la jonction coronoradiculaire, le tiers moyen et le tiers apical (Bass, 2005 ; Beauthier, 2007). Les dents peuvent être mono ou pluriradiculées. Le point de jonction entre les deux racines s'appelle l'embrasure interradiculaire ou furcation (Beauthier, 2007 ; Cavézian *et al.*, 2006 ; Piette et Goldberg, 2001).

Topographiquement, une dent présente cinq faces (Fronty *et al.*, 2005) :

- la face mésiale en regard du point inter-incisif médian,
- la face distale, opposée à la face mésiale,
- la face vestibulaire orientée vers l'extérieur, en regard de la muqueuse jugale,
- la face linguale orientée vers l'intérieur,
- la face occlusale ou triturante des prémolaires et molaires, le bord libre des incisives et la pointe canine, représentant la partie disposée en vis-à-vis des dents antagonistes.

Les faces proximales sont les faces mésiale et distale (Fronty *et al.*, 2005).

### 1.1.1.2. Anatomie descriptive des dentures temporaire et permanente

Deux dentitions successives sont retrouvées chez l'être humain. La première est la denture temporaire qui comprend 20 dents. Cette denture va être progressivement remplacée et complétée par la seconde, la denture permanente qui comprend 32 dents. Le phénomène de dentition est un processus dynamique de maturation et de croissance dentaire qu'il ne faut pas confondre avec la denture qui désigne l'état dentaire.

La désignation de chaque dent se fait grâce à l'utilisation de nomenclatures. Il en existe plusieurs qui diffèrent selon les pays et la formation des spécialistes (chirurgiens dentistes, biologistes, paléontologistes, médecins). Actuellement, la nomenclature la plus utilisée en France, dans de nombreux pays et par certains organismes internationaux tels qu'Interpol, est la nomenclature de la Fédération Dentaire Internationale (FDI) (58<sup>e</sup> session, octobre 1970). Les arcades dentaires sont divisées en quatre quadrants. Le premier quadrant représente l'hémi-arcade supérieure droite de l'individu, puis la numérotation des trois quadrants suivants se fait dans le sens horaire (*Fig. 2*). Chaque dent est représentée par un nombre composé de deux chiffres. Le premier indique le quadrant où se situe la dent, le second indique la place de la dent sur l'hémi-arcade (Fronty *et al.*, 2005).

Nomenclature F.D.I.																																																																												
• dents permanentes																																																																												
<table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="text-align: center;">Haut</td> <td colspan="10"></td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">Droit</td> <td>18</td><td>17</td><td>16</td><td>15</td><td>14</td><td>13</td><td>12</td><td>11</td> <td style="border-left: 1px solid black;"></td> <td>21</td><td>22</td><td>23</td><td>24</td><td>25</td><td>26</td><td>27</td><td>28</td> <td style="text-align: center;">Gauche</td> <td>numéro des</td> <td>1</td><td>2</td> </tr> <tr> <td></td> <td>48</td><td>47</td><td>46</td><td>45</td><td>44</td><td>43</td><td>42</td><td>41</td> <td style="border-left: 1px solid black;"></td> <td>31</td><td>32</td><td>33</td><td>34</td><td>35</td><td>36</td><td>37</td><td>38</td> <td></td> <td>quadrants</td> <td>4</td><td>3</td> </tr> <tr> <td></td> <td colspan="10" style="text-align: center;">Bas</td> <td></td> </tr> </table>										Haut											Droit	18	17	16	15	14	13	12	11		21	22	23	24	25	26	27	28	Gauche	numéro des	1	2		48	47	46	45	44	43	42	41		31	32	33	34	35	36	37	38		quadrants	4	3		Bas										
Haut																																																																												
Droit	18	17	16	15	14	13	12	11		21	22	23	24	25	26	27	28	Gauche	numéro des	1	2																																																							
	48	47	46	45	44	43	42	41		31	32	33	34	35	36	37	38		quadrants	4	3																																																							
	Bas																																																																											
• dents temporaires																																																																												
<table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="text-align: center;">H</td> <td colspan="10"></td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">D</td> <td>55</td><td>54</td><td>53</td><td>52</td><td>51</td> <td style="border-left: 1px solid black;"></td> <td>61</td><td>62</td><td>63</td><td>64</td><td>65</td> <td style="text-align: center;">G</td> <td>numéro des</td> <td>5</td><td>6</td> </tr> <tr> <td></td> <td>85</td><td>84</td><td>83</td><td>82</td><td>81</td> <td style="border-left: 1px solid black;"></td> <td>71</td><td>72</td><td>73</td><td>74</td><td>75</td> <td></td> <td>quadrants</td> <td>8</td><td>7</td> </tr> <tr> <td></td> <td colspan="10" style="text-align: center;">B</td> <td></td> </tr> </table>										H											D	55	54	53	52	51		61	62	63	64	65	G	numéro des	5	6		85	84	83	82	81		71	72	73	74	75		quadrants	8	7		B																						
H																																																																												
D	55	54	53	52	51		61	62	63	64	65	G	numéro des	5	6																																																													
	85	84	83	82	81		71	72	73	74	75		quadrants	8	7																																																													
	B																																																																											
sens de la lecture																																																																												
<table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="text-align: center;">↙</td> <td style="border-left: 1px solid black;"></td> <td style="text-align: center;">↘</td> </tr> <tr> <td style="border-bottom: 1px solid black;"></td> <td style="border-left: 1px solid black;"></td> <td style="border-bottom: 1px solid black;"></td> </tr> </table>										↙		↘																																																																
↙		↘																																																																										

Figure 2. Nomenclature FDI

La denture temporaire complète présente 5 dents par quadrant qui sont numérotées selon la nomenclature internationale de la FDI :

- une incisive centrale (51 ou 61 au maxillaire et 71 ou 81 à la mandibule)
- une incisive latérale (52 ou 62 au maxillaire et 72 ou 82 à la mandibule)
- une canine (53 ou 63 au maxillaire et 73 et 83 à la mandibule)
- une première molaire (54 ou 64 au maxillaire et 74 ou 84 à la mandibule)
- une deuxième molaire (55 ou 65 au maxillaire et 75 ou 85 à la mandibule).

La denture permanente complète présente 32 dents. Les 8 dents de chaque quadrant sont :

- une incisive centrale (11 et 21 au maxillaire et 31 ou 41 à la mandibule)
- une incisive latérale (12 ou 22 au maxillaire et 32 ou 42 à la mandibule)
- une canine (13 ou 23 au maxillaire et 33 ou 43 à la mandibule)
- une première prémolaire (14 ou 24 au maxillaire et 34 ou 44 à la mandibule)
- une deuxième prémolaire (15 ou 25 au maxillaire et 35 ou 45 à la mandibule)
- une première molaire (16 ou 26 au maxillaire et 36 ou 46 à la mandibule)
- une deuxième molaire (17 ou 27 au maxillaire et 37 ou 47 à la mandibule)
- une troisième molaire (18 ou 28 au maxillaire et 38 ou 48 à la mandibule).

Chaque groupe dentaire se caractérise par une morphologie particulière adaptée à sa fonction. Dans le cadre de ce travail, seules les caractéristiques principales coronaires et radiculaires au sein de chaque groupe des dents temporaires et permanentes sont présentées (pour un descriptif détaillé de l'anatomie dentaire voir Bass, 2005 ; Beauthier, 2007 ; Woelfel et Scheid, 2007). Les dents temporaires présentent des caractéristiques principales communes qui diffèrent de celles des dents permanentes (Beauthier, 2007 ; Lautrou, 1998 ; Woelfel et Scheid, 2007). Elles sont de taille plus petite et leur teinte est plus blanche que celle des dents permanentes. Les couronnes et les racines des dents temporaires sont plus resserrées au niveau cervical que les dents permanentes. Les couronnes des molaires temporaires présentent une crête cervicale mésiale proéminente sur la face vestibulaire. Les racines des dents temporaires sont plus longues que leurs couronnes (Woelfel et Scheid, 2007). Les couches tissulaires d'émail et de dentine sont plus minces que celles des dents permanentes. Cependant, leurs cavités pulpaires sont plus grandes proportionnellement. Enfin, les racines des dents temporaires sont longues, minces et plus divergentes permettant ainsi de laisser la place pour les prémolaires qui se forment au dessous (Woelfel et Scheid, 2007).

Les **tableaux 1 et 2** présentent les caractéristiques principales les plus fréquemment rencontrées pour chaque type de dent des dentures temporaire et permanente.

		Dents	Caractéristiques principales	
			Coronaires	Radiculaires
<b>DENTURE TEMPORAIRE</b>	<b>Maxillaire</b>	51 / 61	Bord libre ou incisif Couronne plus large sur le plan mésio-distal que longue sur le plan incisivo-cervical	Une racine
		52 / 62	Bord libre ou incisif	Une racine
		53 / 63	Pointe cuspidienne avec deux arêtes mésiale (plus longue) et distale	Une racine
		54 / 64	Présence de quatre cuspides : MV, MP, DV et DP ou trois : MV, MP, DV ou deux : MV, MP (DV et DP étant confondues dans la crête marginale)	Trois racines : MV, DV, P
		55 / 65	Trois cuspides : MV, DV, palatine Couronne ressemblant à une petite première molaire maxillaire permanente	Trois racines : MV, DV, P
	<b>Mandibule</b>	71 / 81	Bord libre ou incisif	Une racine
		72 / 82	Bord libre ou incisif	Une racine
		73 / 83	Pointe cuspidienne avec deux arêtes mésiale (plus courte) et distale	Une racine
		74 / 84	Quatre cuspides : MV, DV, ML, DL	Deux racines : mésiale (plus longue) et distale
		75 / 85	Cinq cuspides : MV, DV, distale, MP, DP. Couronne ressemblant à une petite première molaire mandibulaire permanente	Deux racines : mésiale et distale Furcation radiculaire près de la ligne cervicale, tronc de racine petit

**Tableau 1. Principales caractéristiques coronaires et radiculaires des dents temporaires (Beauthier, 2007 ; Woelfel et Scheid, 2007)**

*MV : Mésio-Vestibulaire ; MP : Mésio-Palatin ; DV : Disto-Vestibulaire ; DP : Disto-Palatin ; ML : Mésio-Lingual ; DL : Disto-Lingual .*

		Dents	Caractéristiques principales	
			Coronaires	Radiculaires
<b>DENTURE PERMANENTE</b>	<b>Maxillaire</b>	11 / 21	Bord libre ou incisif	Une racine
		12 / 22	Bord libre ou incisif	Une racine
		13 / 23	Pointe cuspidienne ou canine	Une racine
		14 / 24	Deux cuspides : vestibulaire et palatine	Deux racines : vestibulaire et palatine
		15 / 25	Deux cuspides : vestibulaire et palatine	Une racine
		16 / 26	Trois cuspides : MV, DV, MP Présence du tubercule de Carabelli en MP	Trois racines : MV, DV, palatine
		17 / 27	Quatre cuspides : MV, DV, MP, DP	Trois racines : MV, DV, palatine
		18 / 28	Variabilité morphologique importante	Généralement, trois racines : MV, DV, palatine ; plus courtes, plus fines et souvent fusionnées
	<b>Mandibule</b>	31 / 41	Bord libre ou incisif	Une racine
		32 / 42	Bord libre ou incisif	Une racine
		33 / 43	Pointe cuspidienne ou canine	Une racine
		34 / 44	Deux cuspides : vestibulaire et linguale (plus basse)	Une racine
		35 / 45	Deux cuspides : vestibulaire et linguale (plus basse)	Une racine
		36 / 46	Quatre cuspides : MV, MP, DV, DP	Deux racines : mésiale et distale
		37 / 47	Cinq cuspides : MV, MP, DV, DP, distale	Deux racines : mésiale et distale
		38 / 48	Variabilité morphologique importante	Généralement deux racines : mésiale et distale, plus courtes, souvent fusionnées

**Tableau 2. Principales caractéristiques coronaires et radiculaires des dents permanentes (Beauthier, 2007; Woelfel and Scheid, 2007)**

*MV : Mésio-Vestibulaire ; MP : Mésio-Palatin ; DV : Disto-Vestibulaire ; DP : Disto-Palatin ;*

*ML : Mésio-Lingual ; DL : Disto-Lingual .*

### I.1.2. Développement des dents

Le développement dentaire inclut la formation des différents tissus et l'éruption des éléments des deux dentitions et couvre la presque totalité de la période juvénile (Scheuer et Black, 2000). L'Homme, comme la plupart des mammifères, est diphyodonte, c'est-à-dire qu'il possède deux dentitions successives : la dentition temporaire et la dentition permanente (Lautrou, 1998 ; Piette et Goldberg, 2001). A la denture temporaire succède la denture permanente avec le stade de coexistence de la denture mixte. Le développement dentaire débute morphologiquement vers la 6<sup>e</sup>- 7<sup>e</sup> année semaine de la gestation jusqu'à l'âge de 18-25 ans environ. La mise en place des deux dentures, temporaire et permanente, comprend quatre périodes : la vie intra-utérine avec la formation des bourgeons des dents temporaires, la petite enfance de 0 à 6 ans avec la dentition temporaire, l'enfance de 6 à 12 ans avec la dentition mixte et l'adolescence de 12 à 16 ans avec la dentition permanente, l'odontogenèse s'achève vers 18-25 ans par la rhizagenèse et l'éruption des 3<sup>e</sup> molaires permanentes. L'éruption des dents permanentes s'étale de l'âge de 6 ans (1<sup>ères</sup> molaires et incisives) à l'âge adulte avec une grande variabilité et une avance des filles sur les garçons. Les dents de remplacement commencent leur développement morphologique pendant l'odontogenèse des dents temporaires. Les dents temporaires subissent une rhizalyse suivie d'une chute qui coïncident avec le développement de l'organe permanent sous-jacent (Lautrou, 1998 ; Woelfel et Scheid, 2007). Schématiquement, la formation de chaque dent passe par quatre stades successifs (**Fig. 3**) :

- le début de calcification de la couronne par formation de la dentine à hauteur des cuspides,
- l'achèvement de la couronne et le début de l'édification radiculaire,
- l'éruption de la dent,
- l'achèvement de la calcification de la racine et la fermeture de l'apex.

La formation de la couronne implique les processus d'amélogénèse et de dentinogénèse.

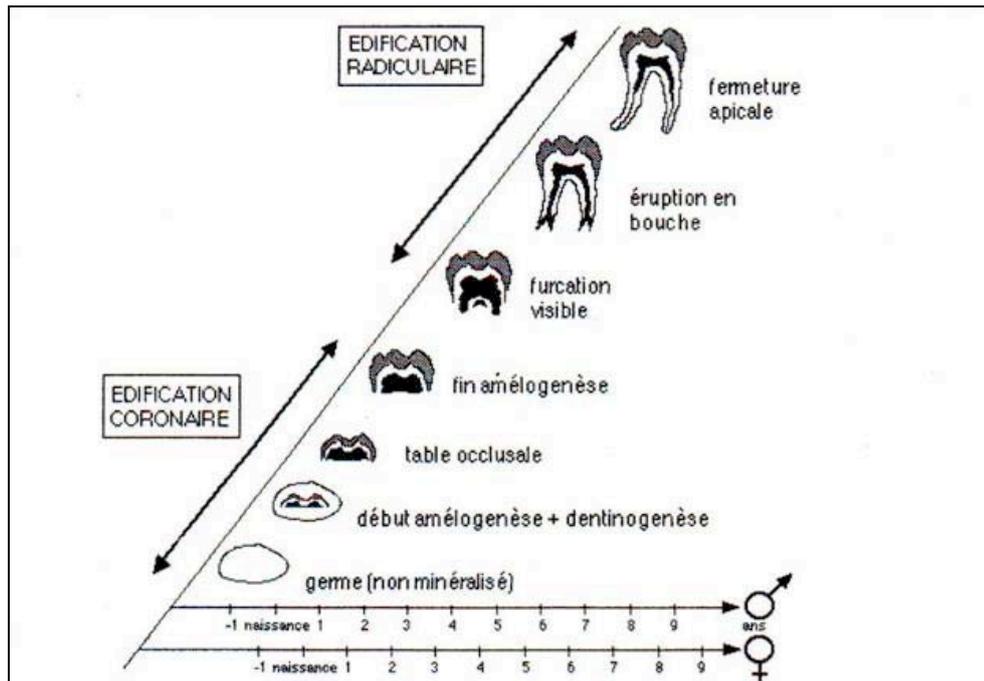


Figure 3. Minéralisation de la première molaire inférieure (Fronty et al., 2005)

Chez l'Homme, toutes les dents déciduales et les premières molaires permanentes ont généralement commencé leur minéralisation à la naissance. Des phases d'activité et d'inactivité vont se succéder tout au long de la période de développement dentaire (Scheuer et Black 2000).

Le **tableau 3** regroupe la chronologie des différents stades successifs de formation des dents temporaires et permanentes.

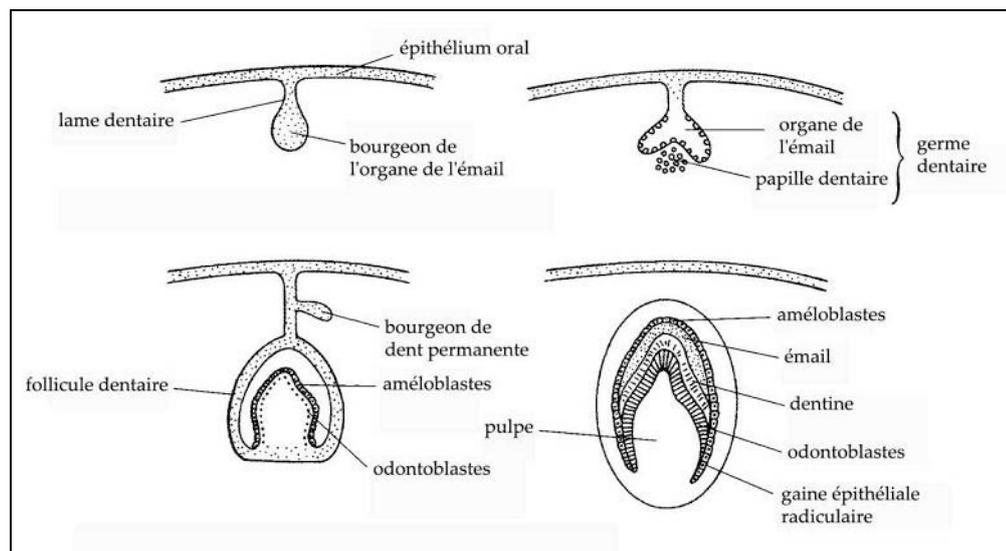
		Dents	Début de la formation des tissus durs	Achèvement de la couronne	Eruption	Fin de l'édification radiculaire
<b>DENTURE TEMPORAIRE</b>	<b>Maxillaire</b>	51 / 61	4 mois in utero	4 mois	7 ½ mois	1 an ½
		52 / 62	4 mois ½ in utero	5 mois	9 mois	2 ans
		53 / 63	5 mois in utero	9 mois	18 mois	3 ans ¼
		54 / 64	5 mois in utero	6 mois	14 mois	2 ans ½
		55 / 65	6 mois in utero	11 mois	24 mois	3 ans
	<b>Mandibule</b>	71 / 81	4 mois ½ in utero	3 mois ½	6 mois	1 an ½
		72 / 82	4 mois ½ in utero	4 mois	7 mois	1 an ½
		73 / 83	5 mois in utero	9 mois	16 mois	3 ans
		74 / 84	5 mois in utero	5 mois ½	12 mois	2 ans ¼
		75 / 85	6 mois in utero	10 mois	20 mois	3 ans
<b>DENTURE PERMANENTE</b>	<b>Maxillaire</b>	11 / 21	3 – 4 mois	4 – 5 ans	7 – 8 ans	10 ans
		12 / 22	10 – 12 mois	4 – 5 ans	8 – 9 ans	11 ans
		13 / 23	4 – 5 mois	6 – 7 ans	11 – 12 ans	13 – 15 ans
		14 / 24	1 an ½ - 1 an ¾	5 – 6 ans	10 – 11 ans	12 – 13 ans
		15 / 25	2 ans – 2 ans ¼	6 – 7 ans	10 – 12 ans	12 – 14 ans
		16 / 26	Naissance	2 ans ½ - 3 ans	6 – 7 ans	9 – 10 ans
		17 / 27	1 an ½ - 3 ans	7 – 8 ans	12 – 15 ans	14 – 16 ans
		18 / 28	7 – 9 ans	12 – 16 ans	17 – 21 ans	18 – 25 ans
	<b>Mandibule</b>	31 / 41	3 – 4 mois	4 – 5 ans	6 – 7 ans	9 ans
		32 / 42	3 – 4 mois	4 – 5 ans	7 – 8 ans	10 ans
		33 / 43	4 – 5 mois	6 – 7 ans	9 – 10 ans	12 – 14 ans
		34 / 44	1 an ¾ - 2 ans	5 – 6 ans	10 – 12 ans	12 – 13 ans
		35 / 45	2 ans ¼ - 2 ans ½	6 – 7 ans	11 – 12 ans	13 – 14 ans
		36 / 46	Naissance	2 ans ½ - 3 ans	6 – 7 ans	9 – 10 ans
		37 / 47	2 ans ½ - 3 ans	7 – 8 ans	11 – 13 ans	14 – 15 ans
		38 / 48	8 – 10 ans	12 – 16 ans	17 – 21 ans	18 – 25 ans

**Tableau 3. Formation des dents temporaires et permanentes et temps d'éruption**  
(Logan et Kronfeld légèrement modifié par McCall et Schour, dans Woelfel et Scheid, 2007)

Les dents sont numérotées selon la nomenclature de la FDI.

Du point de vue histologique, l'odontogenèse débute lors de la période prénatale, pendant les étapes initiales du développement crânio-facial (Piette et Goldberg, 2001). D'origine ecto-mésenchymateuse, sous le contrôle des crêtes neurales céphaliques, la dent est un organe pluritissulaire qui suit un processus de maturation et de calcification. La **figure 4** présente les stades initiaux du développement dentaire. L'émail est d'origine ectodermique, alors que la dentine, le cément et la pulpe proviennent du mésenchyme, lui même issu de cellules de la

crête neurale (Swindler 2002). Les cellules de l'ectomésenchyme induisent une prolifération réciproque de l'épithélium oral qui s'épaissit et qui donne lieu aux lames dentaires en forme de fer à cheval. La lame primitive, la lame dentaire (préfigurant les arcades dentaires) et la lame de remplacement sont ainsi formées successivement (Georget *et al.*, 2007). Chaque lame donne naissance à des bourgeons dentaires, épaississements épithéliaux localisés qui se divisent en quatre niveaux cellulaires (dont l'épithélium dentaire interne et l'épithélium dentaire externe). Les tissus mésenchymateux prolifèrent et constituent une masse, appelée papille dentaire. Les bourgeons augmentent de volume du fait de la division des cellules épithéliales et mésenchymateuses et se transforment en capuchons dentaires (Piette et Goldberg, 2001). Ces derniers sont caractérisés par une concavité du massif épithélial qui enveloppe partiellement le mésenchyme sous-jacent, future pulpe dentaire. A partir du stade capuchon, le massif épithélial se transforme progressivement en organe de l'émail (Piette et Goldberg, 2001). Puis chaque capuchon se transforme en cloche dentaire. La différenciation des odontoblastes et des améloblastes est ensuite initiée (Piette et Goldberg, 2001).



**Figure 4. Les stades initiaux du développement dentaire**  
(Scheuer et Black, 2000)

Les 20 bourgeons des dents temporaires apparaissent sur la lame dentaire lors des 2<sup>e</sup> et 3<sup>e</sup> mois de la vie intra-utérine. Les bourgeons des molaires permanentes sont formés grâce à la prolifération distale de la lame dentaire à des temps différents (1<sup>ères</sup> molaires au 4<sup>e</sup> mois de la vie intra-utérine, 2<sup>ièmes</sup> molaires entre le 9<sup>e</sup> mois et la première année, 3<sup>ièmes</sup> molaires vers l'âge de 5 ans). Parallèlement, les germes des dents permanentes précédées des dents temporaires dérivent de la lame de remplacement : le groupe incisivo-canin au 5<sup>e</sup> mois *in*

*utero*, la première prémolaire à la naissance, la deuxième prémolaire entre le 9<sup>e</sup> mois et un an (Georget *et al.*, 2007). Les dents permanentes commencent leur développement pendant l'odontogenèse des dents déciduales. Les dents permanentes se développent de deux façons : les incisives et les canines permanentes, ainsi que les prémolaires se forment séquentiellement à partir de la région linguale de l'organe de l'émail de chaque dent temporaire ; les molaires permanentes se développent quant à elles à partir d'une extension distale de la lame dentaire initiale (Georget *et al.*, 2007 ; Piette et Goldberg, 2001).

Le développement dentaire d'un individu comprend des processus variés : la formation des cryptes dans l'os alvéolaire, la minéralisation des couronnes et des racines et l'éruption dentaire. L'éruption dentaire est définie comme un processus de développement au cours duquel la dent se déplace verticalement de sa position initiale dans la crypte alvéolaire vers sa position fonctionnelle dans le plan occlusal. Ce terme ne doit pas être confondu avec celui d'émergence, qui ne correspond qu'à une seule étape du phénomène d'éruption (Schour, 1948). Plusieurs auteurs estiment que les processus de formation des couronnes et des racines, sont principalement déterminés au niveau génétique (*e.g.*, Lewis et Garn 1960 ; Tanner 1962 ; Garn *et al.*, 1965b), alors que l'éruption serait plus sensible aux diverses influences intrinsèques et extrinsèques (Fanning 1961 ; Haavikko 1973 ; Brown 1978 ; cités par Scheuer et Black 2000). De plus, Liversidge (2004) constate que la chronologie absolue des étapes de l'éruption est plus variable que celle de la formation des couronnes et des racines, qui, quant à elle, varierait peu au sein des populations, voire même d'une population à l'autre, en particulier dans le cas des jeunes enfants. Les différences intra- et inter-populationnelles dans la chronologie absolue de la minéralisation et surtout de l'éruption des dents s'accroîtraient avec l'âge (Liversidge and Molleson, 2004 ; Moorrees *et al.*, 1963a ; b). Un certain nombre de facteurs, comme, par exemple, le sexe, divers facteurs environnementaux (climat, nutrition, *etc...*), et biologiques (durée de la vie utérine, poids, taille, *etc...*), ou encore des facteurs socio-économiques, ont été proposés comme agents susceptibles d'influencer la chronologie absolue de la minéralisation et de l'éruption des dents (Demirjian, 1986 ; Garn *et al.*, 1958). Cependant, il est important de noter qu'une partie des différences constatées résulte vraisemblablement de disparités dans les méthodologies utilisées pour collecter les données et dans les outils d'analyse choisis (Braga *et al.*, 2005 ; Heuzé, 2004).

### **I.1.3. Structure des tissus dentaires**

Les dents sont formées de quatre tissus, dont trois minéralisés.

#### ***I.1.3.1. L'émail***

L'émail, structure minéralisée d'origine épithéliale forme une couche tissulaire protectrice au niveau de la couronne dentaire (Piette et Goldberg, 2001). Il recouvre le complexe pulpodentinaire dans sa partie coronaire et est en contact avec le milieu buccal. L'émail est caractérisé par une organisation complexe et présente un taux de minéralisation très élevé qui en fait le tissu le plus dur de l'organisme. Son épaisseur est maximale au niveau des cuspidés et du bord libre, minimale au niveau de la région cervicale (Goldberg, 2007 ; Piette et Goldberg, 2001). L'émail des dents temporaires est plus fin que celui des dents permanentes (Lautrou, 1998 ; Woelfel et Scheid, 2007). Dans sa forme mature et de manière structurale, l'émail contient 96 % de matière minérale, des traces de matière organique et peu d'eau (Goldberg, 2007 ; Piette et Goldberg, 2001). Sa phase minérale est constituée de cristaux d'apatite carbonatée (Fejerskov et Kidd, 2007 ; Piette et Goldberg, 2001). Au niveau microscopique, l'émail est constitué de prismes allant de la jonction amélo-dentinaire jusqu'à la surface coronaire (Hillson, 1996 ; 2005). Entre ces prismes, se trouve l'émail interprismatique. L'émail aprismatique se situe contre la jonction amélo-dentinaire et en surface. La trajectoire des prismes n'est que rarement linéaire. L'organisation tridimensionnelle des prismes est compliquée par l'adaptation de la réponse biomécanique aux contraintes qui s'exercent sur l'émail (Goldberg, 2007). La réponse aux contraintes biomécaniques se traduit par la présence des bandes de Hunter-Schreger et des stries de Retzius. Les bandes de Hunter-Schreger résultent de la superposition de groupes de prismes dont les directions sont antiparallèles du fait d'un double enroulement hélicoïdal. Elles permettent de résister aux forces d'écrasement issues de la mastication (Goldberg, 2007). Les stries de Retzius influent également sur la trajectoire des prismes (Piette et Goldberg, 2001). L'amélogenèse est le résultat d'évènements cellulaires et extracellulaires et se déroule en deux étapes : la production d'une matrice organique qui se minéralise immédiatement et le retrait de cette même matrice suivi d'une déposition minérale accrue (Piette et Goldberg, 2001). La formation de la matrice d'émail est initiée par des cellules appelées améloblastes (Dean, 2006). L'émail, tissu acellulaire, ne peut pas se régénérer en cas d'altération car les cellules responsables de sa formation sont détruites lors de l'éruption de la dent dans la cavité buccale (Piette and Goldberg, 2001).

### ***1.1.3.2. La dentine***

La dentine, d'origine mésenchymateuse, est un tissu dur minéralisé, avasculaire, cellulaire qui, contrairement à l'émail, présente une structure évolutive. Elle est composée à 72% de matière inorganique et à 20% de matière organique (dont 18% de collagène), le reste étant constitué d'eau (Williams et Elliott, 1989). La majorité de cette matière inorganique est constituée d'apatite. Contrairement à l'émail, la dentine contient du collagène et est donc relativement moins dure (Dean, 2006). Les cristaux de la dentine sont moins larges que ceux de l'émail, avec des valeurs nanométriques (Hillson, 1996 ; 2005). Les odontoblastes sécrètent la pré-dentine (le précurseur non minéralisé de la dentine) et la minéralisent pour former la dentine mature (Hillson, 1996). Les odontoblastes sont contenus dans les canalicules dentinaires, les structures histologiques de base de la dentine. Contrairement aux améloblastes, les odontoblastes restent capables de produire des tissus tout au long de la vie de l'individu. Il existe différents types de dentine. Après la fin de l'édification de la dent et donc la fin de la sécrétion de dentine primaire, les odontoblastes peuvent produire une dentine dite secondaire (Swindler 2002). Lorsque l'usure occlusale et interproximale progresse, la sécrétion de dentine secondaire augmente afin de protéger la chambre pulpaire des expositions extérieures. La dentine secondaire réduit progressivement la cavité pulpaire et se concentre principalement au niveau des cornes pulpaires et du plancher de la chambre (Philippas et Applebaum, 1966 ; Piette et Goldberg, 2001). Une dentine tertiaire peut se former localement en réaction à un stimulus (Piette et Goldberg, 2001).

### ***1.1.3.3. Le ciment***

Le ciment, d'origine mésenchymateuse, recouvre la racine. Le ciment se développe sur la dentine radiculaire et s'étend généralement autour de l'émail cervical (Hillson, 1996 ; 2005). La composition générale du ciment est proche de celle de l'os, avec 70% de matière inorganique et 22% de matière organique (dont 21% de collagène), le reste étant constitué d'eau (Williams et Elliott, 1989). La composition du ciment varie d'une couche à l'autre et entre les différentes parties de la dent. Son épaisseur, également très variable en fonction de la zone radiculaire considérée, augmente avec l'âge (jusqu'à 500 ou 600 µm au niveau de l'apex d'une dent adulte) (Hillson, 1996). Les dents encore incluses d'un jeune individu présentent une couche de ciment avoisinant généralement une épaisseur de 10-20 µm (Hillson, 1996).

Le ciment est produit par les cémentoblastes, et contrairement à l'émail et à la dentine, ce tissu peut être remodelé (Hillson, 1996). Les fibres du parodonte relient l'os alvéolaire au ciment, qui participe ainsi au support de la dent dans son alvéole.

#### ***1.1.3.4. La pulpe dentaire***

La pulpe dentaire, tissu conjonctif, comble la cavité pulpaire et est entourée par la dentine. Elle contient les vaisseaux sanguins et les ramifications nerveuses. Elle occupe le canal radiculaire (pulpe radiculaire) depuis l'apex dentaire et jusqu'à la couronne (chambre pulpaire) (Cavézian *et al.*, 2006 ; Piette et Goldberg, 2001). La pulpe est constituée de plusieurs tissus parmi lesquels des artères, des veines, des nerfs et des vaisseaux lymphatiques. Ces structures entrent et sortent de la dent par l'intermédiaire du foramen apical situé à l'extrémité de la racine. La pulpe assure la nutrition et la sensibilité dentinaire. L'apposition dentinaire se poursuit tant que la pulpe est vivante. Elle possède une capacité réparatrice dans des conditions pathologiques (formation de dentine tertiaire) (Auriol *et al.*, 2000).

#### **I.1.4. Vieillessement physiologique et pathologique des tissus dentaires**

##### **➤ *L'émail***

L'émail subit une abrasion physiologique de surface notamment sur les zones occlusales en contact avec les dents antagonistes. Les pathologies, les para-fonctions ou les reconstitutions prothétiques peuvent causer une usure prématurée (Fronty *et al.*, 2005 ; Georget *et al.*, 2007). Il a tendance à se colorer par incorporation d'éléments minéraux, par épaissement de la masse dentinaire et par une réduction de la perméabilité (Ten Cate, 1998 ; Piette et Golberg, 2001).

##### **➤ *Complexe pulpodentinaire et dépôt de dentine secondaire***

La dentinogenèse continue tout au long de la vie de la pulpe dentaire. Physiologiquement, un dépôt permanent de dentine sur les parois de la chambre pulpaire provoque une réduction du volume de la cavité pulpaire (Philippas, 1961 ; Philippas et Applebaum, 1966). Les pathologies dentaires de type maladie carieuse provoquent une apposition de dentine tertiaire en regard de la zone agressée.

➤ ***Dentine et translucidité radiculaire***

Le vieillissement de la dentine se traduit par l'apposition de dentine à l'intérieur des canalicules.

➤ ***Cément et apposition cémentaire***

Physiologiquement, la cémentogenèse est un phénomène continu qui se produit tout au long de la vie de la dent sur l'arcade. Ce processus se ralentit chez les personnes âgées. Les stimuli occlusaux et la migration physiologique de la dent entraînent une résorption anormale et une apposition qui produisent une hétérogénéité de la surface radiculaire. Les pathologies de type maladie parodontale, bruxisme, ostéoporose induisent une augmentation de l'épaisseur du cément. Cette hypercémentose perturbe la relation linéaire qui existe physiologiquement entre l'épaisseur de cément et l'âge de l'individu (Fronty *et al.*, 2005 ; Georget *et al.*, 2007).

➤ ***Résorption radiculaire***

Elle est plus souvent liée aux phénomènes pathologiques qu'au vieillissement physiologique.

Les changements morphologiques de ces tissus sont des critères pris en compte dans l'estimation de l'âge par les méthodes dentaires.

## **1.2. METHODES D'ESTIMATION DE L'ÂGE A PARTIR DES DENTS**

L'odontologie tient une place privilégiée dans la détermination de l'âge d'un individu. En effet, le développement et le vieillissement physiologique de l'organe dentaire donnent de nombreuses indications sur l'âge dentaire. L'estimation de l'âge par des méthodes dentaires présente un intérêt à la fois pour les anthropologues, les dentistes, les orthodontistes, les pédodontistes et les médecins légistes. Les méthodes de détermination de l'âge sont utilisées chez l'enfant ou l'adulte, le vivant ou le décédé, pour des restes fragmentaires ou pour la cavité buccale complète (Amariti *et al.*, 2000 ; Kvaal *et al.*, 1995 ; Matsumoto *et al.*, 1999 ; Ritz-Timme *et al.*, 2000 ; Schmeling *et al.*, 2007 ; Schmeling *et al.*, 2008).

Schématiquement, les méthodes d'estimation de l'âge dentaire peuvent être divisées en deux groupes (Solheim and Vonen, 2006) :

- les méthodes d'estimation basées sur le développement dentaire,
- les méthodes d'estimation basées sur le vieillissement physiologique de la dent.

Plusieurs méthodes sont applicables à la fois chez la personne vivante ou décédée (Willems *et al.*, 2002). Cependant, pour les méthodes d'estimation de l'âge basées sur le vieillissement physiologique de la dent, les phénomènes pathologiques peuvent interférer sur les critères physiologiques et introduire des biais de mesures. Ces méthodes sont alors moins précises que celles basées sur les stades du développement dentaire.

L'estimation de l'âge est essentielle dans différentes situations. Par exemple, déterminer l'âge d'un fœtus ou d'un nourrisson au moment du décès est important en médecine légale. Egalement, la fiabilité et la précision de l'estimation de l'âge sont nécessaires pour établir des preuves scientifiques et démontrer si un individu a plus de 18 ans. Lors d'une procédure d'identification d'un individu ou lors de litiges d'enregistrement de dates de naissances (cas de réfugiés), l'âge dentaire peut être estimé. Lors de catastrophes de masse naturelles (tsunami) ou humaines (attaque terroriste), ces méthodes peuvent être aussi appliquées. Dans les procédures d'identification de corps calcinés, décomposés, mutilés, fragmentés ou à l'état de squelette (Delattre, 2000 ; Ferreira *et al.*, 1997 ; Ferreira *et al.*, 2008), les dents sont particulièrement exploitées en raison de leurs caractéristiques morphologiques aussi précises que des empreintes digitales (Avon, 2004 ; Ferreira *et al.*, 2008 ; Pretty et Sweet, 2001 ; Rothwell, 2001). Cette estimation de l'âge est également nécessaire dans les études paléo-démographiques pour étudier la mortalité dans les populations du passé. Enfin, l'estimation de l'âge est aussi importante en pratique clinique, notamment en pédiatrie et en orthodontie lors de la planification des plans de traitement.

### **I.2.1. Méthodes basées sur le développement bucco-dentaire**

Le premier groupe concerne les méthodes d'estimation basées sur le développement bucco-dentaire. Ces méthodes concernent les nouveaux-nés, les enfants, les adolescents et les jeunes adultes jusqu'à 20 ans. Ces méthodes sont basées schématiquement sur trois périodes (Beauthier, 2007) :

- la première période qui comprend la vie embryonnaire, fœtale jusqu'à la naissance,
- la deuxième période qui s'étend de la naissance jusqu'à l'âge de 17 ans environ et qui correspond à la fermeture des apex des deuxièmes molaires,
- la troisième période qui concerne principalement le développement de la troisième molaire, période qui présente un degré de variabilité important accentué par l'agénésie assez fréquente de ces dents.

#### ***I.2.1.1. Période embryonnaire, fœtale et néonatale***

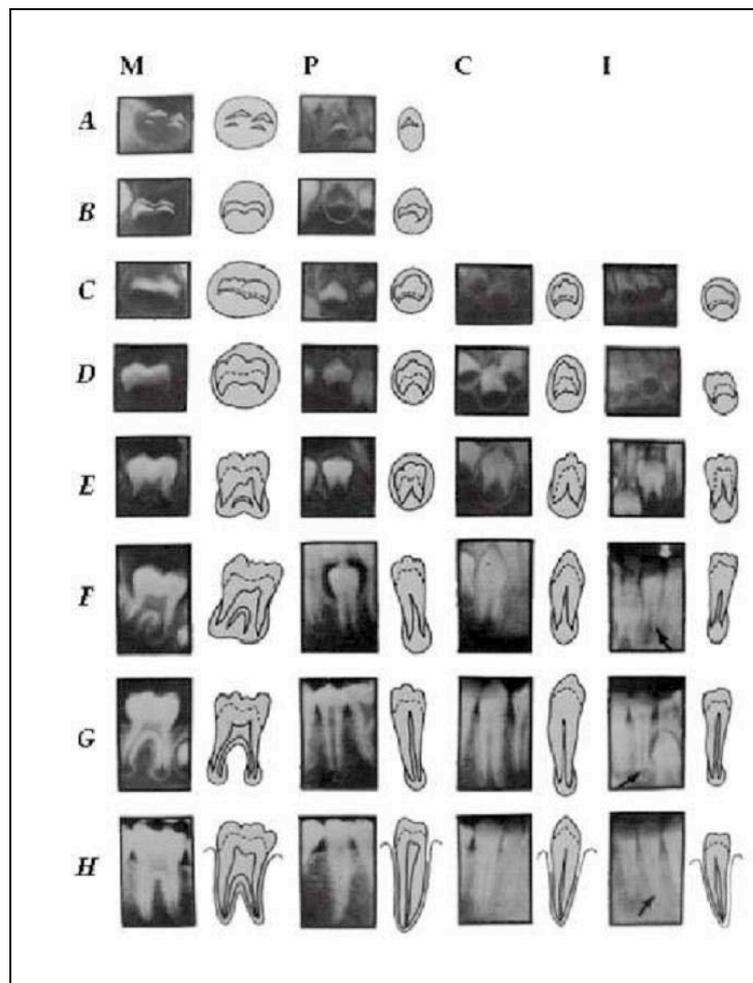
En étudiant la morphogenèse des germes dentaires, une correspondance entre chaque stade (*i.e.* lame dentaire, bourgeon dentaire, cupule et cloche dentaire) et l'âge dentaire est décrite (Benoit *et al.*, 1979). L'examen des stries de Retzius permet d'établir la croissance de la dent par confrontation des stries de croissance par rapport à la ligne néonatale décrite pour la première fois par Rushton en 1933. Cette ligne, appelée également ligne d'Orban correspond à une strie qui marque le passage de la vie intra-utérine à extra-utérine. Récemment, Aka *et al.* (2009) ont rapporté une relation significative entre l'âge des fœtus et des nourrissons au moment du décès et des mesures dentaires telles que les hauteurs coronaire et radiculaire. Ces mesures sont effectuées sur un échantillon de 76 incisives centrales maxillaires et mandibulaires temporaires.

#### ***I.2.1.2. Période infantile, subadulte***

Le développement des dents est considéré comme un indice utile de maturation car les dents sont les organes du corps les moins touchés par les dommages engendrés par les maladies endocriniennes et environnementales (Saunders *et al.*, 1993). De plus, la maturation dentaire est davantage contrôlée génétiquement que par des facteurs environnementaux contrairement à la maturation osseuse (Gleiser and Hunt, 1955 ; Moorrees *et al.*, 1963a ; b ; Nolla, 1960). Elle est également considérée comme un indice de croissance chez les enfants très utile en pratique clinique, pour la mise en place des plans de traitements orthodontiques (Nykanen *et*

*al.*, 1998). Le développement dentaire peut être mesuré de deux façons : éruption dentaire ou formation de la dent. L'éruption dentaire est un phénomène discontinu et variable affecté par des facteurs tels que la malnutrition, la perte prématurée des dents temporaires ou la maladie carieuse. En revanche, la formation des dents est perçue comme une meilleure mesure bénéficiant d'une grande fiabilité, d'un faible coefficient de variation et d'une plus grande résistance aux effets de l'environnement (Demirjian *et al.*, 1985 ; Garn *et al.*, 1965a ; Garn *et al.*, 1965b ; Liversidge et Molleson, 2004 ; Moorrees et Kent, 1981 ; Pelsmaekers *et al.*, 1997). La majorité des études sur la formation des dents pendant la période postnatale fait appel aux techniques radiologiques (Braga *et al.*, 2005 ; Cameriere *et al.*, 2008b ; Chaillet *et al.*, 2005 ; Demirjian *et al.*, 1973 ; Garn *et al.*, 1958 ; 1959 ; Heuze *et al.*, 2005 ; Heuze et Cardoso, 2008 ; Heuzé, 2004 ; Levesque *et al.*, 1981 ; Liversidge et Molleson, 2004 ; Moorrees *et al.*, 1963a ; b ; Nolla, 1960 ; Nystrom *et al.*, 1986 ; Schour, 1948). Ces méthodes radiologiques sont par conséquent applicables à la fois chez le vivant et le décédé. Les premiers travaux sur le développement dentaire basés sur des données radiographiques et histologiques, notamment celles de Logan et Kronfeld (1933), sont les tables de Schour et Massler (1940, 1941). Ces tables permettent une comparaison à partir de radiographies panoramiques en interprétant les stades de formation et d'éruption de l'ensemble des dents. Les tables de Ubelaker (1978) reprennent les tables de Schour et Massler et tiennent compte à la fois de l'éruption des dentures temporaire et permanente. Initiées par les travaux de Gleiser et Hunt (1955), des méthodes basées sur l'évaluation de la maturation dentaire par l'intermédiaire des stades dentaires se sont développées. Les différents stades de maturation dentaire font appel à des comparaisons avec des tables de référence. Les méthodes définissent les étapes de minéralisation des dents observées sur des radiographies (type radiographies panoramiques principalement) qui sont, par la suite, codées selon des scores prédéterminés. La méthode la plus couramment utilisée a été publiée en 1973 par Demirjian, Goldstein et Tanner, et modifiée par la suite par d'autres auteurs (Cameriere *et al.*, 2006b ; Chaillet *et al.*, 2004 ; Willems *et al.*, 2001). La méthode de Demirjian *et al.* (1973) évalue le développement de 7 dents permanentes mandibulaires gauches et repose sur le codage de ces dents à partir d'une radiographie panoramique. La troisième molaire, de par sa variabilité, n'est pas prise en compte. L'échantillon d'étude est composé de 1482 filles et 1446 garçons, tous canadiens d'origine française et âgés de 2 à 20 ans. Huit stades dentaires sont définis pour chaque type de dent (*i.e.* incisives, canine, prémolaires, molaires) (**Fig. 5**). Le stade de développement de chaque dent est converti en un score numérique en utilisant une table de

conversion en fonction du sexe. Les 7 scores numériques sont additionnés pour donner le score total de maturité (compris entre 0 et 100) pour l'individu concerné. Par la suite, il est possible de convertir l'indice de maturité dentaire en âge dentaire par l'intermédiaire d'un abaque proposé par les auteurs. Les tables de conversion ainsi produites permettent des estimations entre 3 et 16 ans, les classes d'âges extrêmes étant insuffisamment représentées pour être intégrées au référentiel. Par la suite, l'échantillon d'étude a été augmenté, l'effectif total étant de 4396 individus (2349 filles et 2047 garçons) avec un âge compris entre 2 et 20 ans (Demirjian, 1986).

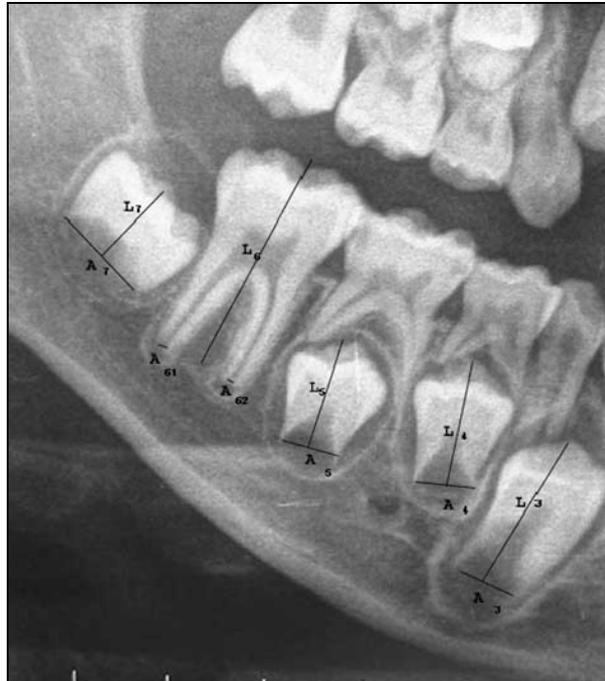


**Figure 5. Représentation des différents stades radiographiques en fonction du type de dent permanente (Demirjian et al., 1973)**

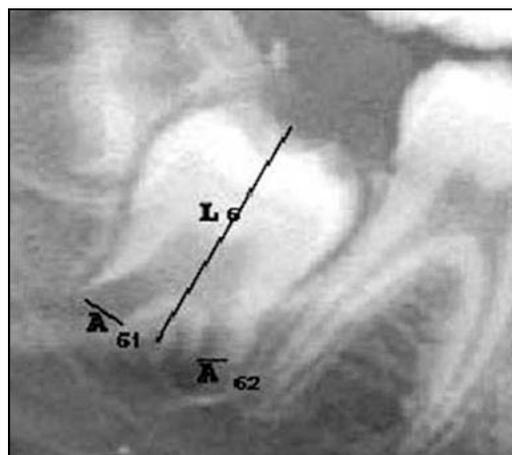
Cette méthode a été préalablement conçue pour des situations où l'âge réel des enfants est connu et permet ainsi de savoir si le développement dentaire est avancé ou retardé. Elle offre la possibilité de calculer un score de maturité en fonction de l'âge et de l'intervalle de confiance à 95%. Néanmoins, il s'agit d'une méthode largement utilisée pour l'estimation de l'âge dentaire chez des individus d'âge inconnu (Cameriere et al., 2006b ; Olze et al., 2005 ;

Prieto *et al.*, 2005). Hagg et Matsson (1985) affirment que l'estimation de l'âge par la méthode de Demirjian *et al.* est réalisée avec une plus grande précision et fiabilité pour les jeunes enfants et concluent que cette méthode est mieux adaptée pour la petite enfance. Cependant, la méthode de Demirjian *et al.* présente deux limites. D'une part, l'appréciation des stades d'évolution des dents est qualitative et présente une part de subjectivité. D'autre part, l'échantillon utilisé est issu d'une population spécifique (échantillon canadien). Plusieurs travaux ont tenté de corriger ce biais d'échantillonnage par des évaluations sur d'autres populations et ont proposé d'autres méthodes de calculs d'âge (régressives, probabilistes, polynomiales). Diverses études ont montré une surestimation de la méthode de Demirjian *et al.* lorsqu'elle est appliquée à un échantillon européen (Willems *et al.*, 2001). Nystron *et al.* (1986) ont observé une maturation dentaire plus avancée pour les enfants finlandais comparativement à l'échantillon d'étude initial décrit dans la méthode de Demirjian *et al.* Staaf *et al.* (1991) ont déduit une surestimation de 6 à 10 mois lorsque la méthode de Demirjian *et al.* est appliquée à un échantillon scandinave. Bagherpour *et al.* (2010) concluent à une estimation appropriée pour des âges compris entre 9 et 13 ans. Cependant, pour l'estimation de l'âge de plus jeunes enfants, ils préconisent de nouvelles études incluant un échantillon plus large (Bagherpour *et al.*, 2010). Afin d'améliorer cette méthode, plusieurs auteurs ont développé des approches alternatives basées sur la modification des scores de maturité (Chaillet et Demirjian, 2004 ; Chaillet *et al.*, 2004 ; Chaillet *et al.*, 2005 ; Willems *et al.*, 2001) ainsi que sur la mesure de certains paramètres comme la hauteur de la couronne, la largeur de l'apex ou la longueur des dents sur des radiographies (Cameriere *et al.*, 2004 ; 2006b ; Mornstad *et al.*, 1994). Cameriere *et al.* (2006b) ont développé une méthode basée sur la relation entre l'âge et la mesure de l'ouverture apicale. L'échantillon de leur étude comporte 455 radiographies panoramiques issues de sujets âgés entre 5 et 15 ans. Les mesures sont réalisées à partir des radiographies panoramiques sur les 7 dents permanentes mandibulaires gauches qui présentent des apex ouverts ou édifiés. Les distances mesurées sont codifiées par la lettre A et la lettre i représente le numéro de la dent (de 1 à 7). Pour les dents monoradiculées, les distances ( $A_i$ ,  $i = 1 \dots 5$ ) entre les faces internes des apex ouverts sont mesurées. Pour les dents pluriradiculées, la somme des distances ( $A$ ,  $i = 6, 7$ ) entre les faces internes des deux sommets des apex est calculée. Pour tenir compte du possible effet de déformation lié à l'agrandissement et à l'angulation de la radiographie, les mesures sont normalisées en les divisant par la longueur de la dent ( $L_i$ ,  $i = 1 \dots 7$ ) (**Fig. 6 et 7**). La maturation dentaire tient

compte de la normalisation des 7 dents mandibulaires gauches représentée par :  $x_i$  qui est le rapport entre  $A_i/L_i$  ( $i = 1...7$ ), la somme des apex ( $s = \sum x_i$ ) et le nombre de dents ( $N_0$ ) présentant une édification radriculaire complète.



**Figure 6. Exemples de mesures des dents selon la méthode développée par Cameriere et al. (2006b)**  
 $A_i$ ,  $i = 1...5$  représente la distance entre les faces internes de l'apex ouvert pour les dents monoradiculées,  
 $A_i$ ,  $i = 6,7$  représente la somme des distances des faces internes des apex ouverts pour les dents pluriradiculées,  
 $L_i$ ,  $i = 1...7$  représente la longueur de la dent.



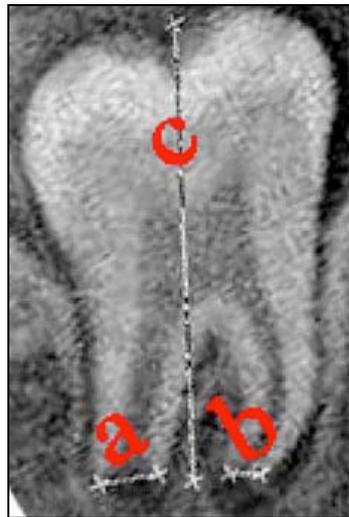
**Figure 7. Exemples de mesures d'une dent biradiculée (Cameriere et al., 2006b)**  
 $(A_{61} + A_{62})$  représente la somme des distances des faces internes des apex ouverts.  
 $L_6$  représente la longueur de la dent.

Néanmoins et d'une manière générale, les différentes méthodes dentaires d'estimation de l'âge ne permettent pas d'établir une formule commune pour l'ensemble des populations du monde (Liversidge *et al.*, 1999 ; Qudeimat et Behbehani, 2009 ; Tunc et Koyuturk, 2008). Par exemple, une formule de régression multiple donne des valeurs correctes pour un échantillon issu d'une population européenne. Cependant, si cette formule est appliquée à un échantillon issu d'une autre population, elle entraîne une sur ou sous estimation de l'âge (Rai *et al.*, 2010). La création de nouvelles formules à partir de nouveaux échantillons est nécessaire. Néanmoins, les protocoles d'étude doivent faire appel à une méthodologie adaptée et détaillée à partir d'un échantillon d'étude clairement défini pour éviter des erreurs méthodologiques pouvant biaiser les résultats statistiques.

### ***1.2.1.3. Période subadulte à adulte***

Cette période concerne l'état de croissance des troisièmes molaires (Gunst *et al.*, 2003). Durant cette période, l'estimation de l'âge est plus aléatoire compte tenu de la grande variabilité de taille, de forme et de maturation des troisièmes molaires (Garn *et al.*, 1963 ; Mincer *et al.*, 1993 ; Thorson et Hagg, 1991). Leur formation se poursuit après la puberté (Levesque *et al.*, 1981 ; Moorrees *et al.*, 1963a ; Thorson et Hagg, 1991) et leur développement peut s'étendre sur une période de plus de 10 ans (Daito *et al.*, 1992; Garn *et al.*, 1963). Les 8 stades des premières et deuxièmes molaires développés dans la méthode de Demirjian *et al.* (1973) et modifiés par certains auteurs (Kasper *et al.*, 2009 ; Solari et Abramovitch, 2002) sont utilisés pour les troisièmes molaires à partir de radiographies panoramiques (Arany *et al.*, 2004 ; Kasper *et al.*, 2009 ; Knell *et al.*, 2009 ; Levesque *et al.*, 1981 ; Meinl *et al.*, 2007a ; Mincer *et al.*, 1993 ; Olze *et al.*, 2004 ; Prieto *et al.*, 2005 ; Solari et Abramovitch, 2002). La plupart de ces études montrent que les sujets ayant leurs troisièmes molaires au stade de développement « H » décrit par Demirjian *et al.* (1973) ont très probablement atteints l'âge de 18 ans (Lewis et Senn, 2010). La relation entre l'âge et l'ouverture apicale des racines des troisièmes molaires a également été étudiée par Cameriere *et al.* (2008a). A partir de 906 radiographies panoramiques, ces auteurs ont évalué l'indice de maturité des troisièmes molaires mandibulaires gauches d'individus âgés entre 14 et 23 ans. Cet indice de maturité (I3M) est calculé de la même manière que celle utilisée pour les ratios Ai/Li (i= 6,7) décrits précédemment (Cameriere *et al.*, 2006b). Si la troisième molaire présente des racines complètement édifiées, l'I3M = 0. Sinon cet indice est évalué en

calculant la somme des distances entre les faces internes des deux sommets des apex ouverts et en divisant par la longueur de la dent (*Fig. 8*).

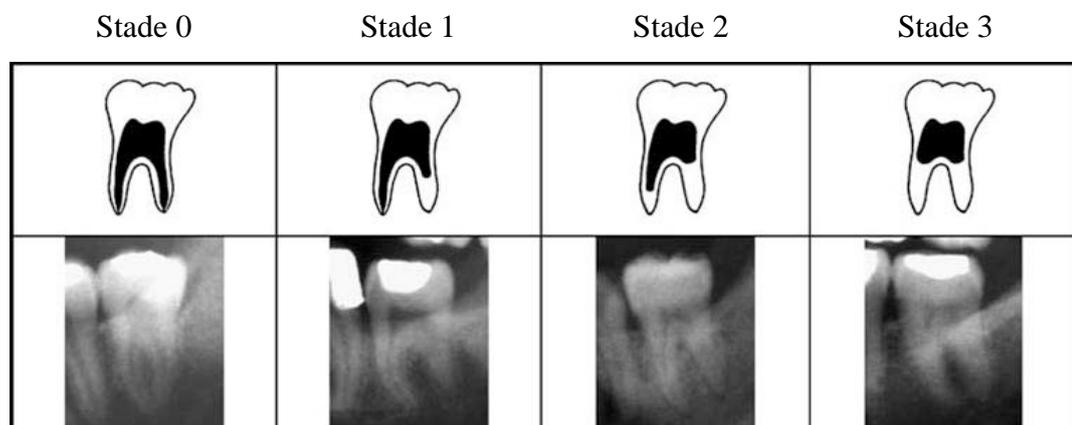


*Figure 8. Exemples de mesures sur une troisième molaire (Cameriere et al., 2008a)*

$$IMM = (a + b)/c$$

$(a + b)$  représente la somme des distances des faces internes des deux sommets des apex ouverts ;  $c$  représente la longueur de la dent.

Récemment, une nouvelle classification (*Fig. 9*) a été établie en tenant compte des différents stades de visibilité radiographique de la pulpe des racines des troisièmes molaires (Olze *et al.*, 2010). A partir de 1198 radiographies panoramiques de sujets âgés de 14 à 40 ans, les stades de 0 à 3 ont été établis en évaluant qualitativement la visibilité de la lumière canalaire. Ces auteurs concluent que pour un stade 0, un âge inférieur à 18 ans n'est pas exclu. Pour les stades 1 et 2, les sujets ont probablement plus de 18 ans et très probablement plus de 21 ans. Les stades 2 et 3 correspondent à des sujets ayant plus de 21 ans (Olze *et al.*, 2010).



*Figure 9. Schémas et radiographies montrant les stades de visibilité de la pulpe radiculaire sur une troisième molaire (Olze et al., 2010)*

### **I.2.2. Méthodes basées sur le vieillissement physiologique du système dentaire**

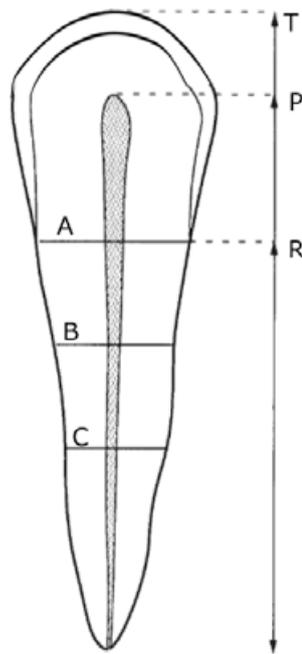
Le deuxième groupe comprend les méthodes d'estimation de l'âge basées sur le vieillissement physiologique du système dentaire et concerne les sujets adultes. Ces modifications dentaires tiennent compte non seulement de l'âge mais aussi de l'hygiène orale, de l'alimentation, des habitudes particulières (Maat, 2001 ; Solheim, 1988). Les changements physiologiques tels que l'attrition dentaire sont influencés par des particularités culturelles et individuelles comme le bruxisme ainsi que des changements pathologiques tels que la résorption radiculaire affectée par des problèmes occlusaux. Plusieurs articles détaillent des méthodes d'estimation de l'âge basées sur des mesures morphologiques des changements de la structure de la dent liés à l'âge (Drusini *et al.*, 1991 ; Drusini *et al.*, 1997 ; Gustafson, 1950 ; Kolltveit *et al.*, 1998 ; Kvaal et Solheim, 1994 ; Kvaal *et al.*, 1995 ; Lopez Nicolas *et al.*, 1993 ; Meinl *et al.*, 2007b ; Paewinsky *et al.*, 2005 ; Prapanpoch *et al.*, 1992 ; Solheim, 1989 ; 1992b). Dans ces articles, le dépôt de dentine secondaire est considéré comme un facteur de l'âge important. En effet, des auteurs (Philippas et Applebaum, 1966 ; Solheim, 1992a) ont concentré leurs recherches sur les phénomènes de formation de dentine secondaire, processus qui évolue tout au long de la vie et qui réduit progressivement les dimensions de la cavité pulpaire. Par conséquent, les mesures de la longueur et de la largeur de la cavité pulpaire peuvent être considérées comme une expression indirecte de la quantité de dentine secondaire (Solheim, 1992a). Ce paramètre, en dehors des techniques morphologiques, peut être analysé sur des radiographies tout comme la longueur et la largeur des dents. Philippas a été l'un de premiers auteurs à utiliser la méthode radiographique pour déterminer l'influence de l'âge sur la formation de la dentine (Philippas, 1961). Des travaux qui étudient la réduction des canaux radiculaires (Morse, 1991 ; Morse *et al.*, 1991) et la réduction de la cavité pulpaire coronaire (Drusini *et al.*, 1997) sont également retrouvés dans la littérature.

Les méthodes dentaires d'estimation de l'âge chez un adulte sont biochimiques, histologiques, morphologiques ou radiologiques (Amariti *et al.*, 2000 ; Bang et Ramm, 1970 ; Cameriere *et al.*, 2006a ; Fereira *et al.*, 2008 ; Gustafson, 1950 ; Johanson, 1971 ; Kagerer et Grupe, 2001 ; Kvaal *et al.*, 1995 ; Matsumoto *et al.*, 1999 ; Ohtani, 1995 ; Spalding *et al.*, 2005). Cependant, les méthodes histologiques ou morphologiques nécessitent l'extraction d'une ou plusieurs dents pour évaluer différents paramètres (Gustafson, 1950 ; Johanson, 1971) tels que la translucidité radiculaire (Bang et Ramm, 1970 ; Gustafson, 1950)

ou les anneaux cémentaires (Kagerer et Grupe, 2001) tout comme les méthodes biochimiques basées sur la racémisation des acides aminées (Ohtani, 1995). Elles ne s'appliquent donc que pour des estimations de l'âge chez des personnes décédées. Parmi ces méthodes invasives, la méthode de Gustafson (1950) utilisée en odontologie médico-légale, est basée sur les variations morphologiques liées au vieillissement des tissus dentaires. Six critères sont étudiés : « la parodontose », le degré d'usure, l'apposition de dentine secondaire, l'apposition cémentaire, la résorption radiculaire et la translucidité radiculaire. Un indice (de 0 à 4) est affecté à chacun des 6 critères selon l'intensité de l'altération observée. Dans un premier temps, le degré de parodontose est évalué si possible sur l'arcade dentaire. La dent est ensuite usée sur ses faces proximales suivant son axe longitudinal sur une épaisseur de 1 mm afin d'évaluer la transparence radiculaire. Enfin, à partir d'une coupe d'une épaisseur de 0,25 mm, les autres critères sont examinés au microscope. La méthode de Johanson (1971) reprend les critères étudiés par Gustafson (1970) mais le codage de l'altération observée sur chacun des critères présente 7 niveaux au lieu de 4. La méthode de Bang et Ramm (1970) établit une estimation de l'âge au décès en mesurant la longueur de translucidité dentinaire jusqu'à l'apex par transluminescence devant une source lumineuse, critère qui apparaît après l'âge de 20 ans. Enfin, la méthode de Lamendin *et al.* (1992) tient compte de deux critères, la mesure de la translucidité radiculaire et la mesure du degré de parodontose. C'est une méthode biométrique qui a l'avantage d'être simple et sa rapide mise en œuvre ne nécessite pas de détérioration de la dent étudiée (Lamendin *et al.*, 1992). Cette méthode donne ainsi la possibilité d'une contre-expertise contrairement aux précédentes. Néanmoins, l'intervalle de prédiction est large, le critère parodontal utilisé peut induire une sous-estimation de l'âge et le critère de translucidité dentinaire observé sur racine intacte n'est pas le reflet de la translucidité intraradiculaire. En 1994, Kvaal et Solheim ont présenté une méthode qui combine des mesures radiographiques et morphologiques, mais l'extraction d'une dent est encore nécessaire.

A côté de ces méthodes invasives, des méthodes non invasives se développent et peuvent donc être appliquées chez les personnes vivantes. Kvaal *et al.* (1995) ont introduit une méthode non invasive utilisant seulement des mesures radiographiques en prenant en compte l'apposition de dentine secondaire et la diminution de la pulpe camérale. Ils ont développé une nouvelle méthode pour estimer l'âge d'un adulte basée sur la relation entre l'âge et la taille de la pulpe dentaire à partir de clichés radiographiques rétro-alvéolaires (clichés endobuccaux). Cent radiographies ont été collectées à partir d'un échantillon norvégien dont

l'âge est compris entre 20 et 87 ans (Kvaal *et al.*, 1995). Ces auteurs ont étudié la relation entre l'âge et différentes mesures (mensurations de la pulpe, de la racine et de la dent) sur ces 100 radiographies rétro-alvéolaires de six types de dents différents (incisives centrales et latérales maxillaires, deuxième prémolaires maxillaires, incisives latérales mandibulaires, canines mandibulaires et première prémolaires mandibulaires). Six facteurs sont mesurés et permettent de calculer des ratios et des valeurs moyennes (**Fig. 10**). Ces critères sont corrélés à l'âge.



**Figure 10.** Schéma montrant les mesures effectuées sur les radiographies (Kvaal *et al.*, 1995)

*T = longueur maximale de la dent ; P = longueur maximale de la pulpe ; R = longueur de la racine (face mésiale) ; A = largeur de la pulpe et de la racine (au niveau de la jonction amélo-cémentaire) ; B = largeur de la pulpe et de la racine (à mi-chemin entre les niveaux A et C) ; C = largeur de la pulpe et de la racine (à mi-chemin entre la jonction amélo-cémentaire et l'apex).*

Pour compenser les déformations liées à l'agrandissement et à l'angulation des radiographies, les 6 ratios suivants ont été calculés :  $P = \text{longueur de la pulpe} / \text{longueur de la racine}$  ;  $R = \text{longueur de la pulpe} / \text{longueur de la dent}$  ;  $T = \text{longueur de la pulpe} / \text{longueur de la racine}$  ;  $A = \text{largeur de la pulpe} / \text{largeur de la racine au niveau A}$  ;  $B = \text{largeur de la pulpe} / \text{largeur de la racine au niveau B}$  ;  $C = \text{largeur de la pulpe} / \text{largeur de la racine au niveau C}$ . Les valeurs moyennes ont également été calculées :  $M = \text{valeur moyenne de tous les ratios}$  ;  $W = \text{valeur moyenne des ratios des largeurs B et C}$  ;  $L = \text{valeur moyenne des ratios des longueurs P et R}$ .

Par la suite, plusieurs travaux ont été effectués pour tester la reproductibilité de cette méthode en utilisant d'autres techniques radiologiques (Bosmans *et al.*, 2005 ; Meinl *et al.*, 2007b ; Paewinsky *et al.*, 2005) et en incluant des sujets plus jeunes.

En 2005, Bosmans *et al.* ont utilisé la méthode de Kvaal *et al.* (1995) sur des radiographies panoramiques numériques d'adultes et ont évalué si cette approche conduit à des résultats statistiquement comparables et reproductibles. Leur échantillon est constitué de 197 radiographies panoramiques de sujets dont l'âge est compris entre 19 et 70 ans. Les auteurs concluent à une estimation de l'âge comparable à la technique originale tout en précisant que les critères de sélection doivent être respectés et que les images des radiographies panoramiques doivent être de bonne qualité.

Paewinsky *et al.* (2005) ont également testé la méthode de Kvaal *et al.* sur 168 radiographies panoramiques numériques et ont développé des formules de régression spécifiques à partir de leur échantillon d'étude âgé de 14 à 81 ans.

En 2007, Meinl *et al.* ont évalué l'utilisation des formules de régression proposées par Kvaal *et al.* et Paewinsky *et al.* sur 44 radiographies panoramiques de sujets dont l'âge est compris entre 13 et 24 ans. Les formules de régression ne s'appliquent pas à leur échantillon et concluent à la nécessité de recherches ultérieures.

Récemment, Landa *et al.* (2009) ont testé la reproductibilité de la méthode développée par Kvaal *et al.* sur 100 radiographies panoramiques numériques. Ils ont également évalué l'application des formules de régressions des méthodes de Kvaal *et al.* et de Paewinsky *et al.* sur leur échantillon d'étude dont l'âge est compris entre 14 et 60 ans. Ces auteurs n'ont pas confirmé la reproductibilité de la méthode originale de Kvaal *et al.* De plus, les formules de régression appliquées à leur échantillon d'étude ont montré des valeurs éloignées de l'âge réel.

Cameriere *et al.* (2004, 2006a, 2007) ont décrit une nouvelle méthode qui mesure le ratio de la surface de la pulpe sur la surface des canines maxillaires et mandibulaires à partir de radiographies rétro-alvéolaires (ou péri-apicales) numériques. La détermination du contour de la pulpe et de la dent a été réalisée par l'intermédiaire d'une programmation informatique. Les canines ont été choisies en raison de leur plus faible susceptibilité que les autres dents antérieures à subir l'usure. Elles présentent fréquemment une zone pulpaire plus grande et donc plus facile à analyser. Ils ont mené leur étude sur un échantillon de 200 radiographies rétro-alvéolaires de canines maxillaires et mandibulaires. L'échantillon est issu d'une collection ostéologique, l'âge des sujets au décès est compris entre 20 et 79 ans (Cameriere *et*

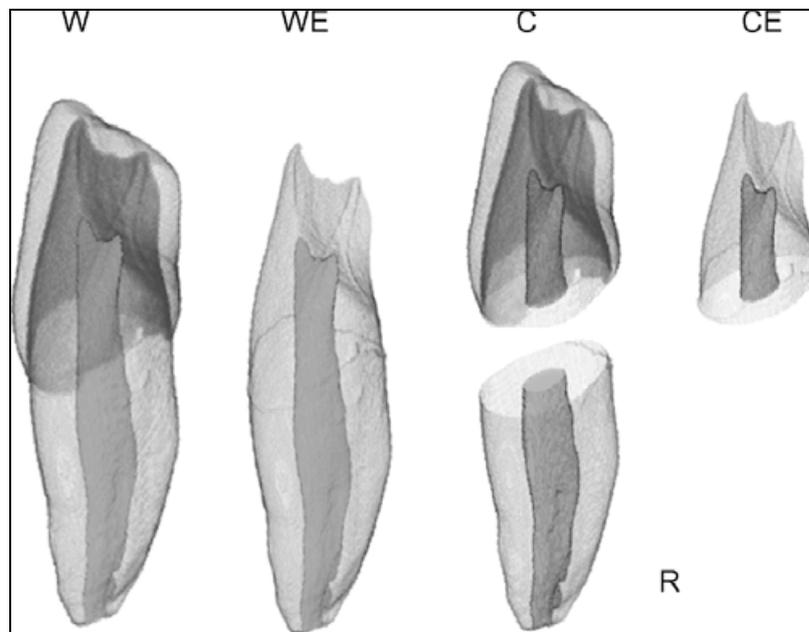
*al.*, 2007). Les auteurs ont trouvé une forte corrélation ( $R^2 = 0.94$ ) entre les mesures et l'âge. Les auteurs (Cameriere *et al.*, 2009) ont suggéré d'analyser des échantillons de taille plus grande pour réduire les erreurs standard d'estimation et de prendre en compte plusieurs dents ainsi que des facteurs de confusion potentiels tels que les facteurs culturels ou ethniques qui pourraient interférer.

Babshet *et al.* (2010) ont testé la méthode de Cameriere *et al.* (2007) sur des radiographies rétro-alvéolaires de canines mandibulaires issues d'un échantillon représentant 178 sujets indiens âgés entre 20 et 70 ans et trouvent une corrélation plus faible. Les auteurs suggèrent de tester des analyses de régression multiples sur plusieurs dents pour améliorer la précision des estimations.

Un certain nombre d'articles rapportent la nécessité d'utiliser des critères plus précis pour l'estimation de l'âge (Landa *et al.*, 2009 ; Olze *et al.*, 2007 ; Schmeling *et al.*, 2007 ; Schmeling *et al.*, 2008). Santoro *et al.* (2009) soulignent l'importance de la taille des échantillons et du type d'analyse statistique. De plus, les possibles différences de mesures de la même dent obtenues par plusieurs observateurs sont soulevées par certains auteurs (Kolltveit *et al.*, 1998). L'estimation de l'âge est plus précise lorsque les équations de régression linéaire sont utilisées avec une population spécifique (Ubelaker et Parra, 2008). Cependant, les méthodes basées sur les corrélations entre l'âge et les ratios pulpe / hauteur et largeur des dents mesurées à différents niveaux (Cameriere *et al.*, 2004; Cameriere *et al.*, 2006a; Kvaal *et al.*, 1995) utilisent des radiographies qui représentent la dent en deux dimensions seulement. Par conséquent, les ratios calculés avec ce type de mesures ne tiennent pas compte de la représentation tridimensionnelle des changements morphologiques de la dent et donc de la diminution du volume pulpaire liée à l'apposition de dentine secondaire qui est elle-même liée à l'âge.

Le développement de la microtomographie à rayons X permet une évaluation quantitative des différents tissus de la dent. En 2004, Vandervoort *et al.* ont été les premiers à étudier le potentiel des méthodes d'estimation de l'âge avec une approche tridimensionnelle. Ces auteurs ont calculé le volume pulpaire sur des dents monoradiculées à l'aide de la microtomographie à rayons X couplée à des logiciels d'analyse de mesure de volumes (Vandervoort *et al.*, 2004). Par la suite, en 2005, Aboshi *et al.* ont également proposé une méthode basée sur le calcul des ratios du volume pulpaire sur le volume de la dent à différents niveaux sur 40 prémolaires inférieures extraites en utilisant la microtomographie.

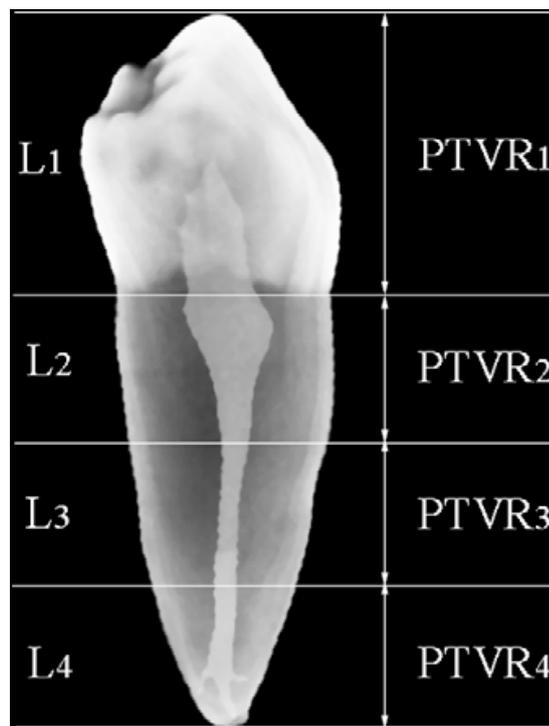
Les auteurs concluent que le volume pulpaire est fortement corrélé à l'âge dans la région cervicale et la corrélation diminue au niveau de la zone apicale (Aboshi *et al.*, 2005). Cependant, la taille de leur échantillon est limitée. Plus récemment, Someda *et al.* (2009) ont utilisé la microtomographie pour effectuer des mesures de volumes amélaire, dentinaire et pulpaire sur un échantillon de 155 incisives centrales mandibulaires extraites pour étudier la corrélation avec l'âge en tenant compte du sexe. L'âge de leur échantillon est compris entre 12 et 79 ans. Cinq mesures volumiques sont réalisées et correspondent à 5 ratios entre : la pulpe et la dent entière (W), la pulpe et la dent entière sans le tissu amélaire (WE), la pulpe et la partie coronaire (C), la pulpe et la partie coronaire sans l'émail (CE) et la pulpe et la partie radiculaire (R) (**Fig. 11**).



**Figure 11. Paramètres pris en compte pour le calcul des ratios du volume pulpaire en fonction des différentes parties de la dent (Someda *et al.*, 2009)**

Selon les auteurs, la corrélation la plus importante pour les deux sexes est retrouvée avec le ratio volume pulpaire sur volume de la dent entière sans l'émail (femmes,  $R^2 = 0.78$  ; hommes  $R^2 = 0.66$ ).

Aboshi *et al.* (2010) décrivent également une méthode d'estimation de l'âge basée sur la mesure des rapports entre les volumes pulpaire et coronaire, et les volumes pulpaire et radiculaire à différents niveaux radiculaires (**Fig. 12**). L'échantillon est constitué de 100 premières et deuxièmes prémolaires mandibulaires extraites provenant de sujets japonais âgés de 20 à 78 ans. Les coefficients de corrélation entre les variables âge et volumes pulpaire à différents niveaux radiculaires ont montré une meilleure corrélation avec l'âge dans le tiers supérieur (L2) radiculaire, la corrélation diminuant entre le tiers moyen (L3) et le tiers inférieur (L4) radiculaires ainsi que coronaire (L1).



**Figure 12.** Reconstruction de l'image d'une prémolaire mandibulaire montrant les zones utilisées pour les mesures volumétriques (Aboshi *et al.*, 2010)

*L1 = partie coronaire ; L2 = tiers supérieur ou coronaire de la racine ; L3 = tiers moyen de la racine ; L4 = tiers inférieur ou apical de la racine.*

*Le plan de séparation entre la couronne et la racine est défini comme le plan médian qui est perpendiculaire à l'axe longitudinal de la dent. Pour réduire les effets de variations possibles des tailles des dents, le rapport entre le volume de la pulpe et de la racine a été calculé.*

*PTVR<sub>1-4</sub> représentent les valeurs moyennes du rapport volume pulpaire et volume dentaire (Pulp-Tooth Volume Ratio) à chaque niveau (1, 2, 3, 4).*

*1, 2, 3, 4 représentent respectivement le niveau coronaire, le niveau du tiers supérieur radiculaire, le niveau du tiers moyen radiculaire et le niveau du tiers inférieur radiculaire.*

Une autre alternative utilisant l'imagerie tridimensionnelle a été initiée par Yang *et al.* (2006) à partir d'acquisitions issues de la tomographie volumique à faisceau conique ou cone beam computed tomography. L'échantillon d'étude est constitué de 28 dents (15 incisives, 12 canines et 1 première prémolaire) provenant de 19 sujets dont l'âge est compris entre 23 et 70 ans. Les auteurs ont recherché une corrélation entre l'âge et le ratio volume pulpaire / volume dentaire. Bien que les résultats de cette étude indiquent une corrélation modérée, ce dispositif radiologique offre de nouvelles possibilités d'obtention d'images tridimensionnelles (Yang *et al.*, 2006).

D'une manière générale, la plupart des techniques radiographiques des méthodes d'estimation de l'âge dentaire sont également utilisées en pratique clinique. Le principe de fonctionnement diffère selon les techniques radiographiques qui possèdent des indications spécifiques. En odontologie, à côté des traditionnelles radiographies conventionnelles (radiographie panoramique, clichés endobuccaux de type radiographies rétro-alvéolaires), la recherche d'informations de plus en plus détaillées et précises fait appel à l'imagerie tridimensionnelle.

### **I.3. IMAGERIE EN ODONTOLOGIE**

L'histoire de la technique radiographique débute le 8 novembre 1895 avec Wilhelm Conrad Roentgen qui découvre une « nouvelle sorte de rayonnement » qu'il appellera les rayons X. Le 22 novembre 1895, Roentgen réalise le premier cliché radiographique de la main de son épouse. Grâce à cette découverte, il obtient, en 1901, le premier Prix Nobel de physique et marque la naissance d'une méthode d'évaluation anatomique *in vivo* non invasive.

Les rayons X sont des rayonnements ionisants d'origine artificielle qui possèdent une énergie suffisante pour pouvoir arracher un électron à l'un des atomes d'une structure moléculaire (phénomène d'ionisation).

### **I.3.1. Evolution des techniques radiologiques en odontologie : de l'imagerie de projection à l'imagerie en coupes**

#### ***I.3.1.1. Techniques conventionnelles***

##### **➤ *Techniques endobuccales***

L'imagerie de projection résulte de l'absorption d'un faisceau de rayons X homogène qui traverse une structure anatomique et dont le rayonnement émergent modulé vient frapper un récepteur qui révèle son image latente. Ce récepteur peut être argentique ou numérique. La projection du volume anatomique examiné en trois dimensions (3D) se traduit par une image plane en deux dimensions (2D). Cette image varie selon la situation respective du foyer et du récepteur (distance, orthogonalité ou obliquité du rayonnement) et des superpositions gênantes peuvent être difficiles à discriminer (Cavézian *et al.*, 2006 ; Hodez et Bravetti, 2010). L'image argentique est révélée grâce au traitement chimique d'une plaque photosensible impressionnée par un faisceau de rayons X modulé. L'information est analogique car elle transmet des données sous forme de variation continue d'une grandeur physique. L'image numérique correspond à la traduction visuelle du codage informatique de chaque point élémentaire constitutif de l'image ou pixel. La numérisation est l'expression sous forme numérique d'une information analogique (Cavézian *et al.*, 2006).

En imagerie dentaire, les techniques conventionnelles de type techniques endobuccales analogiques ou numériques sont basées sur cette imagerie de projection. Parmi ces incidences, les clichés rétro-alvéolaires visualisent deux à trois dents. Ils apportent des éléments complémentaires au diagnostic clinique notamment sur l'anatomie radiculaire et canalaire ainsi que sur l'os alvéolaire environnant et l'espace desmodontal (Cavézian *et al.*, 2006). Ces incidences sont réalisées quotidiennement lors de l'exercice clinique.

##### **➤ *Le cliché panoramique***

L'autre technique communément réalisée est la radiographie panoramique dentaire ou cliché panoramique ou orthopantomogramme. Cet examen d'exploration radiologique dentaire extra-orale dont le principe relève de la tomographie offre la possibilité d'une discrimination anatomique analytique par coupes successives (Hodez et Bravetti, 2010). Par son balayage initialement linéaire, la tomographie procède par principe homothétique où la source de rayons X et le récepteur se déplacent en sens inverse. La modification successive de hauteur

du centre d'homothétie, détermine la succession des plans de coupes. La radiographie panoramique dentaire représente une coupe tomographique courbe et épaisse qui intègre, sur le même cliché, l'image des arcades dentaires d'une articulation temporomandibulaire (ATM) à l'autre (Hodez et Bravetti, 2010 ; Paatero, 1949). Aujourd'hui, la numérisation de l'image est acquise et favorise la diffusion d'appareils de radiographie panoramique dans les cabinets dentaires. La réalisation d'une radiographie panoramique est un examen complémentaire pour le diagnostic des anomalies dentaires congénitales : anomalie de nombre (agénésie, dent surnuméraire), anomalie de taille (macrodontie, microdontie), anomalie de forme (taurodontisme, fusion dentaire, rhizalyse), anomalie de structure, anomalie de situation (inclusion, ectopie). En dehors des fautes de manipulation, le cliché obtenu doit procurer une image satisfaisante du système maxillo-dentaire (densité optique homogène, symétrie droite-gauche, netteté des images dentaires). Cependant, cette technique génère des déformations verticales et horizontales de l'image. Ainsi, même si la forme générale est conservée, la radiographie panoramique du système bucco-dentaire apparaît avec des déformations dimensionnelles et un agrandissement global variable selon les appareils panoramiques. Le phénomène de superposition va inévitablement se produire en raison de la représentation en 2D d'un ensemble anatomique tridimensionnel. Au niveau mandibulaire, ce phénomène de superposition est moins problématique qu'au niveau du maxillaire où certaines structures sont difficilement observables. C'est notamment le cas pour les dents maxillaires, plus particulièrement au niveau radiculaire, en raison de la superposition de l'os maxillaire. Comme il s'agit d'une technique rotationnelle, une déformation non uniforme des structures anatomiques radiographiées va apparaître. L'intensité de la déformation augmente de manière centrifuge. Plus on s'éloigne de l'axe médian du cliché passant par le plan sagittal médian, plus la déformation est importante. L'inclinaison en dehors (disto-version coronaire) est accentuée pour les dents les plus éloignées de la ligne médiane. L'image d'une dent inclinée dans le sens vestibulo-lingual peut apparaître raccourcie, la dent n'étant plus abordée, en raison de sa position, perpendiculairement à son grand axe (Cavézian *et al.*, 2006).

En résumé, le principe de la radiologie est resté identique pendant près de 80 ans. La mutation vers la 3D s'est effectuée dans les années 1970 avec l'apparition de la technologie tomodensitométrie MDCT (medical computerized tomography).

### ***1.3.1.2. Imagerie en coupes ou imagerie sectionnelle***

L'imagerie tridimensionnelle suscite un réel intérêt aussi bien pour des situations cliniques qu'en recherche. L'avènement de la tomодensitométrie (TDM) dans les années 1970 est l'acte de naissance de l'imagerie diagnostique. Avec l'invention du scanner à rayons X en 1972, (Hounsfield et Cormack, Prix Nobel de Médecine en 1979) l'imagerie devient numérique par l'introduction de l'ordinateur dans la chaîne d'acquisition et de traitement. Elle combine l'acquisition et le traitement informatique des données numériques obtenues à partir de capteurs balayant un volume anatomique. Ces données correspondent aux valeurs densitométriques d'unités de volume appelés « voxels » qui eux-mêmes composent le volume anatomique exploré (Cavézian *et al.*, 2006 ; Hodez et Bravetti, 2010). La taille du voxel est en rapport avec la résolution spatiale ou, en d'autres termes, la précision de l'image, chacun représentant un degré spécifique d'absorption de rayons X. La résolution spatiale mesure la capacité d'un appareil d'imagerie à différencier deux points voisins. Ainsi, un appareil d'imagerie affecté d'une résolution spatiale de 100  $\mu\text{m}$  est capable de produire une image de deux objets séparés par une distance de 100  $\mu\text{m}$ . Les dimensions de ces voxels déterminent la résolution spatiale de l'image. Le voxel représente une quantité de données 3D tel que le pixel représente un point ou un groupe de points de données 2D. Cette nouvelle radiologie est qualifiée « d'Imagerie Sectionnelle » ou encore « d'Imagerie en Coupes » car à partir des données numériques initiales, le volume anatomique exploré sera organisé en une série de coupes axiales natives. Ces reconstructions 2D primaires sont sauvegardées sous un format universel appelé DICOM (digital imaging for communication in medicine). Les données au format DICOM sont exportables et exploitables par une multitude de lecteurs DICOM aujourd'hui disponibles dans le monde de l'imagerie médicale. Ces lecteurs DICOM aux algorithmes plus ou moins sophistiqués permettent de réaliser :

- des reconstructions 2D secondaires : MPR (multi planar reconstructions) dans différents plans de l'espace, frontales, sagittales, obliques, ou courbes de type « panoramique ».
- des reconstructions 3D, représentations réalistes de l'objet anatomique qui peut être mobilisé directement sur l'écran de l'ordinateur.

La tomographie radiologique est aujourd'hui une technique d'imagerie médicale essentielle. Elle est utilisée à la fois en pratique clinique et en recherche.

Schématiquement, il existe 3 types d'appareils ou de dispositifs d'imagerie tridimensionnelle qui font appel aux principes de la tomographie :

- le scanner conventionnel clinique à rayons X,
- la microtomographie à rayons X historiquement appliquée à l'histomorphométrie de l'os et qui permet de réaliser des coupes tomодensitométriques plus fines que celles obtenues avec le scanner conventionnel clinique,
- la tomographie volumique à faisceau conique ou Cone Beam Computerized Tomography, dernier né de l'imagerie sectionnelle, dédié à la sphère maxillo-faciale.

Comme précisé dans le préambule de ce travail, seules la microtomographie à rayons X et la tomographie volumique à faisceau conique sont développées dans la partie suivante.

### **I.3.2. Imagerie tridimensionnelle**

#### ***I.3.2.1. La microtomographie utilisant un tube à rayons X***

La microtomographie à rayons X (appelée également micro computed tomography ou microscanner ou micro-CT) a été développée par Elliott et Dover en 1982. Initialement, le micro-CT a permis d'étudier la densité et la microarchitecture osseuse de manière tridimensionnelle (Elliott et Dover, 1984). Le micro-CT est une forme miniaturisée d'un scanner conventionnel qui fournit des images tridimensionnelles de petits échantillons atténuant le faisceau de rayons X (fan-beam ou cone beam suivant les modèles). Depuis une vingtaine d'années, de nombreux micro-CT dédiés aux recherches fondamentales et industrielles ont été développés. La haute résolution spatiale, l'épaisseur de coupe très fine, la production d'un voxel isotropique (*i.e.* taille équivalente dans les trois plans de l'espace) et la qualité des images obtenues par les systèmes microtomographiques (Aboshi *et al.*, 2010 ; Davis et Wong, 1996 ; Flannery *et al.*, 1987 ; Nielsen *et al.*, 1995 ; Peters *et al.*, 2000 ; Ruegsegger *et al.*, 1996 ; Someda *et al.*, 2009) ont ouvert de nouvelles potentialités dans l'analyse précise des détails morphologiques des structures dentaires. Cette innovation technologique considérable offre désormais la possibilité de visualiser et de quantifier des structures fines telles que l'épaisseur d'émail, l'organisation des travées osseuses ou l'anatomie dentaire, ce que l'utilisation de systèmes scanners médicaux conventionnels ne permettait pas ou de manière peu efficace (Balto *et al.*, 2000 ; Spoor *et al.*, 1993 ; Tachibana et Matsumoto, 1990 ; von Stechow *et al.*, 2003).

Dans le cadre de l'estimation de l'âge, les mesures tridimensionnelles de type volumes dentaires sont étudiées (Aboshi *et al.*, 2010 ; Someda *et al.*, 2009). Le micro-CT est utilisé pour suivre avec précision l'évolution du développement des séquences de minéralisation dentaire (Bayle *et al.*, 2010). Il sert également de support pour la compréhension approfondie de la complexité du réseau canalaire radulaire (Peters *et al.*, 2000 ; Rhodes *et al.*, 1999) ou encore pour étudier la relation entre la lésion carieuse et les différents tissus de la dent (Wong *et al.*, 2006). Ainsi, depuis quelques années, et malgré les différentes contraintes de son utilisation (coût des analyses, temps d'acquisition importants, accès limité, poids élevé des images obtenues), un nombre croissant d'auteurs utilise le micro-CT comme outil analytique puissant capable de fournir des séries d'images à haute résolution des tissus dentaires (Amano *et al.*, 2006 ; Bayle, 2008 ; Bayle *et al.*, 2009a ; b ; Braga *et al.*, 2010 ; Dowker *et al.*, 1997 ; Gantt *et al.*, 2006 ; Olejniczak *et al.*, 2007a ; Olejniczak *et al.*, 2008 ; Peters *et al.*, 2000 ; Rhodes *et al.*, 1999). La fiabilité des analyses microtomographiques a été testée et validée, notamment au regard des critères suivants : compatibilité entre les différents équipements, protocoles d'acquisition des données, exactitude, précision et reproductibilité des mesures obtenues (dans Bayle, 2008 : Kono 2004 ; Suwa et Kono 2005 ; Olejniczak et Grine 2006 ; Feeney et Olejniczak 2007 ; Olejniczak *et al.*, 2007b).

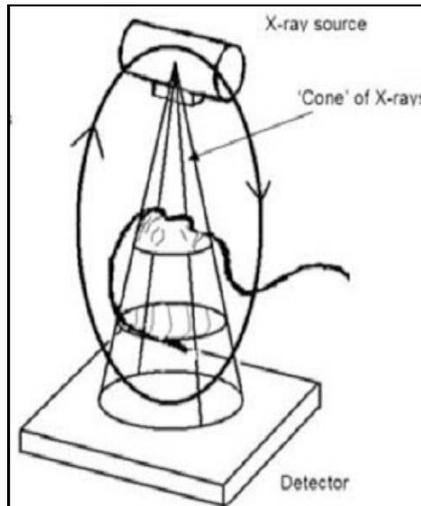
Bien que le micro-CT soit considéré comme un outil très performant (Peters *et al.*, 2000 ; Rhodes *et al.*, 1999), son domaine d'application en odontologie est exclusivement réalisé dans un contexte de recherche. Pour étudier le système dentaire, les acquisitions tridimensionnelles issues du micro-CT sont réalisées à partir de pièces anatomiques squelettiques ou de dents extraites limitant ainsi la taille des échantillons d'analyse (Peters *et al.*, 2000). Cependant, même si actuellement le micro-CT ne peut pas être utilisé *in vivo*, il est considéré comme la méthode radiologique tridimensionnelle de référence en recherche dentaire (Hannig *et al.*, 2006 ; Kato et Ohno, 2009 ; Olejniczak *et al.*, 2007b ; Peters *et al.*, 2000 ; Someda *et al.*, 2009).

### ***I.3.2.2. La tomographie volumique à faisceau conique***

L'imagerie sectionnelle s'est récemment enrichie d'une nouvelle technologie connue dans le monde de l'imagerie médicale en général et de l'imagerie odontologique en particulier sous le nom : « Imagerie Cone Beam » ou Cone Beam Computerized Tomography (CBCT) ou sa traduction, Tomographie Volumique à Faisceau Conique. Cette technologie est rapidement devenue populaire dans le monde odontologique car dédiée à la sphère maxillo-faciale. Le CBCT se distingue du scanner conventionnel qui effectue plusieurs coupes linéaires se superposant lors des multiples rotations du système. Le CBCT quant à lui, travaille avec un faisceau ouvert, conique, ce qui lui permet de balayer en une seule révolution l'ensemble du volume à radiographier (Haute Autorité de Santé (HAS), 2009 ; Scarfe *et al.*, 2006).

#### ***I.3.2.2.a. Principe***

La technique consiste en un générateur de rayons X qui émet un faisceau de forme conique traversant l'objet à explorer avant d'être analysé après atténuation par un système de détection (*Fig. 13*). Le tube à rayons X et l'aire de détecteurs sont solidaires et alignés ; ils réalisent autour du sujet une rotation qui peut être complète (180° à 360°) et qui permet d'acquérir des données numériques dans les différents plans de l'espace (images planes numérisées se répartissant selon la trajectoire circulaire de rotation du système). Ces données sont ensuite transmises à un ordinateur pour reconstruction volumique. Le faisceau ouvert conique de rayons X effectue une seule rotation autour des structures dento-maxillaires. A chaque étape, l'émission de rayons X est recueillie sur un détecteur plan (intensificateur couplé à une caméra CCD) selon une image, comparable à celle d'une radioscopie numérisée. Au terme de la rotation, les données numériques sont traitées par des algorithmes de reconstruction volumique qui procurent des coupes axiales, panoramiques ainsi que verticales et transversales (Cavézian *et al.*, 2006 ; Hodez et Bravetti, 2010 ; Scarfe *et al.*, 2006).



*Figure 13. Schéma du principe du CBCT (Scarfe et al., 2006)*

L'unité de volume est le voxel (Macleod et Heath, 2008 ; Scarfe *et al.*, 2006). La taille du voxel est en rapport avec la résolution spatiale c'est-à-dire la précision de l'image et donne une indication de la capacité à capturer les détails les plus fins en un balayage. Le volume d'un examen CBCT est isotrope, les voxels sont cubiques. Les coupes obtenues ont la même résolution spatiale quelle que soit leur orientation. A l'inverse, pour un examen de type scanner conventionnel, la longueur d'une des arêtes, correspondant à l'épaisseur de coupe, est supérieure à celle des deux autres. Le volume est donc anisotrope et les reconstructions sagittales ou coronales sont affectées d'une moindre résolution spatiale que les coupes axiales natives.

Les caractéristiques du volume exploré du CBCT sont soumises à trois contraintes antagonistes : la taille du cylindre, la taille des voxels et le temps de reconstruction informatique. Pour un temps de reconstruction donné, la taille des voxels augmente avec le volume exploré, entraînant une diminution de la résolution spatiale. Les dimensions du cylindre exploré sont déterminées par la taille du capteur et par le diamètre du faisceau conique. Il est en général possible, sur les appareils à grand champ, de réduire le volume exploré par collimation en n'utilisant qu'une partie de la surface du capteur, offrant ainsi plusieurs options de volumes d'exploration. Ces appareils peuvent donc réaliser une exploration complète ou limitée des maxillaires et offrir une variété de reconstructions planes ou courbes, en orientation coronale, sagittale, oblique, panoramique ainsi que des reconstructions tridimensionnelles.

### ***I.3.2.2.b. Caractéristiques techniques***

Les différents systèmes CBCT se distinguent par plusieurs caractéristiques techniques (Cavézian *et al.*, 2006 ; Haute Autorité de Santé (HAS), 2009 ; Hodez et Bravetti, 2010 ; Scarfe *et al.*, 2006 ; Zöeller et Neugebauer, 2009) :

– Résolution spatiale : définie par la taille du voxel à l'acquisition. Elle est fonction du type de détecteur, du champ de vue ou d'exploration (plus un champ est limité, meilleure est la définition). Le système informatique d'analyse, comprenant entre autres le logiciel d'exploitation et le système d'affichage (ordinateur, carte vidéo...), est déterminant dans la définition apparente de l'image.

– Résolution en densité ou en contraste : correspond au nombre de nuances de gris (du blanc au noir) que le système permet d'afficher (échelle de niveaux de gris). L'échelle de Hounsfield, uniquement utilisée en scanner conventionnel, compte 4 000 niveaux de densité. Une échelle de 12 bits apparaît suffisante, elle permet d'afficher théoriquement 4 096 ( $2^{12}$ ) niveaux de gris. En outre, l'oeil humain ne permet de distinguer sur une même image qu'environ une douzaine de nuances de gris. Seul le scanner conventionnel permet la mesure réelle des densités et l'étude des tissus mous, qui demande une grande précision, lui reste actuellement réservée.

– Contrôle automatique de l'exposition : permet d'adapter la dose émise à l'opacité (densité, épaisseur) du sujet et autorise l'ajustement des doses (surtout utile chez l'enfant).

– Durée d'exposition : les artéfacts cinétiques, dus aux mouvements du patient lors de la réalisation de l'examen, seront limités avec une durée d'exposition plus courte. Tous les appareils CBCT devraient comporter un système de contention efficace du fait de la durée relativement longue de l'exposition comparativement au scanner.

– Type de source de rayons X, constante ou pulsée : l'exposition effective est réduite avec un faisceau pulsé, ce qui permettrait de limiter la dose irradiante délivrée.

– Champ d'exploration ou champ de vue ou largeur de l'image : si un champ limité est suffisant pour les indications courantes de l'imagerie 3D (implantologie sectorielle, petite chirurgie, endodontie), les bilans orthodontiques et la chirurgie maxillo-faciale exigent des

champs plus grands. Plus l'image est grande et définie et plus son poids informatique est important. De tels volumes imposent l'utilisation d'ordinateurs de dernière génération, armés de mémoire vive importante (2 Gigaoctets (Go)) et d'une carte graphique puissante (au moins 256 Mo de mémoire vidéo). La compression des données permettant de réduire l'étude à quelques Mo, exige une définition préalable excellente. Dans ce domaine, le scanner conventionnel apparaît supérieur, se contentant pour l'étude d'une arcade à un volume de 40 à 60 Mo pour les données DICOM facilement réduit à 3 à 10 Mo après compression.

Plusieurs catégories d'appareils CBCT sont présentes sur le marché. Les appareils diffèrent essentiellement par le type de capteur utilisé (amplificateur de brillance ou détecteur plan), la taille du champ exploré, la résolution spatiale et la polyvalence de l'équipement (CBCT seul ou double modularité tomographie volumique « petit champ » et panoramique) (Haute Autorité de Santé (HAS), 2009).

#### ***I.3.2.2.c. Dosimétrie et radioprotection***

La méthode CBCT est définie, par les études dosimétriques mondiales, comme la moins irradiante des techniques sectionnelles (Hodez et Bravetti, 2010). Elle répond à l'obligation légale, pour le chirurgien dentiste et le radiologue demandeurs et prescripteurs de respecter:

- le principe de justification (le bénéfice doit être supérieur au risque potentiel),
- le principe d'optimisation par lequel l'exposition des personnes aux rayonnements ionisants doit être maintenue au niveau le plus faible qu'il est raisonnablement possible d'atteindre pour un même résultat selon le principe Alara : « as low as reasonably achievable radiation exposure » (Hodez et Bravetti, 2010).

L'utilisation des rayons X suscite souvent, chez les patients comme chez les praticiens, des craintes exprimées et justifiées. Le souci de radioprotection introduit dans les législations nationales des obligations strictes qui résultent des directives européennes. Le praticien utilisateur de rayons X comme le radiologue sont soumis à différents codes et règlements qui leur imposent la justification, l'optimisation et la limitation des doses de rayonnement, dans un souci de radioprotection des patients et de Santé Publique.

### ***I.3.2.2.d. Applications cliniques***

L'introduction du CBCT permet l'évaluation clinique des tissus durs de la région maxillo-faciale de manière tridimensionnelle (Dawood *et al.*, 2009 ; Patel *et al.*, 2007 ; Scarfe *et al.*, 2006). Les premiers CBCT datent de la fin des années 1990 (Arai *et al.*, 1999 ; Mozzo *et al.*, 1998). Le CBCT permet une imagerie de l'ensemble du complexe maxillo-facial ou une exploration complète ou limitée des structures maxillo-mandibulaire et dento-alvéolaire (De Vos *et al.*, 2009). Les applications diffèrent selon la taille du champ des appareils CBCT. Les appareils à champ réduit (petit champ de 10 cm maximum) sont utilisés pour les applications cliniques endodontiques. Les appareils à champ large (grand champ supérieur à 15 cm) permettent une exploration totale des maxillaires ou sectorielles (en réduisant le champ). (Hodez et Bravetti, 2010).

Les applications cliniques dentaires sont de plus en plus nombreuses (De Vos *et al.*, 2009). Initialement, le premier intérêt pour la technique CBCT a été en implantologie.

Les champs d'application clinique du CBCT se situent principalement (liste non exhaustive) :

- en endodontie (*e.g.* détection des parodontites apicales, diagnostic et bilan d'une pathologie radiculaire de type fracture, recherche de foyers infectieux, mise en évidence d'anatomie complexe),
- en implantologie, en chirurgie buccale et maxillo-faciale (*e.g.* localisation des structures anatomiques proches du site à implanter, avulsion des dents de sagesse incluses),
- en pédodontie (*e.g.* avulsion des canines incluses, dépistage des dents surnuméraires, prise en charge des patients avec agénésies multiples),
- en orthopédie dento-faciale et chirurgie orthognatique,
- pour les troubles de l'ATM,
- en ORL (exploration des sinus).

Dans tous ces cas, les principes fondamentaux de justification et d'optimisation doivent être respectés. Le CBCT ne peut se substituer actuellement aux autres examens d'imagerie s'il n'améliore pas la prise en charge des patients.

## **I.4. PROBLEMATIQUE**

### **I.4.1. Méthodes radiographiques dentaires d'estimation de l'âge**

Comme nous l'avons vu précédemment, l'estimation de l'âge fait appel à des méthodes dentaires basées principalement sur des radiographies conventionnelles de type clichés rétro-alvéolaires ou radiographies panoramiques (**section I.2.**). Bien que de nombreuses études sur le développement dentaire aient été réalisées, les comparaisons peuvent être délicates et compliquées, par manque d'homogénéité méthodologique, plus particulièrement au niveau du traitement statistique et des méthodes de codage employés (Heuzé, 2004).

Pour toute méthode d'estimation de l'âge, il est nécessaire de connaître de manière précise et détaillée :

- la composition de l'échantillon d'étude (le sexe ratio, la distribution des âges, l'origine géographique),
- la collecte des données,
- la formulation et la validation du modèle statistique utilisé pour l'estimation de l'âge (Braga et Heuzé, 2005 ; Ferrante et Cameriere, 2009).

**Deux écueils méthodologiques principaux se dégagent de l'analyse de l'ensemble de ces méthodes dentaires d'estimation de l'âge.**

#### ***I.4.1.1. Méthodes qualitatives basées sur le codage des stades de maturation***

Le premier écueil est la subjectivité du codage des différents stades de maturation dentaire. Le codage est un critère qualitatif basé sur une discrétisation d'un certain nombre de stades de développement dentaire, assorti d'un risque important d'erreur et d'une part de subjectivité. Il est toujours regrettable de devoir étudier un phénomène continu par l'intermédiaire d'une approche basée sur la discrétisation dudit phénomène. De nombreuses méthodes de codage ont été mises au point ; toutes ne présentent pas la même efficacité et ce pour diverses raisons : un nombre de stades plus ou moins important, la clarté des définitions de chaque stade, les critères employés dans la définition des différents stades. L'observateur doit appliquer un codage de la maturation dentaire, dont la reproductibilité n'est pas toujours évidente. L'indice de maturité dentaire converti selon le stade de développement demeure

une variable ordinale : entre la valeur minimale de cet indice et la valeur maximale, toutes les valeurs intermédiaires n'existent pas puisque cet indice de maturité dentaire est calculé à partir d'un tableau de conversion. Un autre aspect pratique, potentiellement problématique, concerne les méthodes d'étude basées sur des abaques (Moorrees, 1963a, 1963b ; Gustafson et Koch, 1974). L'utilisateur est amené à reporter ses propres données sur ces abaques afin d'en tirer des résultats. Or, pour ce faire, dans la majorité des cas, des photocopies des articles originaux, voir des photocopies de photocopies, sont employées. De par la déformation engendrée par les photocopies, une source d'erreur est introduite (Heuzé, 2004).

#### ***1.4.1.2. Méthodes quantitatives basées sur des radiographies conventionnelles***

Le deuxième écueil survient au niveau des mesures directement réalisées sur la radiographie. Une déformation non uniforme des structures anatomiques radiographiées va apparaître. En effet, la radiographie panoramique est déformée de manière centrifuge. Plus on s'éloigne de l'axe médian du cliché passant par le plan sagittal médian, plus la déformation est importante. Ceci est lié à la technique rotationnelle qui permet de projeter en deux dimensions des structures anatomiques à trois dimensions.

La radiographie rétro-alvéolaire peut également entraîner une interprétation subjective de son cliché selon le contraste donné. Comme il s'agit d'une projection sur un plan d'un volume, la présence de racines courbes, par exemple, nécessite la multiplicité des incidences pour une meilleure appréciation. Enfin, les superpositions anatomiques et les distorsions causées par les difficultés de positionnement du film radiographique ont pour conséquence une mauvaise interprétation des mesures dentaires.

Cet état de fait est donc problématique dans le cadre de l'étude du développement dentaire ou du vieillissement physiologique lié à l'âge à partir de mesures qui sont réalisées sur un film radiographique.

#### **I.4.2. Imagerie tridimensionnelle et mesures dentaires**

Même si des ratios entre mesures dentaires sont calculés pour compenser les déformations liées à l'agrandissement et à l'angulation des radiographies, avec l'essor et le développement de l'imagerie tridimensionnelle, il est possible d'intégrer des mesures 3D telles que des

données volumétriques. Les tissus dentaires ayant des coefficients d'absorption des rayons X différents, l'examen radiologique met en évidence des caractéristiques radio-anatomiques spécifiques. L'émail, structure la plus hyperdense de l'organisme, est bien individualisé entre la cavité buccale (radioclaire) et la dentine. Ses caractéristiques structurales (bandes de Hunter-Schreger et stries de Retzius) ne sont cependant pas visibles. La dentine étant un tissu dur moins minéralisé et moins dur que l'émail, elle est moins radioopaque. Les différents types de dentine possèdent une densité propre mais leur gradient est trop proche pour une individualisation nette. Quant au tissu pulpaire, structure de faible densité, il offre un bon contraste avec la dentine environnante que ce soit au niveau de la chambre coronaire ou des canaux radiculaires. Enfin, contrairement aux autres tissus, le cément est impossible à différencier du fait de sa faible épaisseur et de son coefficient d'absorption proche de celui de la dentine (Nielsen *et al.*, 1995).

D'une manière générale, les mesures tridimensionnelles permettent une évaluation quantitative détaillée et une visualisation de l'anatomie dentaire avec un impact majeur tant en recherche dentaire qu'en pratique clinique. Jusqu'à présent, les mesures volumétriques sont exploitées avec le micro-CT pour étudier la relation avec l'estimation de l'âge (Aboshi *et al.*, 2010 ; Someda *et al.*, 2009) à partir de pièces anatomiques (de type pièces squelettiques ou dents extraites). À ce jour, le micro-CT n'est pas disponible pour une utilisation *in vivo* en dentaire, mais il est considéré comme la méthode de référence tridimensionnelle en recherche (Hannig *et al.*, 2006 ; Kato et Ohno, 2009 ; Olejniczak *et al.*, 2007b ; Peters *et al.*, 2000 ; Someda *et al.*, 2009).

#### **I.4.3. Le CBCT : potentiel support des méthodes d'estimation de l'âge à partir des dents ?**

La diffusion de la technique CBCT, jugée prometteuse, en raison de sa faible dosimétrie et du caractère tridimensionnel de son image, est déjà largement avancée. Le CBCT permet d'obtenir des examens dentaires en 3D localisés (pour un volume 50 mm x 37 mm). Le CBCT possède une meilleure résolution spatiale que celle du scanner conventionnel et peut être utilisée en situation clinique et en recherche (Arai *et al.*, 1999 ; Mozzo *et al.*, 1998). De plus, il offre des possibilités intéressantes par rapport aux écueils méthodologiques soulevés précédemment.

En effet, de part l'obtention des mesures tridimensionnelles directement à partir d'acquisitions d'individus, le CBCT permettrait :

- d'appréhender le processus continu de minéralisation de plusieurs dents,
- d'étudier le vieillissement physiologique des structures dentaires avec des véritables mesures en 3D en tenant compte de l'environnement avoisinant (structures osseuses...).

Une première étude (Yang *et al.*, 2006) a déjà exploité le CBCT dans le cadre de l'estimation de l'âge dentaire. Cependant, l'échantillon d'étude est de petite taille (28 dents) et ne concerne pas la totalité des types de dents (15 incisives, 12 canines et 1 première prémolaire). Or, un des avantages incontestables du CBCT est la possibilité de visualiser plusieurs types de dents à partir d'une acquisition sans déformation de l'examen, le nombre de dents scannées dépendant de la taille du champ d'exploration. Les examens CBCT peuvent être réalisés chez les enfants et les adultes. Bien évidemment, actuellement, le CBCT n'est pas un examen de première intention compte tenu de la dose de radiation qui reste, selon l'appareillage utilisé 2 à 10 fois supérieure à une radiographie panoramique. Les principes fondamentaux de justification et d'optimisation doivent être respectés. Le CBCT ne peut se substituer actuellement aux autres examens d'imagerie s'il n'améliore pas la prise en charge des patients. La recherche de l'estimation de l'âge n'est donc pas une indication justifiant la réalisation d'un examen CBCT. Il n'empêche qu'actuellement de plus en plus d'examens CBCT à visée diagnostique ou pronostique sont réalisés et des informations à propos des mesures dentaires pourraient être d'ores et déjà exploitées tout en respectant les réglementations éthiques (consentement du patient...). Ainsi, ces mesures permettraient de mieux appréhender le processus continu de minéralisation d'une dent tout comme d'obtenir une véritable mesure en 3D des différents constituants de la dent, y compris le volume coronaire, radiculaire et de la dent entière. L'évaluation des mesures en 3D à partir du CBCT pourrait être intéressante pour étudier l'anatomie tridimensionnelle des structures dento-maxillaires (réseau canalaire radiculaire, os alvéolaire, *etc...*).

Evaluer les potentialités du CBCT en tant qu'outil de mesure est donc nécessaire. En effet, bien que l'utilisation du CBCT ait été adoptée avec succès dans la pratique clinique, l'exactitude et la précision de ses mesures tridimensionnelles doivent être évaluées. Son impact ne peut s'accroître que si ses reconstructions tridimensionnelles sont métriquement précises et fiables.

## I.5. OBJECTIFS

Les **deux objectifs** de ce travail sont :

*Premier objectif :*

**Déterminer l'exactitude, la précision et la reproductibilité des mesures volumétriques issues d'acquisitions CBCT comparativement à celles obtenues avec le micro-CT, la méthode de référence.**

Les mesures volumétriques sont obtenues à partir d'acquisitions tridimensionnelles de germes dentaires de mandibules (pièces squelettiques de la collection de l'Institut d'Anatomie de Strasbourg) qui ont été scannées avec le CBCT et le micro-CT. Les éléments anatomiques retenus pour ce travail sont les dents permanentes mandibulaires en cours de développement. La mise en œuvre de cet objectif fait appel à la méthodologie de validation d'un nouvel outil de mesure.

*Deuxième objectif :*

**Visualiser la topographie des écarts géométriques des reconstructions tridimensionnelles issues des acquisitions du CBCT et du micro-CT.**

La mise en œuvre de cet objectif permet de visualiser, par l'intermédiaire de cartographies, la topographie des écarts géométriques entre les reconstructions tridimensionnelles des germes reconstruits à partir des acquisitions issues du CBCT et du micro-CT. L'analyse descriptive est réalisée avec une échelle chromatique qui indique la répartition des écarts géométriques.

Notre hypothèse de travail est que, les images tridimensionnelles obtenues avec le CBCT sont reconstruites avec la même exactitude, précision et reproductibilité que celles obtenues avec le micro-CT, la méthode de référence actuelle.

## **II. MATÉRIELS ET MÉTHODES**

## II.1. MATÉRIELS

### II.1.1. Constitution de l'échantillon d'étude initial

#### II.1.1.1. *Collection ostéologique de l'Institut d'Anatomie Normale de Strasbourg*

Les collections anatomiques strasbourgeoises représentent un véritable patrimoine historique, scientifique et médical. Dès le début du XIX<sup>e</sup> siècle, d'éminents anatomistes ont contribué à la diversification et à l'augmentation de celui-ci. Afin de mieux faire connaître ce patrimoine, un catalogue raisonné de la partie des collections concernant l'ostéologie du fœtus et du sujet jeune en croissance (jusqu'à 20 ans) a été réalisé (Rampont, 1994). Une analyse de ce catalogue permet de définir les grandes caractéristiques des collections, et de les replacer dans leur contexte historique et scientifique, notamment de la naissance de l'anthropologie et de la morphologie quantitative, afin de montrer l'intérêt porté à la croissance osseuse, véritable préoccupation de l'époque. Cette collection ostéologique est exceptionnelle par le nombre de pièces conservées, mais aussi par les renseignements (âge précis, sexe, origine, taille ...) décrits pour la plupart d'entre elles.

L'écriture manuscrite des catalogues n'étant pas toujours lisible et quelques petites erreurs de l'époque de numérotation, ou de traduction en français sur les données du catalogue principal, ont nécessité de nombreuses vérifications par recoupement entre les catalogues de collection et le catalogue principal, ainsi qu'entre les catalogues allemands et français, afin d'éliminer au maximum les incertitudes concernant l'intitulé et la numérotation.

Chaque pièce squelettique est classée grâce à des références suivies d'un intitulé comprenant l'âge et le sexe du sujet. Les références correspondent à l'année de la préparation de la pièce, le numéro d'ordre dans le catalogue, la sous collection d'appartenance de la pièce et le numéro d'ordre dans le catalogue de la sous collection correspondante.

Voici un exemple de correspondances pour la pièce squelettique référencée « 1893-94/23 Emb 214 » qui représente une mandibule d'un sujet immature :

1893-94 : année universitaire de préparation de la pièce

23 : numéro d'ordre dans le catalogue

Emb : sous collection d'appartenance de la pièce (Embryologie)

214 : numéro d'ordre dans le catalogue de la sous collection correspondante.

Certaines pièces comprennent d'autres informations telles que la taille et le lieu de provenance du sujet, le nom du préparateur de la pièce squelettique, la profession du sujet ou de ses parents, le numéro de corps, la cause et la date du décès.

Après avoir complété et vérifié l'inventaire global des références, il a paru nécessaire de les regrouper dans des rubriques homogènes. Les différentes rubriques qui ont été retenues sont les suivantes :

- squelettes entiers,
- crânes entiers,
- crânes en pièces détachées,
- os du crâne isolés, os hyoïdes,
- formules dentaires,
- colonnes vertébrales, sternums, côtes,
- bassins osseux,
- squelettes incomplets, os des ceintures et membres,
- mains et pieds.

Les pièces ont été emballées dans un sac plastique et accompagnées d'une étiquette portant les références. Elles ont été conservées dans trois armoires aménagées spécifiquement. L'analyse des différentes pièces retrouvées révèle que les préparations crâniennes sont les plus nombreuses (218 sur 452, soit 48 %), suivies numériquement par les squelettes de mains (47), les bassins (40) et les formules dentaires (36).

#### ***II.1.1.2. Sélection des pièces squelettiques***

L'Institut d'Anatomie de Strasbourg (responsable de cet Institut : Pr J.-L. Kahn) a mis à disposition de l'équipe d'Imagerie de Synthèse du Laboratoire d'Anthropologie Moléculaire et Imagerie de Synthèse sa collection ostéologique d'individus immatures d'âge et de sexe connus. Cette mise à disposition des pièces squelettiques a fait l'objet d'une convention avec l'équipe Paléoanthropologie et Imagerie Anatomique du laboratoire d'Anthropologie Moléculaire et Imagerie de Synthèse de Toulouse (Pr J. Braga) pour qu'elles puissent être numérisées. Ces mandibules font partie de la rubrique « crânes entiers ». Les maxillaires de ces crânes n'ont pas été inclus dans l'échantillon d'étude en raison de la taille trop importante lors de l'acquisition de certaines pièces squelettiques et du temps d'acquisition. Les dents maxillaires étaient également absentes sur certaines pièces squelettiques.

L'échantillon d'étude initial comporte 16 mandibules d'enfants de la collection ostéologique de Strasbourg qui représentent des enfants âgés de 8 mois à 12 ans avec une répartition égale entre filles et garçons (8 filles et 8 garçons). Chaque mandibule présente donc une denture mixte. Dans le cadre de ce travail, seules les dents permanentes ont été étudiées et analysées. En effet, certaines mandibules d'enfants âgés entre 8 mois et 4 ans présentent des alvéoles déshabitées à la suite de chute *post mortem* des dents lactéales. Elles ne sont donc pas toutes systématiquement présentes sur les 16 mandibules et n'ont pas été incluses dans l'échantillon d'étude.

**L'échantillon d'étude initial comporte 126 dents permanentes en cours de développement présentes sur les 16 mandibules.** Le nombre de dents permanentes varie selon la mandibule et est compris entre 2 et 10 selon le stade de développement. Les types de dents étudiés comprennent les incisives centrales et latérales, les canines, les premières prémolaires et les premières molaires mandibulaires et correspondent aux numéros des dents suivants (nomenclature de la Fédération Dentaire Internationale) :

- 31, 41
- 32, 42
- 33, 43
- 34, 44
- 36, 46

### ***II.1.1.3. Considérations éthiques***

D'un point de vue éthique, ces mandibules font partie de dons de corps pour la Science faits à l'Institut d'Anatomie Normale de la Faculté de Médecine de l'Université de Strasbourg. En accord avec la législation française, toute pièce squelettique issue de cette collection ostéologique ne rentre pas dans le cadre d'une demande d'accord à un comité éthique.

### **II.1.2. Acquisition des données tridimensionnelles**

Les acquisitions tridimensionnelles ont été réalisées en 2008 et 2009. Dans le cadre de différents projets de recherche conduits par l'équipe d'Imagerie de Synthèse (Pr J. Braga) du laboratoire d'Anthropologie Moléculaire et Imagerie de Synthèse de Toulouse, les

mandibules ont été numérisées avec le micro-CT. Nous avons bénéficié de ces examens microtomographiques réalisés et par la suite les 16 mandibules incluses dans cet échantillon d'étude ont été scannées avec le CBCT.

### **II.1.2.1. Paramètres d'acquisition**

Comme tous les dispositifs de radiologie, la séquence de l'imagerie d'un système moderne comprend les composantes fondamentales suivantes :

- le tube générateur de rayons X,
- le générateur qui apporte l'énergie nécessaire au tube à rayons X,
- le détecteur convertissant les rayons X qui ont traversé le patient (ou l'objet) en signaux de l'image,
- l'appareil qui permet de relier l'ensemble.

Le tube correspond à la partie émettrice de rayons X. La qualité du rayonnement (ou dureté du rayonnement) est déterminée par la tension (voltage) appliquée et l'intensité (ampérage) qui dépend du courant sélectionné. Différents paramètres d'acquisition peuvent être réglés par l'opérateur. Cela dépend du type d'appareil et d'image à obtenir et de la dose d'irradiation. Comme notre échantillon d'étude est constitué exclusivement de pièces squelettiques, la dose d'irradiation n'est pas un paramètre majeur. Par contre, le réglage des paramètres jouant sur la qualité de l'image et notamment sur l'intensité du courant en milliampère (mA) ainsi que sur la différence de potentiel ou courant de haute tension en kilovolts (kV) est essentiel.

Les examens sélectionnés ont été réalisés sur deux appareils différents :

- **Un micro-CT haute résolution, le XtremeCT** (Scanco Medical, Brüttisellen, Suisse, *Fig. 14*) de l'Institut de Médecine et de Physiologie Spatiales (MEDES), Toulouse, France (<http://www.medes.fr/>).

L'XtremeCT est un micro-CT périphérique (3DpQCT) habituellement utilisé au MEDES pour l'étude de la déminéralisation de l'os afin de mettre en place des protocoles en 3D sur l'évaluation de l'ostéoporose. Grâce à l'imagerie en 3D, ce micro-CT permet de mener des analyses plus poussées sur la structure dentaire. Il est idéal pour la numérisation des pièces squelettiques ayant une taille maximale de 180 mm de diamètre (taille maximale de numérisation 126 x 150 mm). La source de rayons X émet un faisceau conique. Le champ

d'exploration de cet appareil est représenté par un cylindre de 126 x 150 mm. Ce système d'acquisition restitue un volume avec une résolution spatiale de 41 $\mu$ m et un voxel isotrope.

Chaque mandibule a été numérisée selon le paramétrage suivant : tension du tube : 60kV; courant du tube : 1mA, résolution spatiale de 41 $\mu$ m (taille du voxel isotrope = 41 x 41 x 41  $\mu$ m). La reconstruction des images qui s'ensuit se fait grâce à l'algorithme de reconstruction de Feldkamp qui calcule la rétroprojection filtrée des données (Feldkamp *et al.*, 1984).



*Figure 14. Micro-CT : le Xtreme CT (Medes, Toulouse)*

- **Un CBCT, le 9000 3D** (Kodak, Carestream Health, Trophy, Marne La Vallée, France, *Fig. 15*) mis à disposition pour cette étude par la clinique Pasteur (Dr Jacques Treil, Toulouse, France) et par un cabinet dentaire (Dr Eric Legrand, Pau, France).

Ce CBCT est constitué d'un tube émetteur de rayons X : tension 60 à 90kV (maximum) en mode pulsé, courant 2 à 15mA (maximum), fréquence 140 kHz (maximum), dimension du foyer 0,5mm (CEI 336), et d'un capteur CMOS à fibre optique. Il est doté d'un petit champ d'exploration représenté par un cylindre de 50 x 37 mm. A l'issue d'une unique rotation, ce système d'acquisition restitue le volume avec une résolution de 76 $\mu$ m et un voxel isotrope.

Chaque mandibule a été numérisée selon le paramétrage suivant : tension du tube : 85 kV; courant du tube : 2 mA, résolution spatiale de 76 $\mu$ m (taille du voxel isotrope = 76 x 76 x 76  $\mu$ m). En raison du petit champ d'exploration du CBCT, deux numérisations ont été réalisées

pour chaque mandibule (secteurs 3 et 4) afin de scanner la totalité des dents permanentes. Comme les mandibules proviennent d'enfants immatures, elles sont de petites tailles. Deux numérisations ont été suffisantes pour inclure la totalité des dents.

La reconstruction tridimensionnelle des images sur la console informatique qui s'ensuit se fait grâce à l'algorithme de reconstruction modifié de Feldkamp qui calcule la rétroprojection filtrée des données (Feldkamp *et al.*, 1984)..



Figure 15. Le CBCT : le 9000 3D (Kodak)

Le **tableau 4** regroupe les principales caractéristiques des deux dispositifs de radiologie, le micro-CT et le CBCT, utilisés dans le cadre de ce travail de thèse.

Type d'appareillage	Taille du champ d'exploration (mm)	Temps d'acquisition	Temps de reconstruction	Paramètres d'acquisition		
				Tension du tube (kV)	Courant du tube (mA)	Résolution spatiale ( $\mu\text{m}$ )
Micro-CT : Xtreme CT	126 x 150	5 h	24 h	60	1	41
CBCT : 9000 3D	50 x 37	1 min	2 min 20 s	85	2	76

Tableau 4. Récapitulatif des caractéristiques des dispositifs de radiologie utilisés

### **II.1.2.2. Exportation des données natives**

Après numérisation de chaque mandibule, les données brutes sont exportées au niveau des consoles secondaires par l'intermédiaire d'un serveur pour restituer l'objet et réaliser les différentes reconstructions dans les trois plans de l'espace. L'étape de reconstruction permet d'obtenir une image en 3D par conversion des pixels en voxels. Grâce à la compilation des données (recueillies sous différentes incidences lors de l'acquisition), l'outil informatique va reconstruire un volume : chaque voxel possèdera une valeur de densité ainsi que des coordonnées tridimensionnelles (localisation sur les axes cartésiens  $x$ ,  $y$ ,  $z$ ). Il devient alors possible d'examiner ce volume selon différentes incidences car tous les voxels sont référencés les uns par rapport aux autres. En somme, il existe une multitude de modalités d'analyse 2D ou 3D à partir d'une seule acquisition. Le nombre d'angulations est illimité grâce à l'acquisition volumétrique. Par la suite, ces données brutes sont exportées au format DICOM et sauvegardées sur un serveur sécurisé (accès par mot de passe personnel et inaccessible, les parties s'engageant mutuellement à respecter la confidentialité des données).

Chaque mandibule numérisée possède au total deux fichiers de données brutes au format DICOM : données issues de la numérisation avec le micro-CT et avec le CBCT. Dans chacun de ces fichiers, les données sont représentées par un certain nombre de coupes ou sections. Les fichiers issus du micro-CT possèdent plus de coupes que ceux issus du CBCT, en raison de la différence de résolution spatiale des deux appareils radiologiques, la taille des voxels (ou épaisseur des coupes) étant supérieure avec le CBCT (76  $\mu\text{m}$ ) par rapport au micro-CT (41  $\mu\text{m}$ ).

Le poids des images microtomographiques brutes au format DICOM pour chaque mandibule varie de 5,01 à 16,4 Go en raison de la grande quantité de données à reconstruire (de 800 à 1600 sections par examen issu de la numérisation micro-CT). Compte tenu du poids conséquent des données, l'ensemble des sections de chaque examen micro-CT est converti en format TIFF (format qui a la particularité de ne pas altérer les niveaux de gris tout en diminuant le nombre de Go). Bien que le poids moyen (350 Mo environ) des données brutes issues du CBCT soit très inférieur à celles du micro-CT, les sections de chaque examen CBCT (469 sections par secteur soit 938 pour un examen CBCT complet) sont également converties en TIFF.

En résumé, toutes les données brutes ont été exportées en format DICOM, puis converties au format TIFF pour être importées dans le logiciel Amira v.5.0.1. (Mercury Computer Systems, Inc.) (<http://www.amiravis.com>).

## II.2. METHODES

Pour répondre aux deux objectifs de ce travail, l'analyse quantitative des mesures volumétriques et l'analyse qualitative des reconstructions tridimensionnelles des dents ont été réalisées grâce à l'utilisation de plusieurs outils méthodologiques.

- Le premier objectif, *déterminer l'exactitude, la précision et la reproductibilité des mesures volumétriques issues d'acquisitions CBCT comparativement à celles obtenues avec le micro-CT, la méthode de référence*, fait appel à la méthodologie de validation d'un nouvel outil de mesure.

A partir des données brutes converties en format TIFF sont associés des traitements numériques d'images (**section II.2.1. Constitution de la base de données**). A partir de ce registre virtuel, les mesures quantitatives volumétriques des dents sont analysées (**section II.2.2 Plan d'analyse statistique**).

- Le deuxième objectif, *visualiser la topographie des écarts géométriques des reconstructions tridimensionnelles issues des acquisitions du CBCT et du micro-CT*, fait appel à une analyse visuelle qualitative descriptive.

La visualisation par l'intermédiaire de cartographies de ces écarts géométriques entre reconstructions nécessite une étape préalable (**section II.2.3. Recalage des reconstructions tridimensionnelles**). L'analyse descriptive est ensuite réalisée grâce à une échelle chromatique qui indique la répartition des écarts géométriques, les couleurs froides marquant les valeurs minimales (**section II.2.4. Visualisation de la topographie des écarts géométriques entre les reconstructions**).

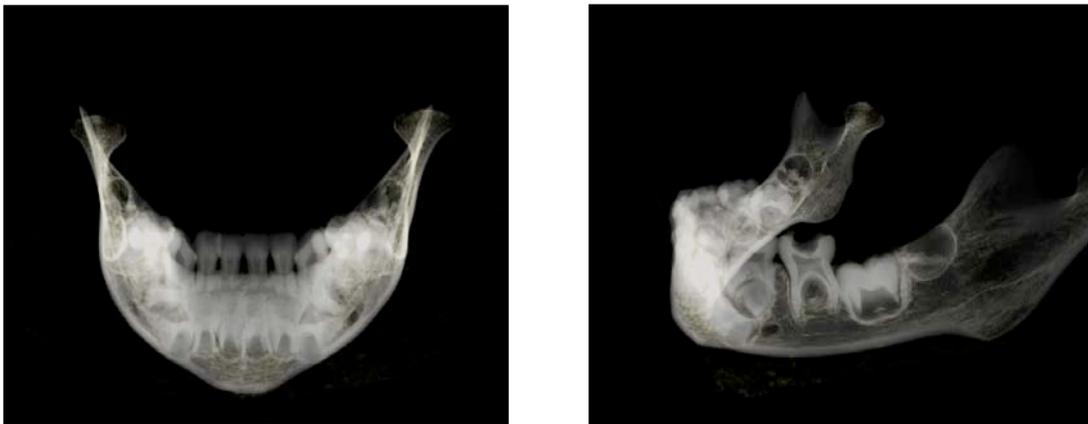
### II.2.1. Constitution de la base de données

Pour obtenir les mesures volumétriques des dents permanentes, différentes étapes préalables de traitement numérique des données sont nécessaires. Après avoir recherché d'éventuelles rotations entre lots de sections successifs sur un même examen et avant d'extraire virtuellement les éléments dentaires, les images ont subi un certain nombre de traitements

spécifiques dans le but de corriger, nettoyer et améliorer le signal enregistré et d'anticiper ainsi d'éventuelles pertes de temps lors des analyses.

### ***II.2.1.1. Visualisation du nombre de dents permanentes présentes sur chaque mandibule***

Dans un premier temps, pour constituer la base de données, il est nécessaire de connaître le nombre exact de dents à inclure et donc de visualiser l'ensemble des dents permanentes présentes sur chaque mandibule. Comme ces mandibules proviennent de sujets immatures, une grande partie des dents permanentes sont présentes sous forme de germes et donc peu ou non identifiables directement tout comme d'éventuelles agénésies ou dents surnuméraires. Cette étape préalable est réalisée à partir des données microtomographiques. Pour chaque mandibule, toutes les données TIFF d'un examen micro-CT ont été exportées dans le logiciel Amira v.5.0.1. L'augmentation de la taille des voxels a permis de réaliser les reconstructions tridimensionnelles de chaque mandibule sans perte de temps inutile. En effet, cette augmentation (205 $\mu$ m) permet la visualisation rapide de l'ensemble de l'examen par allégement du poids des images. Cette étape n'engendre pas de perte d'information puisque seule la vision globale de l'ensemble des dents permanentes est recherchée à ce stade. Ainsi, pour chaque mandibule, la totalité des dents permanentes est visualisée (**Fig. 16**).



**Figure 16. Exemples de reconstructions tridimensionnelles de mandibules obtenues à partir des données microtomographiques**

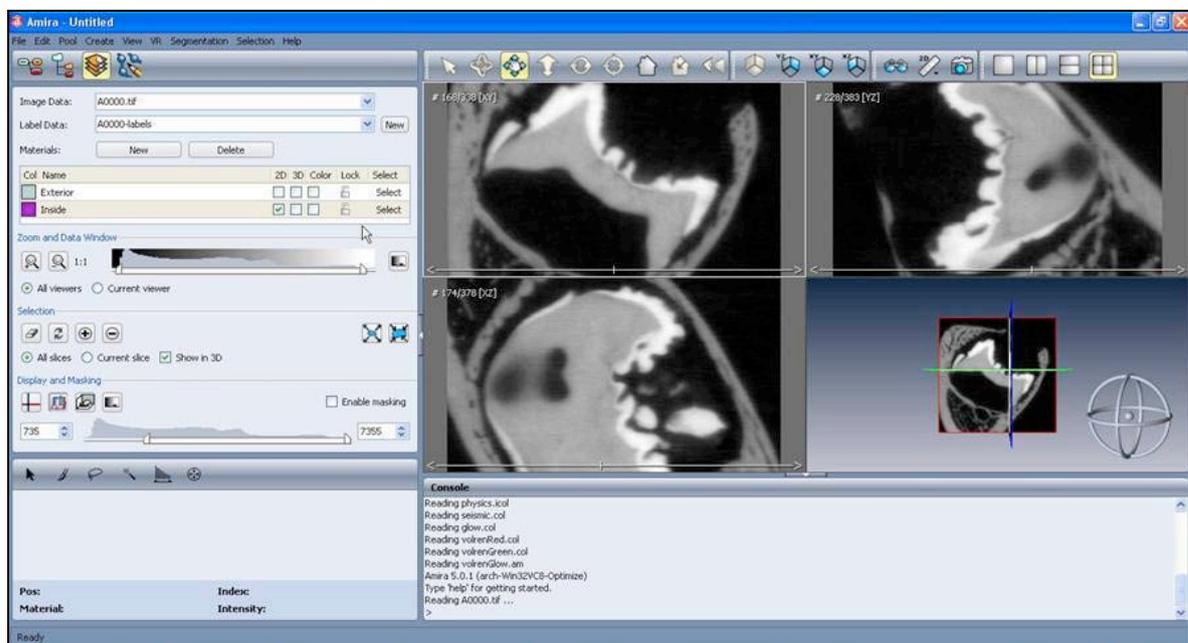
*taille du voxel isotrope = 205 x 205 x 205  $\mu$ m*

### II.2.1.2. Création des fichiers spécifiques pour chaque dent permanente

Pour des raisons d'économie de temps et de limite de puissance des stations informatiques utilisées, des séries de coupes enserrant au maximum chaque dent permanente ont été générées (« zone d'intérêt croppée ») à partir des données issues du CBCT et du micro-CT. Ainsi un fichier spécifique contenant l'ensemble des coupes en format TIFF est créé pour chaque dent permanente et à partir des deux types d'acquisitions radiologiques, micro-CT et CBCT, soit un total de 252 fichiers (l'échantillon d'étude initial comporte 126 dents). L'ensemble des coupes de chaque fichier va ensuite être importé dans le logiciel Amira pour reconstruire virtuellement chaque dent grâce à la méthode de segmentation.

### II.2.1.3. Segmentation et reconstruction virtuelle des dents permanentes

La segmentation consiste à isoler et à extraire de manière numérique la structure à étudier. Comme il n'y a pas de méthode de segmentation automatique encore disponible, les méthodes les plus efficaces sont en général obtenues en utilisant des combinaisons de procédés. Dans le cadre de ce travail, nous avons effectué deux types de segmentation, une semi-automatique et une manuelle, pour l'ensemble des données CBCT et micro-CT grâce à l'interface Image Segmentation Editor du logiciel Amira (**Fig. 17**).

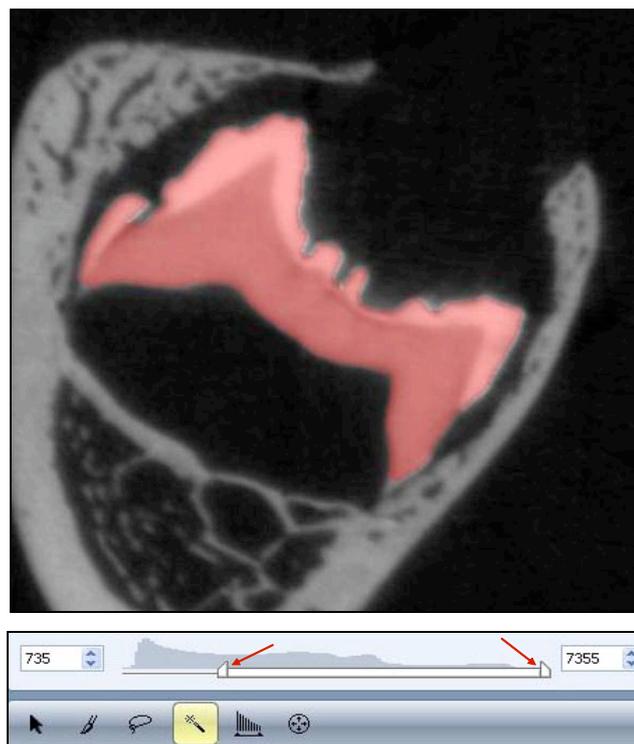


**Figure 17. Interface Image Segmentation Editor du logiciel Amira v.5.0.1 (Mercury Computer Systems, Inc.)**

Les outils utilisés pour la segmentation semi-automatique et manuelle sont situés en marge en bas et à gauche de l'interface.

Le choix de la technique retenue porte sur une semi-automatisation de la segmentation en utilisant les outils « Magic Wand » (**Fig. 18**) et « Blowtool » (**Fig. 19**).

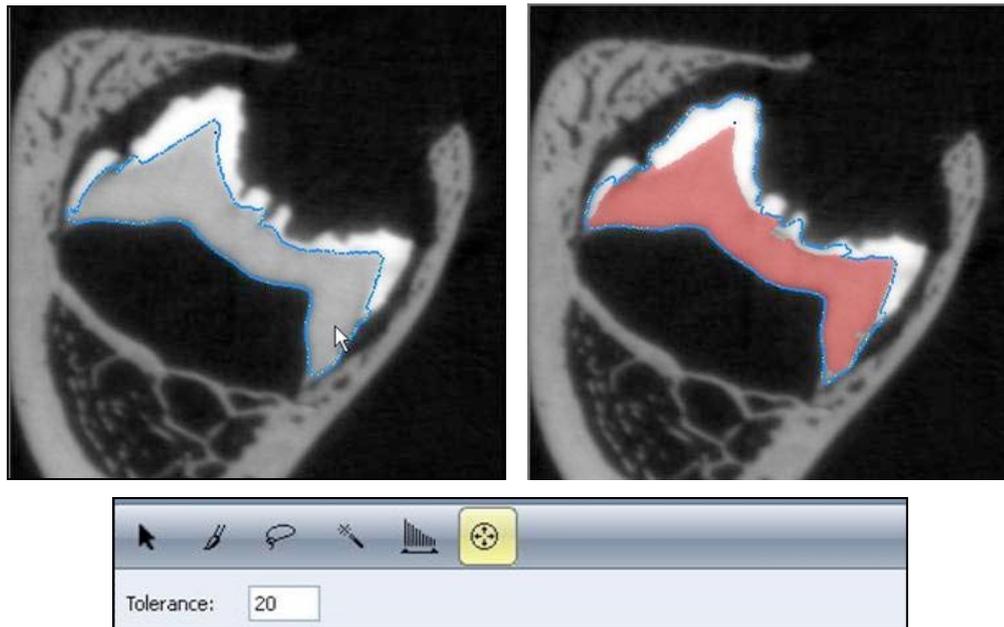
L'outil « Magic Wand » agit sur l'histogramme global de l'examen qui représente la distribution des niveaux de gris dans la série d'images. Il permet d'isoler les voxels de la zone d'intérêt en ciblant un intervalle de densité de gris dont les valeurs minimales et maximales représentent les densités extrêmes. Cet outil sélectionne les zones qui contiennent tous les voxels compris dans l'intervalle de densité de gris défini par l'utilisateur. Suivant les seuils de gris sélectionnés, la dent d'intérêt est sélectionnée, les autres structures non comprises dans l'intervalle sont exclues de la reconstruction. En effet, la fonction « same material only » permet de sélectionner seulement l'ensemble des voxels ayant les mêmes valeurs de gris inclus dans l'intervalle des densités de la zone d'intérêt. Ainsi, les voxels de même densité situés en dehors de la zone d'intérêt ne sont pas segmentés.



**Figure 18. Etape de segmentation semi-automatique avec l'outil « Magic Wand »**  
Interface Image Segmentation Editor du logiciel Amira v.5.0.1 (Mercury Computer Systems, Inc.)

En haut, segmentation semi-automatique d'une coupe axiale (en rouge) d'une 46 (Emb 319) à partir d'un examen micro-CT. En bas, dans la palette d'outils : outil « Magic Wand » (représenté par l'icône sur fond jaune). La variation du seuil de gris au niveau de l'histogramme (flèches rouges) au cours de la segmentation coupe par coupe permet d'optimiser la semi-automatisation par sélection quasi intégrale de l'ensemble de la dent.

L'outil « Blowtool » s'intéresse aux variations des niveaux de gris dans l'image, détecte les transitions entre les différentes régions et sélectionne ainsi les contours de la dent d'intérêt. Ce contour est conçu pour évoluer dans les zones de valeurs de gris homogènes et s'arrête dès que les valeurs de gris changent. Un seuil de tolérance (variant de 0 à 99) permet d'ajuster le contour à la zone d'intérêt et de contrôler son arrêt au niveau des bords de la structure.

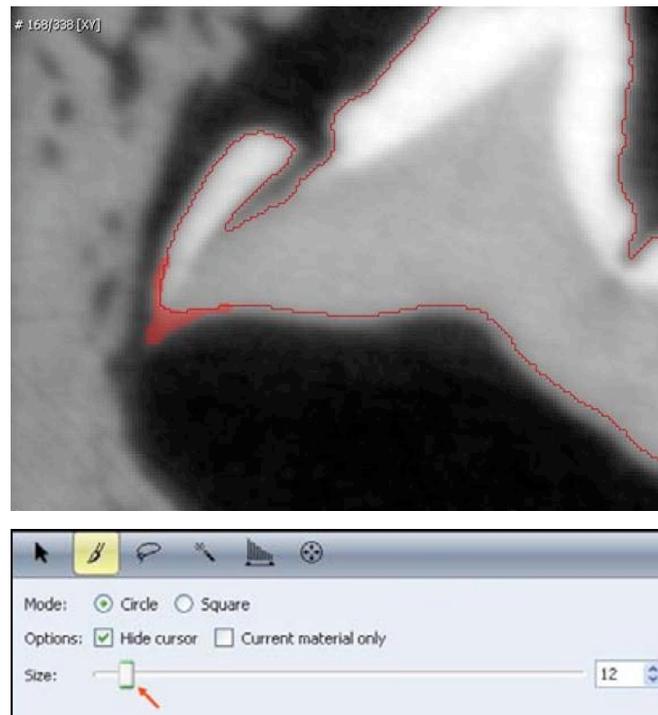


**Figure 19. Etape de segmentation semi-automatique avec l'outil « Blowtool »**  
Interface Image Segmentation Editor du logiciel Amira v.5.0.1 (Mercury Computer Systems, Inc.)

En haut, segmentation semi-automatique d'une coupe axiale (en rouge) d'une 46 (Emb 319) à partir d'un examen micro-CT.

En bas, dans la palette d'outils : outil « Blowtool » (représenté par l'icône sur fond jaune). Le seuil de tolérance est fixé à 20.

A cette segmentation semi-automatique s'ajoutent des retouches manuelles qui ont été nécessaires pour identifier correctement de tous les voxels correspondants à la dent et ceci coupe par coupe. Ces retouches sont réalisées avec l'outil « Brush » en faisant varier le diamètre de celui-ci (**Fig. 20**). Ces retouches réalisées manuellement ont été facilitées par un agrandissement de la coupe (x 3) couplé à l'utilisation d'une palette graphique améliorant ainsi le confort et la précision de la manipulation de l'outil « Brush ». Cependant, l'option d'une segmentation entièrement manuelle a été exclue pour des raisons de durée prolongée de traitement, elle peut se révéler très fastidieuse quant à la multitude de données à traiter.



**Figure 20. Etape de segmentation manuelle avec l'outil «Brush » faisant suite à la segmentation semi-automatique**

*Interface Image Segmentation Editor du logiciel Amira v.5.0.1 (Mercury Computer Systems, Inc.)*

*En haut : retouche manuelle (en rouge) d'une coupe axiale (agrandissement x 3) après segmentation semi-automatique (contour en rouge) d'une 46 (Emb 319) à partir d'un examen micro-CT.*

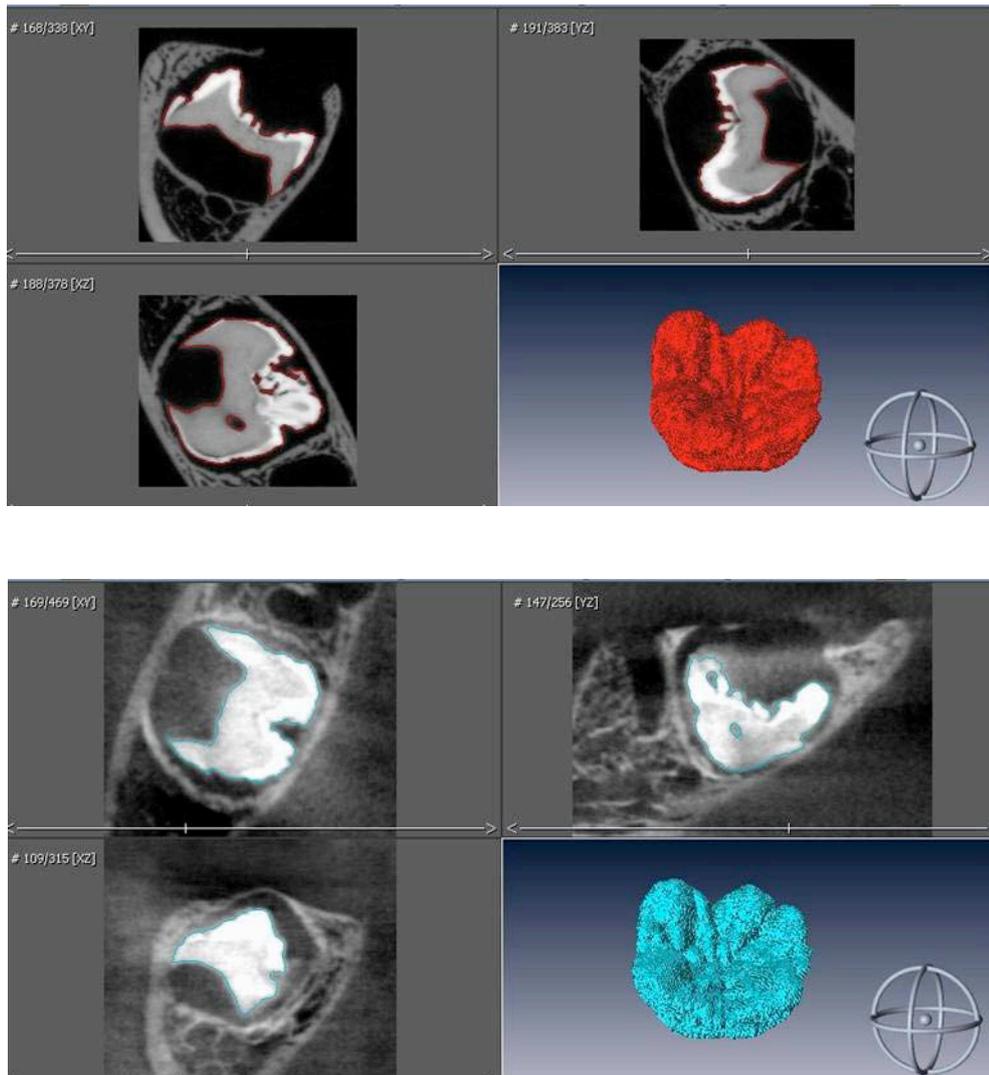
*En bas, dans la palette d'outils : outil « Brush » (représenté par l'icône sur fond jaune). Le déplacement du curseur (flèche rouge) permet de faire varier le diamètre de l'outil « Brush ».*

Dans le cadre de ce travail, la procédure de segmentation, déjà utilisée pour des données microtomographiques dans des travaux précédents (Bayle, 2008 ; Braga *et al.*, 2010), est identique pour les examens issus du CBCT ou du micro-CT.

Elle comprend quatre grandes étapes chronologiques :

- segmentation semi-automatique de l'ensemble des coupes axiales d'un examen en utilisant les outils « Magic Wand » puis « Blowtool»,
- segmentation manuelle coupe par coupe (axiales) pour les retouches avec l'outil « Brush »,
- vérification de la segmentation sur les deux autres coupes, coronale et sagittale,
- visualisation et contrôle de la reconstruction de manière tridimensionnelle (**Fig. 21**).

Pour chaque dent, la segmentation comprend à la fois les tissus amélaire et dentinaire.



**Figure 21. Exemples de segmentation sur les coupes axiales, coronales et sagittales d'une 46 et sa représentation tridimensionnelle à partir d'examen micro-CT et CBCT**  
Interface Image Segmentation Editor du logiciel Amira v.5.0.1 (Mercury Computer Systems, Inc.)

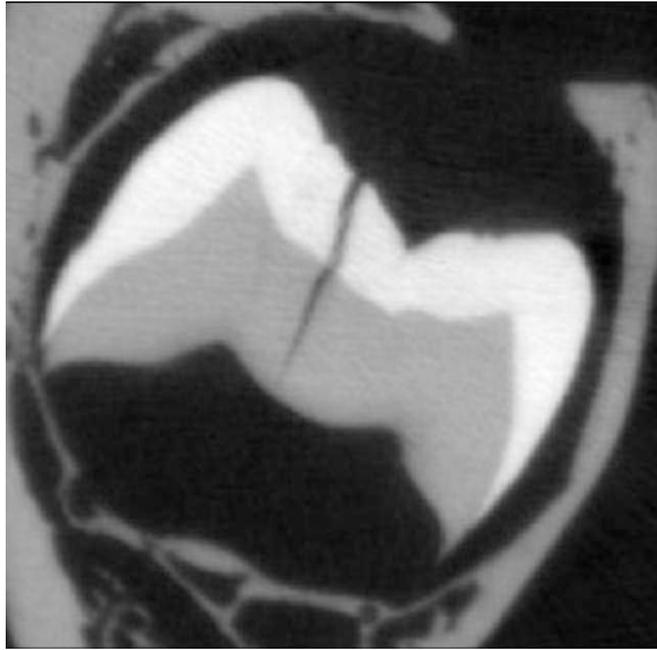
En haut, interface de segmentation avec les coupes dans les trois plans et la reconstruction tridimensionnelle (en rouge) de la 46 (Emb 319) à partir d'un examen micro-CT (résolution spatiale =  $41\mu\text{m}$ ).

En bas, interface de segmentation avec les coupes dans les trois plans et la reconstruction tridimensionnelle (en bleu) de la 46 (Emb 319) à partir d'un examen CBCT (résolution spatiale =  $76\mu\text{m}$ ).

Comme dans la plupart des collections ostéologiques en tant que matériels d'études, le processus de déshydratation *post mortem* est responsable de l'apparition de fissures et/ou fractures au niveau des dents (**Fig. 22 et 23**). Dans le cadre de ce travail, l'exploitation des mesures volumétriques a une finalité méthodologique (validation d'un outil de mesure) et non pas une finalité clinique ou biologique, pour laquelle l'impact des processus de déshydratation *post mortem* peut avoir des répercussions sur les interprétations des résultats. Les dents fissurées et fracturées ont donc été incluses dans l'échantillon d'étude.



**Figure 22. Exemple de coupe microtomographique d'une 31 fissurée**  
(Emb 213)



*Figure 23. Exemple de coupe microtomographique d'une 46 fissurée  
(Emb 512)*

#### **II.2.1.4. Obtention des mesures volumétriques**

Une fois la segmentation accomplie, les reconstructions tridimensionnelles virtuelles des dents ont été obtenues par triangulation sans lissage afin de préserver la mesure du volume brut grâce à la fonction SurfaceGen du logiciel Amira. L'algorithme de reconstruction est celui de « marching cube » (Lorenson et Cline, 1987). Chaque reconstruction est ensuite enregistrée en format PLY (Polygon File Format).

Les mesures volumétriques des dents sont obtenues automatiquement par décompte du nombre de voxels contenus dans les régions segmentées multiplié par la taille d'un seul grâce à la fonction TissueStatistics du logiciel Amira. La base de données représentée par les volumes dentaires est ainsi créée dans un tableau Excel (v. 2003). Pour chaque dent segmentée, le volume dentaire comprend à la fois les volumes amélaire et dentinaire. L'unité des volumes dentaires est exprimée en  $\text{mm}^3$ .

## II.2.2. Plan d'analyse statistique

La comparaison de deux mesures volumétriques obtenues par deux méthodes différentes (*i.e.* CBCT et micro-CT) a pour finalité la validation d'une nouvelle méthode de mesure, le CBCT par rapport à la méthode de référence, le micro-CT. Il existe deux sources de variabilités principales qui peuvent interférer sur les mesures : la variabilité analytique (due à la méthode elle-même) et la variabilité inter et intra individuelle (Fuhrman et Chouaïd, 2004). La variabilité analytique dépend de l'**exactitude** de la mesure (écart éventuel entre la mesure obtenue avec le CBCT et sa valeur de référence obtenue avec le micro-CT) et de sa **précision**. Les variabilités inter et intra individuelles vont être évaluées par le calcul de la **reproductibilité** des mesures de deux manières :

- lorsque les mesures sont réalisées par deux individus,
- lorsque les mesures sont réalisées par la même personne mais à deux temps différents.

Il s'agit des reproductibilités inter et intra individuelles. (Ferrante et Cameriere, 2009).

L'évaluation de l'exactitude et de la précision des mesures volumétriques nécessite de comparer les volumes et d'étudier les relations qui existent entre eux (corrélation et concordance entre les mesures) (Grenier *et al.*, 2000). Toutes les données ont été analysées avec le logiciel statistique R 2.10.0.

### II.2.2.1. *Reproductibilités inter et intra individuelles*

L'évaluation de la reproductibilité des mesures volumétriques entre les dispositifs CBCT et micro-CT est la première étape d'analyse statistique. Pour évaluer la reproductibilité des volumes, les mesures vont être réalisées à partir de deux échantillons d'acquisitions CBCT et micro-CT et en faisant varier les conditions de mesures :

- mesures obtenues à partir de deux observateurs : reproductibilité inter individuelle,
- mesures obtenues à deux temps différents : reproductibilité intra individuelle.

Les potentielles différences de reproductibilités entre les mesures aussi bien inter qu'intra individuelles peuvent être causées par la méthode de segmentation. En effet, bien que standardisée, l'application de la méthode de segmentation peut varier entre deux individus ou pour le même individu à deux temps différents, car cette méthode n'est pas encore entièrement automatisée. La reproductibilité inter individuelle a été testée à partir d'un échantillon aléatoire de 20 dents issues d'acquisitions microtomographiques et d'un

échantillon aléatoire de 20 dents issues des acquisitions CBCT. Deux observateurs (D. M. et F. M.), formés préalablement à la méthode de segmentation, ont effectué ces mesures. La reproductibilité intra individuelle a également été testée avec deux échantillons aléatoires de 20 dents chacun à partir des acquisitions micro-CT et CBCT en respectant un intervalle d'une semaine entre les deux segmentations de la même dent aussi bien pour les examens micro-CT que CBCT.

Les reproductibilités inter et intra individuelles ont été calculées avec le coefficient de corrélation intraclass (CCI) (Ferrante et Cameriere, 2009). La programmation du calcul du CCI est disponible dans le package « psy » du logiciel R (téléchargement à partir du site R-Project [www.r-project.org](http://www.r-project.org)).

### **II.2.2.2. Comparaison des volumes**

Pour étudier les relations qui existent entre les mesures volumétriques, la comparaison de deux séries de ces valeurs nécessite différentes techniques statistiques. Loin d'être redondantes, ces techniques sont complémentaires et répondent à des critères différents qui sont : la recherche d'une relation de proportionnalité et la concordance entre les mesures (Grenier *et al.*, 2000). La comparaison de ces mesures volumétriques est analysée par la suite en fonction du type de dent et du stade de développement.

- **Recherche de l'existence d'une relation de proportionnalité entre les mesures volumétriques : coefficient de corrélation de Pearson et degré de significativité**

Le coefficient de corrélation R de Pearson évalue le degré de linéarité de la relation testée, son carré ( $R^2$ ) représentant le pourcentage de variabilité expliquée par le modèle linéaire. Ainsi, à titre d'exemple, une valeur de  $R^2$  de 0,5 signifie que 50 % de la variabilité est expliquée par le modèle linéaire choisi. Le test statistique associé à l'évaluation du coefficient de corrélation R correspond au calcul de la probabilité ( $p$ ) pour que la valeur de R observée soit différente de 0. La valeur du  $p$  associé mesure donc la probabilité d'observer une linéarité « d'intensité » R. Le seuil de significativité est fixé à 5% ( $p \leq 0,05$ ).

- ***Evaluation de la concordance des mesures volumétriques entre le CBCT et le micro-CT : méthode de concordance de Bland et Altman***

Pour évaluer le degré de concordance des mesures volumétriques entre les deux techniques, CBCT et micro-CT, nous avons comparé les résultats en utilisant la méthode de Bland et Altman (1986). Le principe, énoncé par Altman et Bland, est de constater que la relation linéaire qui peut être établie entre deux techniques de mesure d'une même grandeur est réelle, évidente, mais surtout sans intérêt si c'est à la « concordance » (*agreement*) entre ces deux techniques que l'on s'intéresse, ce qui est le cas le plus fréquent. Le principe de la concordance est d'apprécier l'écart observé entre les deux valeurs obtenues pour la même mesure. La différence entre les mesures est représentée par leur moyenne, considérée comme la meilleure estimation des vraies valeurs (Bland et Altman, 1986).

Pour évaluer l'exactitude de la mesure volumétrique du CBCT par rapport à celle du micro-CT, la première étape consiste à examiner les données graphiquement en traçant un nuage de points de la différence entre les mesures en fonction de la moyenne des deux mesures. Ce graphe permet de voir si la moyenne des différences est différente de 0 et si la différence entre les deux mesures varie en fonction du niveau de la mesure.

La méthode de Bland et Altman détermine le biais et les limites de concordance qui représentent les écarts des valeurs du CBCT par rapport au micro-CT. Dans l'hypothèse d'une concordance parfaite des deux séries de valeurs, la somme des différences arithmétiques entre les valeurs devrait être nulle. Le « biais » est ainsi défini comme la moyenne des différences et permet d'évaluer l'exactitude des mesures. Il représente la moyenne de l'écart systématique d'une série de valeurs par rapport à l'autre. De même, la variabilité de ces différences permet d'évaluer si les deux séries de mesures volumétriques donnent des valeurs précises, au biais près. L'écart type (ET) des différences est calculé (Grenier *et al.*, 2000). Dès lors, il est possible, en suivant la tradition en matière de biostatistique, de fixer deux seuils de limites de concordance, arbitrairement représentés par  $\pm 1,96$  ET, et de les tracer comme deux droites horizontales sur le graphique. Elles correspondent approximativement à deux ET par rapport à la moyenne. Elles englobent l'intervalle dans lequel sont comprises 95 % des différences. Comme souvent avec les graphiques représentant des valeurs quantitatives, une attention particulière est donnée à l'échelle employée, qui peut donner une idée fautive des résultats objectifs en « dilatant » ou en « tassant » artificiellement l'échelle (Bland and Altman, 1986).

Le calcul des intervalles de confiance (IC) à 95% du biais et des limites supérieure et inférieure de concordance permet d'estimer la variabilité qui est faible lorsque les IC sont étroits. La méthode de Bland et Altman permet donc d'évaluer l'exactitude (par l'intermédiaire du biais) et la précision (quantifiée grâce à l'ET et l'IC à 95% du biais) des mesures volumétriques du CBCT par rapport à celles du micro-CT.

- ***Procédure de régression linéaire pour les études de comparaison de deux techniques comme le CBCT et le micro-CT : méthode de Passing Bablok***

Une procédure de régression spécifiquement mise au point pour comparer deux mesures est la méthode de Passing Bablok (1983). Il s'agit d'une méthode non paramétrique d'estimation de la pente de la relation (ou slope  $b$ ) entre deux mesures comparées et de l'ordonnée à l'origine (ou intercept  $a$ ) de cette relation. Ces deux paramètres sont estimés par des médianes. Si l'intervalle de confiance (IC) à 95% de la pente de la relation (slope  $b$ ) inclut 1 et celui de l'intercept  $a$ , la valeur 0, alors il n'y a pas de différence statistiquement significative (Passing et Bablok, 1983).

- ***Comparaison des mesures volumétriques entre le CBCT et micro-CT en fonction du type de dent et du stade de développement : test pour séries appariées***

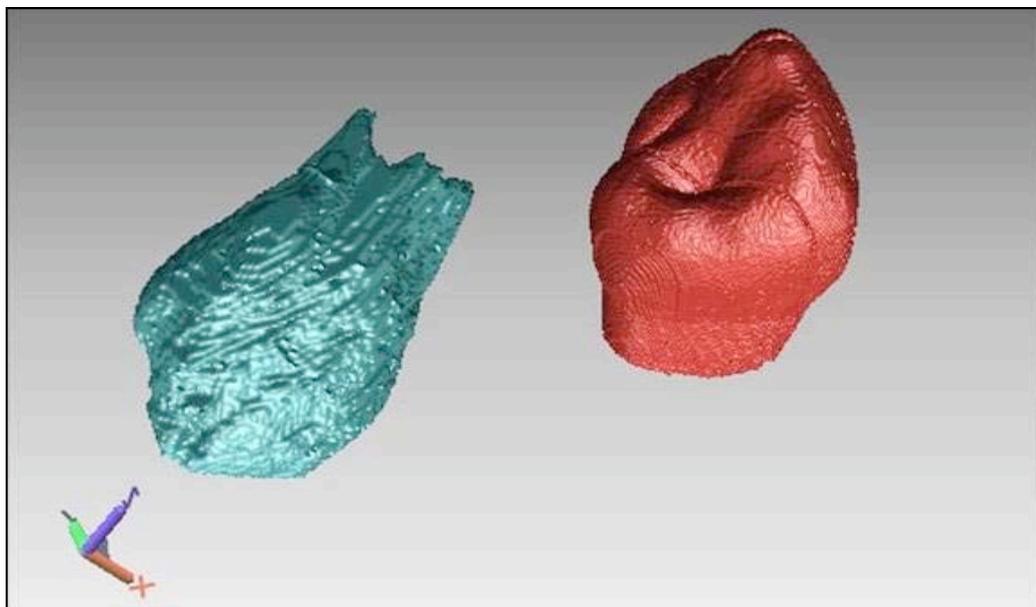
Pour tester si les volumes entre le CBCT et le micro-CT diffèrent ou non selon le type de dent et le stade de développement, un test de comparaison en séries appariées est utilisé. Les volumes entre le CBCT et le micro-CT étant issus des mêmes dents, le test doit tenir compte de l'appariement. Si les conditions d'application sont remplies (normalité des distributions et égalité des variances), le test de Student pour séries appariées est utilisé (test paramétrique). Sinon le test des rangs de Wilcoxon, test non paramétrique, sera utilisé. Le seuil de significativité est fixé à 5% ( $p \leq 0,05$ ).

## **II.2.3. Topographie des écarts géométriques**

### ***II.2.3.1. Recalage des reconstructions tridimensionnelles***

Les reconstructions tridimensionnelles virtuelles des dents ont été obtenues par triangulation sans lissage afin de préserver la mesure du volume brut (fonction SurfaceGen du logiciel Amira). Chaque reconstruction est enregistrée en format PLY. La visualisation de la

topographie des écarts géométriques suppose la comparaison des deux reconstructions tridimensionnelles (ou paire de reconstructions) de la même dent à partir de ses acquisitions CBCT et micro-CT. Avant de visualiser la topographie des écarts géométriques des reconstructions avec le logiciel Amira, celles-ci doivent être préalablement positionnées dans les mêmes plans (**Fig. 24**). L'étape de recalage des paires de reconstructions tridimensionnelles est réalisée avec le logiciel RapidForm (v. 2006, [www.rapidform.com](http://www.rapidform.com)). Les paires de reconstructions tridimensionnelles vont être importées dans RapidForm en format PLY (via le logiciel MeshLab v.1.2.2 pour assurer la compatibilité des formats PLY entre Amira et RapidForm).

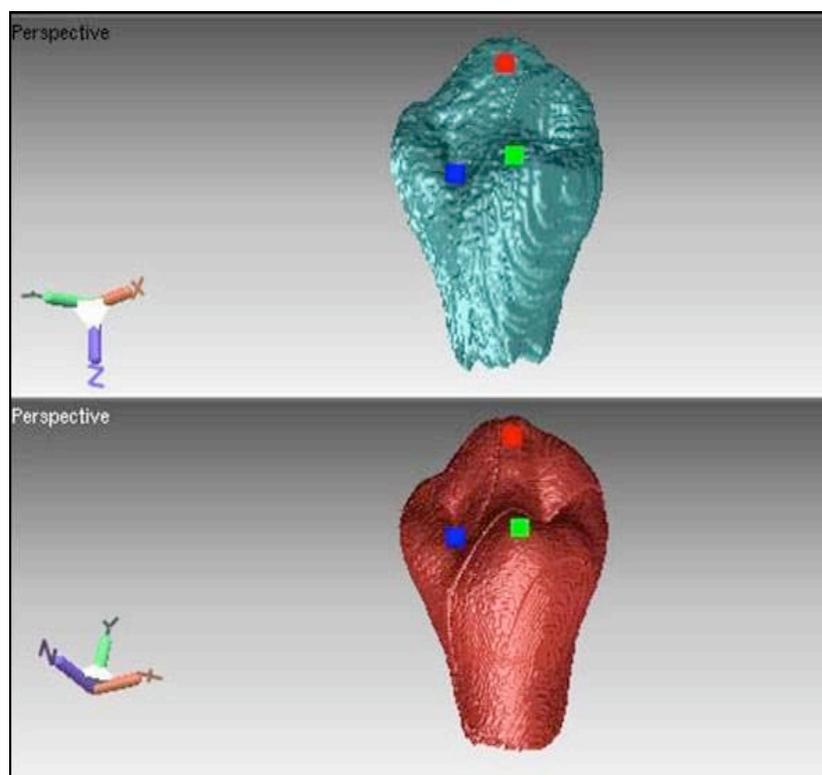


**Figure 24. Visualisation des reconstructions tridimensionnelles de la même dent avec le logiciel RapidForm (v. 2006)**

Les reconstructions tridimensionnelles de la même dent 44 (Emb 129) sont représentées après importation du fichier PLY de Amira v.5.0.1. via MeshLab v.2.1.1. dans RapidForm (v. 2006). Les reconstructions sont représentées en bleu pour celle issue du CBCT et en rouge pour celle issue du micro-CT. Ces reconstructions ne sont pas positionnées de la même manière dans les trois plans de l'espace, un recalage de la reconstruction du CBCT par rapport à la reconstruction du micro-CT est nécessaire pour la visualisation ultérieure des écarts géométriques entre elles.

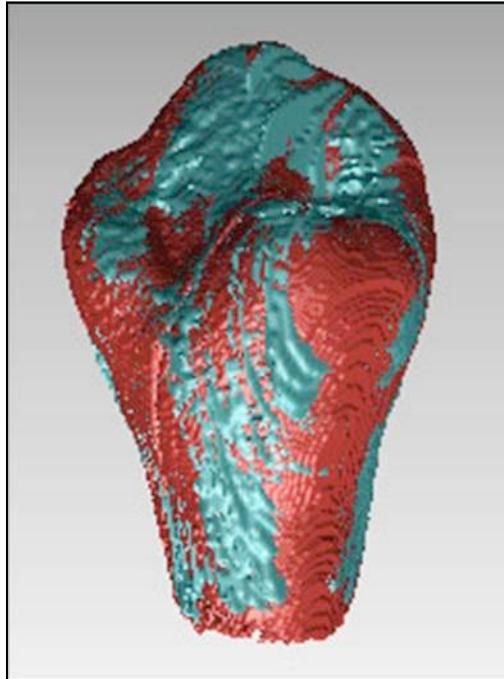
Le repositionnement des deux reconstructions dans les trois plans de l'espace nécessite le recalage de la reconstruction issue du CBCT par rapport à la reconstruction issue du micro-CT (reconstruction de référence). Pour cela, un recalage rigide est utilisé. Il permet de réunir les deux ensembles de données dans un même alignement par placement de points. La

distance entre deux points est réduite au minimum (Besl and McKay, 1992). Cette procédure nécessite un premier placement de points sur les deux reconstructions (**Fig. 25**) qui va donner une première orientation aux reconstructions. Ensuite, la procédure de recalage rigide, entièrement automatisée (algorithme de Besl et Mc Kay (1992)), est réalisée (**Fig. 26**). Ainsi, la reconstruction du CBCT (**Fig. 27**) est repositionnée de la même manière que celle du micro-CT dans les trois plans de l'espace. Cette nouvelle reconstruction est ensuite enregistrée en format PLY puis importée dans Amira *via* MeshLab (pour assurer la compatibilité des fichiers PLY).



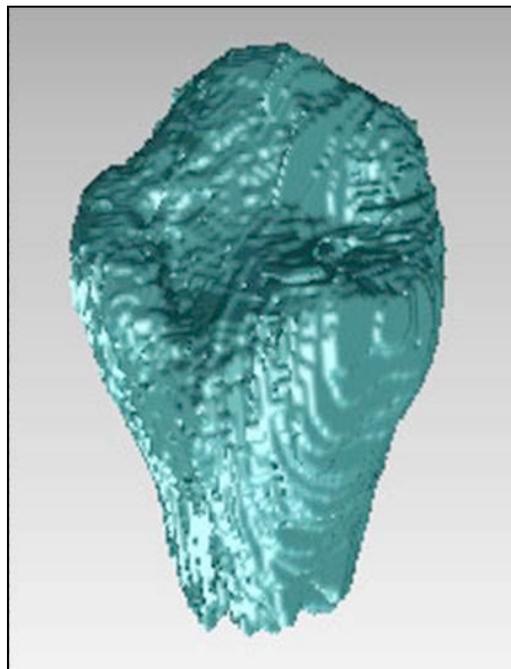
**Figure 25. Positionnement des trois points sur les reconstructions tridimensionnelles de la 44 dans Rapidform (v. 2006)**

*Il s'agit d'un premier placement des trois points permettant un premier repositionnement de la reconstruction du CBCT (en bleu) sur la reconstruction du micro-CT (en rouge) de la 44 (Emb129) par l'intermédiaire de la fonction « Register 2 Schells Initial » du logiciel RapidForm (v. 2006).*



**Figure 26. Recalage de la reconstruction du CBCT par rapport à la reconstruction du micro-CT dans RapidForm (v. 2006)**

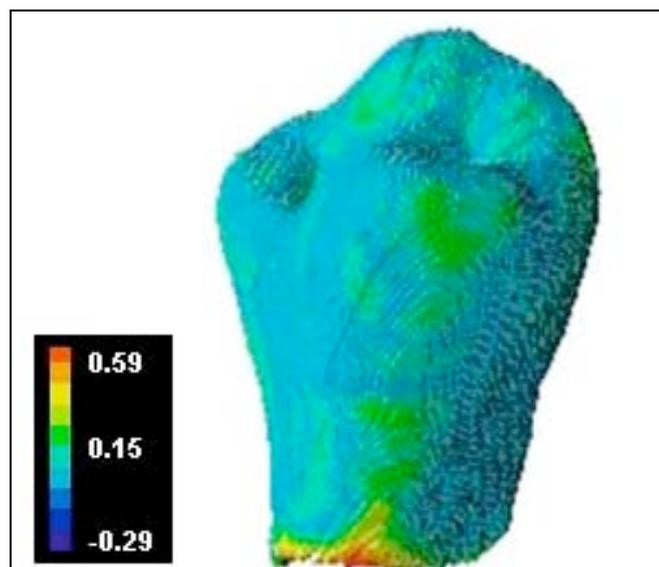
*Il s'agit du recalage rigide entièrement automatisé de la reconstruction du CBCT (en bleu) sur la reconstruction du micro-CT (en rouge) de la dent 44 (Emb 129). La reconstruction du CBCT est ainsi positionnée de la même manière que celle du micro-CT dans les trois plans de l'espace. Ce recalage est réalisé avec la fonction « register shell fine » du logiciel RapidForm (v. 2006).*



**Figure 27. Reconstruction tridimensionnelle du CBCT de la 44 après recalage RapidForm (v. 2006)**

### II.2.3.2. Visualisation de la topographie des écarts géométriques

La reconstruction tridimensionnelle du CBCT après recalage et celle du micro-CT initiale sont donc positionnées de la même manière dans les trois plans de l'espace. A partir des surfaces des dents après polygonisation des données volumétriques grâce à la fonction SurfaceGen d'Amira, la fonction SurfaceDistance de ce même logiciel permet de créer une cartographie des écarts géométriques des rendus de surfaces. La visualisation de la topographie des écarts géométriques se fait grâce à une échelle chromatique qui tient compte de la distance moyenne et des écarts-types de chaque paire de reconstructions. Ainsi chaque paire possède sa propre échelle chromatique dont les couleurs s'étalent du bleu (distances minimales), au rouge (distances maximales) en passant par des dégradés de vert et jaune (distances intermédiaires) (**Fig. 28**).



**Figure 28.** Exemple de visualisation par cartographie de la topographie des écarts géométriques des reconstructions tridimensionnelles de la 44 issues des acquisitions du CBCT et du micro-CT par l'intermédiaire d'une échelle chromatique créée dans Amira v.5.0.1.

Fonction SurfaceDistance (Mercury Computer Systems, Inc.).

Vue linguale de la 44 (Emb 129)

La distribution des écarts géométriques est visualisée grâce à l'échelle chromatique dont les couleurs s'étalent du bleu (distances minimales) au rouge (distances maximales), en passant par le vert et jaune (distances intermédiaires).

## **III. RESULTATS**

### III.1. DESCRIPTION DE L'ÉCHANTILLON D'ANALYSE

L'échantillon initial comporte 126 dents permanentes en cours de développement. Cependant, au sein de cet échantillon initial, la segmentation semi-automatique n'a pas pu être appliquée sur 6 dents qui nécessitaient une segmentation entièrement manuelle. Il s'agit de 4 molaires (36 et 46) des mandibules notées Emb 129 et 179 et de 2 prémolaires (34 et 44) de la mandibule notée Emb 179. Compte tenu des critères méthodologiques définis dans le chapitre précédent (**section II.2.1.3.**), ces 6 dents n'ont pas été incluses dans l'échantillon d'analyse.

L'échantillon d'analyse comporte donc un total de 120 dents permanentes issues des 16 mandibules sélectionnées qui représentent des enfants âgés de 8 mois à 10 ans avec une répartition égale entre les filles et les garçons. La moyenne d'âge de cet échantillon est de 51, 58 mois avec un écart-type (ET) de  $\pm 27, 26$  mois ou 4,3 ans (ET =  $\pm 2,27$  ans). Le nombre de dents varie de 2 à 10 en fonction du stade de développement de chacune. Seules les incisives centrale (31) et latérale (42) de l'Emb 129 sont absentes en raison de pertes *post mortem*.

L'échantillon d'analyse comporte :

- 25 incisives centrales
- 25 incisives latérales
- 26 canines
- 16 premières prémolaires
- 28 premières molaires

Toutes les informations (numéros des mandibules et des dents, âge, sexe) sont répertoriées dans le **tableau 5**.

Numéro de la mandibule	Age (mois)	Sexe	Numéros des germes des dents permanentes (nombre total de dents par mandibule)
129	120	M	31 – 33 – 34 – 42 – 43 – 44 (6)
179	120	M	31 – 32 – 33 – 41 – 42 – 43 (6)
180	10	F	36 – 46 (2)
202	42	F	31 – 32 – 33 – 34 – 36 – 41 – 42 – 43 – 44 – 46 (10)
210	54	F	31 – 32 – 33 – 34 – 36 – 41 – 42 – 43 – 44 – 46 (10)
211	36	F	31 – 32 – 33 – 36 – 41 – 42 – 43 – 46 (8)
213	30	M	31 – 32 – 33 – 36 – 41 – 42 – 43 – 46 (8)
214	30	M	31 – 32 – 33 – 36 – 41 – 42 – 43 – 46 (8)
318	14	F	36 – 46 (2)
319	48	F	31 – 32 – 33 – 34 – 36 – 41 – 42 – 43 – 44 – 46 (10)
321	8	M	36 – 46 (2)
383	64	M	31 – 32 – 33 – 34 – 36 – 41 – 42 – 43 – 44 – 46 (10)
448	51	F	31 – 32 – 33 – 34 – 36 – 41 – 42 – 43 – 44 – 46 (10)
512	54	M	31 – 32 – 33 – 34 – 36 – 41 – 42 – 43 – 44 – 46 (10)
545	20	M	31 – 32 – 33 – 36 – 41 – 42 – 43 – 46 (8)
574	64	F	31 – 32 – 33 – 34 – 36 – 41 – 42 – 43 – 44 – 46 (10)

**Tableau 5. Description de l'échantillon d'analyse**

*n total = 120 dents permanentes.*

L'échantillon d'analyse comprend 114 germes (leur stade de développement est fonction de l'âge du sujet) et 6 dents dont l'édification radiculaire est achevée (31 et 42 de l'Emb 129 et 31, 32, 41 et 42 de l'Emb 179).

Parmi les 120 dents de cet échantillon, 41 présentent des fissures et 3 sont fracturées. Toutes les informations sur ces dents (numéros des mandibules et des dents, âge, sexe) sont répertoriées dans les **tableaux 6 et 7**.

Numéro de la mandibule	Age (mois)	Sexe	Numéros des germes des dents permanentes (nombre total de dents fissurées par mandibule)
129	120	M	33 – 34 – 43 – 44 (4)
202	42	F	31 – 32 – 41 – 42 – 46 (5)
210	54	F	31 – 33 – 43 (3)
211	36	F	31 – 33 – 36 – 41 – 42 – 46 (6)
213	30	M	31 – 32 – 41 (3)
319	48	F	41 (1)
383	64	M	31 – 32 – 33 – 42 (4)
448	51	F	31 – 32 – 36 – 42 – 46 (5)
512	54	M	32 – 33 – 36 – 42 – 43 – 46 (6)
574	64	F	33 – 34 – 43 – 44 (4)

**Tableau 6. Description des dents fissurées de l'échantillon d'analyse**

*n total (dents fissurées) = 41*

Numéro de la mandibule	Age (mois)	Sexe	Numéros des germes des dents permanentes (nombre total de dents fracturées par mandibule)
213	30	M	36 – 46 (2)
383	64	M	43 (1)

**Tableau 7. Description des dents fracturées de l'échantillon d'analyse**

*n total (dents fracturées) = 3*

## III.2. ANALYSE STATISTIQUE DE L'ÉCHANTILLON

### III.2.1. Reproductibilités inter et intra individuelles

- *Reproductibilité inter individuelle*

Les reproductibilités inter individuelles ont été calculées avec le coefficient de corrélation intra classe (CCI) à partir de deux échantillons aléatoires issus de 20 acquisitions micro-CT et 20 acquisitions CBCT. Les reproductibilités entre les mesures faites par deux observateurs (D.M. et F.M.) sont très élevées aussi bien pour les 20 mesures issues des acquisitions micro-CT que les 20 mesures issues des acquisitions CBCT.

- **CCI = 0.998** pour la reproductibilité inter individuelle entre les 20 mesures du micro-CT.
- **CCI = 0.999** pour la reproductibilité inter individuelle entre les 20 mesures du CBCT.

- *Reproductibilité intra individuelle*

Les reproductibilités intra individuelles ont également été calculées avec le CCI sur deux échantillons aléatoires issus de 20 acquisitions micro-CT et 20 acquisitions CBCT, les mesures étant effectuées à une semaine d'intervalle. Elles sont également très élevées aussi bien pour les 20 mesures issues des acquisitions micro-CT que pour les 20 mesures issues des acquisitions CBCT.

- **CCI = 0.999** pour la reproductibilité intra individuelle entre les 20 mesures du micro-CT.
- **CCI = 0.988** pour la reproductibilité intra individuelle entre les 20 mesures du CBCT.

**Les mesures volumétriques issues du CBCT présentent une reproductibilité similaire à celle des mesures du micro-CT.**

### III.2.2. Comparaison des volumes

Les mesures volumétriques du CBCT sont comparées à celles du micro-CT.

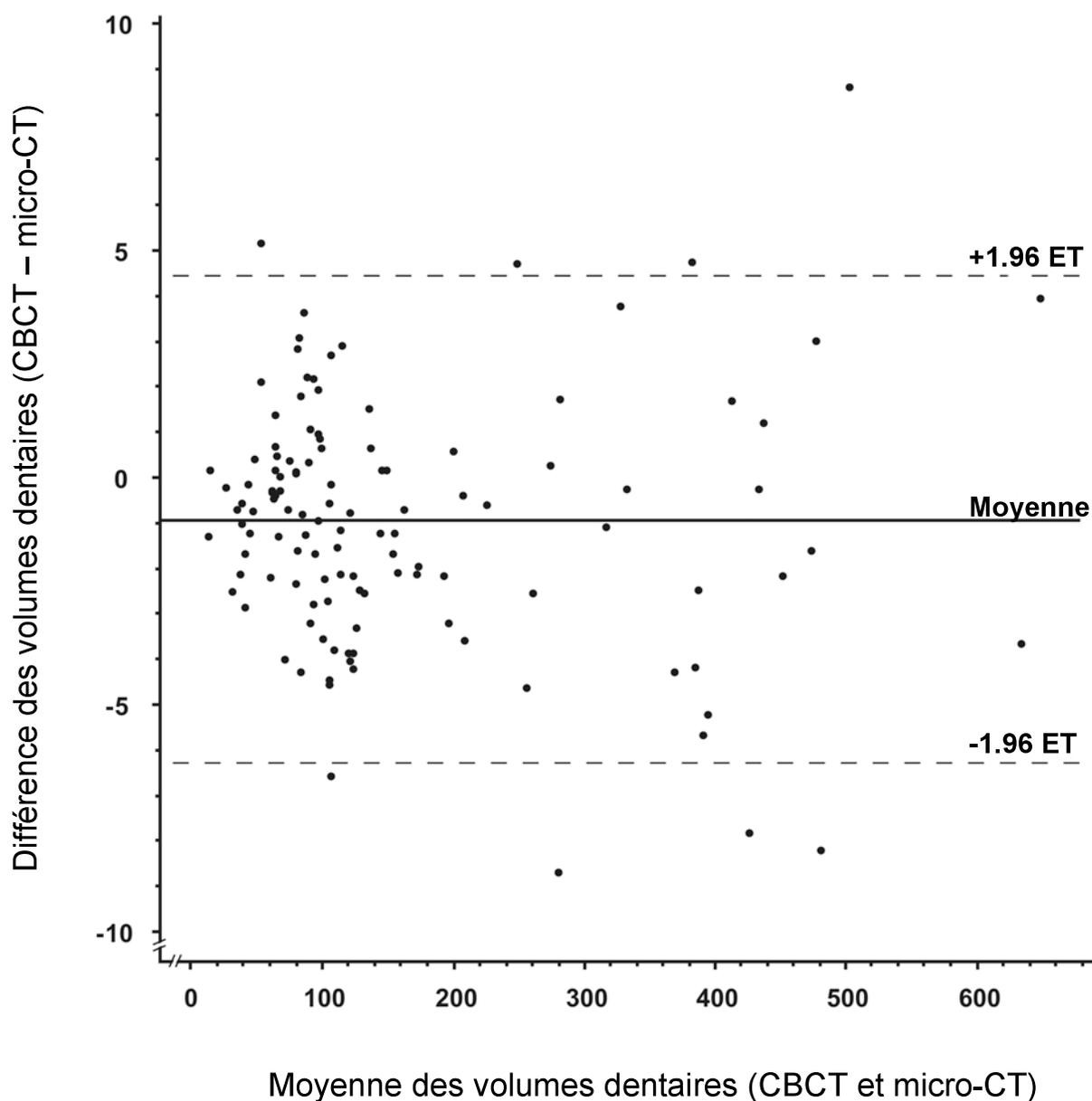
***1<sup>ère</sup> étape : Recherche de l'existence d'une relation de proportionnalité entre les mesures volumétriques issues du CBCT et du micro-CT : coefficient de corrélation de Pearson et degré de significativité***

Le coefficient de corrélation met en évidence une très forte corrélation entre les mesures volumétriques CBCT et micro-CT avec un  $R^2 = 0.99$ . Ce qui signifie que 99% de la variabilité est expliqué par le modèle linéaire. Le test statistique associé à l'évaluation du coefficient de corrélation met en évidence une relation linéaire statistiquement significative entre les mesures ( $p < 0.001$ ). Il existe donc une relation de proportionnalité (ou liaison linéaire) entre les deux séries de mesures volumétriques CBCT et micro-CT. Bien que les mesures soient étroitement corrélées entre elles, ce résultat ne permet pas pour autant de conclure à l'exactitude et la précision des mesures du CBCT par rapport à celles du micro-CT. Pour démontrer que les mesures ne diffèrent pas entre ces deux dispositifs, il est nécessaire :

- d'évaluer l'exactitude et la précision des mesures volumétriques du CBCT par rapport à celles du micro-CT grâce à la méthode de concordance de Bland et Altman,
- d'appliquer une procédure de régression spécifique pour comparer les mesures volumétriques des deux dispositifs grâce à la méthode de Passing Bablok.

***2<sup>ème</sup> étape : Evaluation de la concordance des mesures volumétriques entre le CBCT et le micro-CT : méthode de concordance de Bland et Altman***

Le degré de concordance est évalué dans un premier temps graphiquement. Le nuage de points (**Fig. 29**) représente la différence entre les mesures volumétriques ( $\text{volumes}_{\text{CBCT}} - \text{volumes}_{\text{micro-CT}}$ ) en fonction de la moyenne de l'ensemble des volumes.



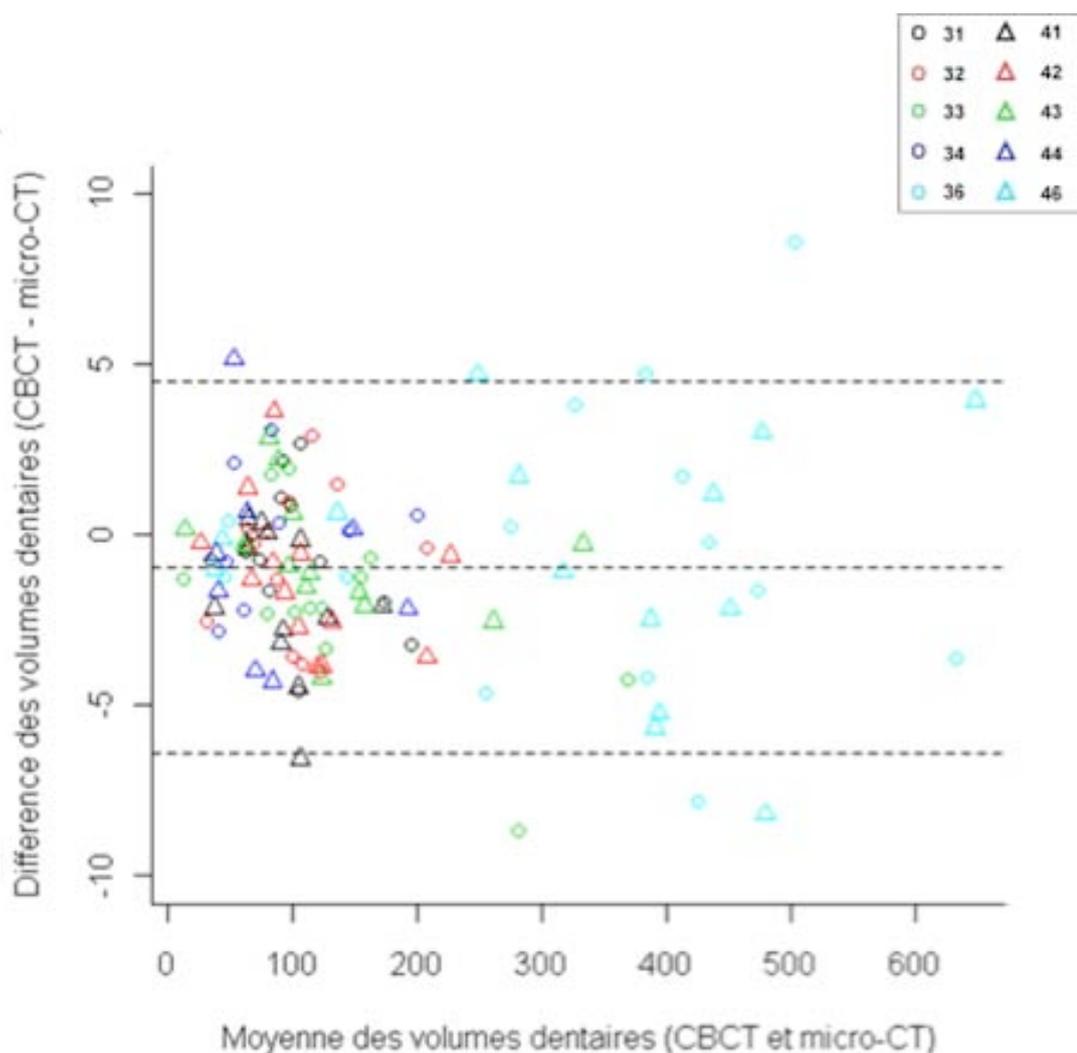
*Figur 29. Représentation graphique des volumes dentaires entre le CBCT et le micro-CT par la méthode de concordance de Bland et Altman*

*ET = écart-type*

Le graphe de concordance de la **figure 29** met en évidence une répartition homogène du nuage de points qui est situé principalement entre les limites de concordance supérieure et inférieure. L'unité de mesure de l'ensemble des données de ce graphe est en  $\text{mm}^3$ .

La moyenne ou « biais » est égal à  $-0.93$  avec un ET à  $\pm 2.73$  et un IC à 95% compris entre  $-1.43$  et  $-0.44$ . Cette moyenne représente la moyenne des différences. Elle correspond à la moyenne de l'écart systématique de la série de volumes du CBCT par rapport à celle du micro-CT. Les limites de concordance supérieure et inférieure correspondent à la valeur de

la moyenne  $\pm 1.96$  ET. La limite supérieure est égale à 4.42 avec un IC à 95% compris entre 3,58 et 5,27. La limite inférieure est égale à -6.29 avec un IC à 95 % compris entre -7,14 et -5,45. Sur le graphe (**Fig. 29**), la ligne des moyennes se situe en dessous de 0, ce qui indique une légère sous-estimation des volumes du CBCT par rapport à ceux du micro-CT. Chaque valeur (différence des volumes CBCT et micro-CT en fonction de la moyenne des volumes) du nuage de points de la figure 29 est visualisée selon le type de dent et le secteur sur la **figure 30**.



**Figure 30. Visualisation des volumes des différents types de dents sur le graphe de la méthode de concordance de Bland et Altman**

Les dents du secteur 3 sont représentées par un cercle ; les dents du secteur 4 sont représentées par un triangle.

Les couleurs correspondent au type de dents : en noir = 31 ; 41 ; en rouge = 32 ; 42 ; en vert = 33 ; 43 ; en bleu foncé = 34 ; 44 ; en bleu clair = 36 ; 46

Sur la **figure 29**, 5 mesures correspondant à la différence entre les volumes du CBCT et du micro-CT ( $V_{\text{CBCT}} - V_{\text{micro-CT}}$ ) s'écartent de l'homogénéité du nuage de points. Deux d'entre elles sont situées au dessus de la limite de concordance supérieure et 3 sont situées en dessous de la limite de concordance inférieure.

Le descriptif des dents représentées par ces 5 mesures excentrées et identifiées sur la **figure 30** est présenté dans le **tableau 8**.

Numéro de la mandibule	Numéro de la dent	Age (mois)	Sexe	$V_{\text{CBCT}} - V_{\text{micro-CT}}$ (mm <sup>3</sup> )
129	33	120	M	- 8.68
202	36	42	F	- 7.79
383	36	64	M	- 8.18
383	46	64	M	+ 8.62
512	44	54	M	+ 5.17

**Tableau 8. Description des dents représentant les cinq mesures situées en dehors des limites de concordance**

Ainsi, moins de 5 % des valeurs se situent en dehors des limites de concordance. Les volumes du CBCT ne diffèrent donc pas par rapport à ceux du micro-CT, ils sont concordants. L'écart entre les mesures du CBCT et du micro-CT n'est graphiquement pas significatif.

### ***3<sup>ème</sup> étape : Procédure de régression linéaire pour les études de comparaison de deux techniques comme le CBCT et le micro-CT : méthode de Passing Bablok***

La méthode de Passing Bablok ne met pas en évidence de différence statistiquement significative entre les mesures volumétriques du CBCT et du micro-CT. Sa droite de régression est égale à :  $y = 0,99x - 0,39$

L'intercept (*i.e.* l'ordonnée à l'origine) de cette droite de régression est égal à  $- 0,39$  avec un intervalle de confiance (IC) à 95% compris entre  $- 0,85$  et  $0,17$ .

Le slope (*i.e.* la pente de la droite) est égal à 0.99 avec un IC à 95% compris entre 0.99 et 1.01.

Comme les IC à 95% du slope comprennent la valeur 1 et l'intercept, la valeur 0, alors il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les mesures effectuées par le CBCT et le micro-CT.

Le **tableau 9** récapitule l'ensemble des données qui permettent d'établir le degré de proportionnalité et de concordance entre les mesures volumétriques.

	R <sup>2</sup>	Intercept (IC à 95%)	Slope (IC à 95%)	Moyenne (IC à 95%)
Comparaison entre CBCT et Micro-CT	0.99	- 0.39 (-0.85 à 0.17)	0.99 (0.99 à 1.01)	- 0.93 (-1.43 à -0.44)

**Tableau 9. Relations entre les données du CBCT et du micro-CT comparées avec le coefficient de corrélation de Pearson (R<sup>2</sup>) et les méthodes de Passing Bablok et de Bland et Altman.**

*IC = Intervalle de Confiance*

Les résultats de la méthode de Bland et Altman et de la régression de Passing Bablok permettent de conclure que les mesures du CBCT ne diffèrent pas statistiquement des mesures du micro-CT. Le CBCT apparaît donc comme un outil de mesure comparable à celui du micro-CT.

- **Comparaison des mesures volumétriques entre le CBCT et le micro-CT en fonction du type de dent et du stade de développement : test pour séries appariées**

Pour tester si les volumes entre le CBCT et le micro-CT diffèrent ou non selon le type de dent, le test non paramétrique des rangs de Wilcoxon est utilisé (les distributions n'étant pas normales au sein de chaque groupe). Les dents sont réparties en 5 groupes selon leur type (*i.e.* incisive centrale, incisive latérale, canine, première prémolaire, première molaire).

Les résultats de la comparaison des volumes en fonction du type de dent sont présentés dans le **tableau 10**.

Numéro des dents	Nombre de dents	Volumes (micro-CT)	Volumes (CBCT)	p (significativité)
		Médiane Q1 ; Q3 (mm <sup>3</sup> )	Médiane Q1 ; Q3 (mm <sup>3</sup> )	
31 ; 41	25	91.44 73.43 ; 106.67	90.95 72.73 ; 105.09	<b>0.01</b>
32 ; 42	25	100.98 78.48 ; 122.74	97.42 78.63 ; 118.71	<b>0.02</b>
33 ; 43	26	112.31 81.82 ; 154.57	110.85 83.61 ; 153.37	<b>0.01</b>
34 ; 44	16	67.15 48.34 ; 116.57	65.49 49.49 ; 116.82	NS
36 ; 46	28	383.64 251.39 ; 444.07	384.48 251.45 ; 443.61	NS
Total	120	105.71 73.89 ; 197.85	103.63 73.73 ; 196.56	<b>0.001</b>

**Tableau 10. Résultats du test de Wilcoxon en séries appariées des volumes micro-CT et CBCT en fonction du type de dent.**

NS = non significatif

ET = écart-type

Q1 = 1<sup>ier</sup> quartile ; Q3 = 3<sup>ième</sup> quartile

Les résultats diffèrent selon le groupe de dents au seuil de 5%. Dans les groupes des incisives centrales, des incisives latérales et des canines, les volumes du CBCT et du micro-CT diffèrent de manière significative (sous-estimation significative des volumes CBCT). Dans les groupes des premières prémolaires et premières molaires, les volumes issus du CBCT et du micro-CT ne diffèrent pas de manière statistiquement significative (sous-estimation des volumes CBCT non significative).

Pour tester si les volumes entre le CBCT et le micro-CT diffèrent ou non selon le stade de développement de chaque type de dent, comme précédemment, le test non paramétrique des rangs de Wilcoxon est utilisé (les distributions n'étant pas normales au sein de chaque groupe). Les dents sont réparties en 2 stades de développement nommés « stade débutant » et « stade avancé ». Ces 2 stades ont été établis en fonction de l'âge théorique correspondant à l'état d'achèvement de la couronne (**section I.1.2.**, tableau 3). Dans ce contexte, le stade de développement n'est pas défini comme un des critères décrits dans les méthodes d'estimation de l'âge (**section I.2.**). Il s'agit d'une dichotomisation de la variable « âge » catégorielle répartie initialement en 12 classes (8, 10, 14, 20, 30, 36, 42, 48, 51, 54, 64 et 120 mois). Les stades débutant et avancé sont présentés dans le **tableau 11** en fonction des 5 types de dents.

Regroupement de la variable "âge" en deux stades

Type de dent	Stade débutant	Stade avancé
Incisive centrale	8 ; 10 ; 14 ; 20 ; 30 ; 36 ; 42 ; 48	51 ; 54 ; 64 ; 120
Incisive latérale	8 ; 10 ; 14 ; 20 ; 30 ; 36 ; 42 ; 48	51 ; 54 ; 64 ; 120
Canine	8 ; 10 ; 14 ; 20 ; 30 ; 36 ; 42 ; 48 ; 51 ; 54	64 ; 120
Première prémolaire	8 ; 10 ; 14 ; 20 ; 30 ; 36 ; 42 ; 48 ; 51	54 ; 64 ; 120
Première molaire	8 ; 10 ; 14 ; 20 ; 30 ; 36	42 ; 46 ; 51 ; 54 ; 64 ; 120

**Tableau 11. Regroupement du stade de développement en fonction du type de dent**

Les résultats de la comparaison des volumes en fonction du stade de développement de chaque type de dent sont présentés dans le **tableau 12**.

Type de dent (n)	Stade de développement (n)	Volumes (micro-CT) médiane [Q1 ; Q3] (mm <sup>3</sup> )	Volumes (CBCT) médiane [Q1 ; Q3] (mm <sup>3</sup> )	P (significativité)
Incisive centrale (25)	Stade débutant (12)	69.93 [62.92 ; 90.41]	69.61 [62.51 ; 89.45]	0.31
	Stade avancé (13)	106.67 [104.92 ; 128.53]	105.09 [101.78 ; 126.08]	<b>0.03</b>
Incisive latérale (25)	Stade débutant (12)	75.14 [63.18 ; 94.93]	76.35 [63.97 ; 94.58]	0.27
	Stade avancé (13)	122.74 [105.19 ; 134.48]	118.71 [102.48 ; 136.04]	<b>0.03</b>
Canine (26)	Stade débutant (18)	95.77 [78.73 ; 113.39]	96.28 [77.55 ; 112.03]	0.28
	Stade avancé (8)	211.38 [142.37 ; 308.39]	209.77 [139.68 ; 303.92]	<b>0.01</b>
Première prémolaire (16)	Stade débutant (6)	44.23 [40.81 ; 62.30]	42.69 [38.62 ; 62.98]	0.6
	Stade avancé (10)	86.95 [60.61 ; 147.76]	84.98 [58.43 ; 147.93]	0.79
Première molaire (28)	Stade débutant (12)	194.83 [45.92 ; 320.59]	196.58 [45.53 ; 321.91]	0.87
	Stade avancé (12)	434.66 [394.58 ; 479.38]	435.15 [389.14 ; 476.79]	0.35
Total (120)	Stade débutant (62)	79.91 [50.61 ; 105.33]	82.31 [54.86 ; 104.78]	0.19
	Stade avancé (58)	159.51 [106.67 ; 370.81]	158.13 [105.09 ; 366.55]	<b>0.001</b>

**Tableau 12. Résultats du test de Wilcoxon en séries appariées des volumes micro-CT et CBCT en fonction du stade de développement de chaque type de dent.**

NS = non significatif

ET = écart-type

Q1 = 1<sup>ier</sup> quartile ; Q3 = 3<sup>ième</sup> quartile

Les résultats diffèrent selon le stade de développement au seuil de 5% :

- Les groupes des incisives centrales, des incisives latérales et des canines ont des volumes CBCT significativement plus petits que ceux du micro-CT lorsque le stade de développement est avancé.
- Dans les groupes des incisives centrales, des incisives latérales et des canines présentant un stade de développement débutant, les volumes du CBCT et du micro-CT ne diffèrent pas de manière significative.
- Dans les groupes des premières prémolaires et premières molaires, les volumes issus du CBCT et du micro-CT ne diffèrent pas de manière statistiquement significative quelque soit le stade de développement.

### III.2.3. Visualisation de la topographie des écarts géométriques

Les variables descriptives telles que la distance moyenne et ses ET ainsi que les valeurs minimales et maximales des écarts géométriques des 120 paires de dents sont regroupées dans le **tableau 13**. Chaque paire représente deux reconstructions tridimensionnelles issues des acquisitions micro-CT et CBCT et après recalage rigide.

Type de Dent	Nombre de Dents	Distance moyenne $\pm$ ET (mm)	Valeur minimale de la distance (mm)	Valeur maximale de la distance (mm)
Incisive centrale	25	0.085 $\pm$ 0.021	0.061	0.139
Incisive latérale	25	0.094 $\pm$ 0.022	0.062	0.16
Canine	26	0.101 $\pm$ 0.051	0.051	0.249
Première prémolaire	16	0.103 $\pm$ 0.045	0.053	0.223
Première molaire	28	0.129 $\pm$ 0.064	0.063	0.296
Total	120	0.103 $\pm$ 0.047	0.051	0.296

**Tableau 13. Description des variables recueillies pour la visualisation topographique des écarts géométriques selon le type de dent et la totalité de l'échantillon d'analyse**

ET = écart-type

Une représentation graphique à l'aide de l'échelle chromatique permet de visualiser la topographie de la distribution des distances pour chacune des paires de dents. Les valeurs minimales et maximales de chaque échelle chromatique sont calculées à partir de la distance moyenne  $\pm 2$  ET pour chaque paire de dents.

D'une manière générale, les écarts maximaux visualisés en rouge sont localisés :

Pour la totalité des paires de reconstructions de l'échantillon d'analyse (n =120) :

- au niveau des zones cervicale ou apicale pour 91,6 % des paires de reconstructions,
- au niveau des traits de fissures pour 34, 2 % des paires de reconstructions.

Pour les paires de reconstructions des dents antérieures (n = 76) :

- au niveau des « bords des coupes » pour 30,3 % des paires de reconstructions,
- sur les des bords libres pour 27,6 % des paires de reconstructions.

Pour les paires de reconstructions des dents postérieures (n = 44) :

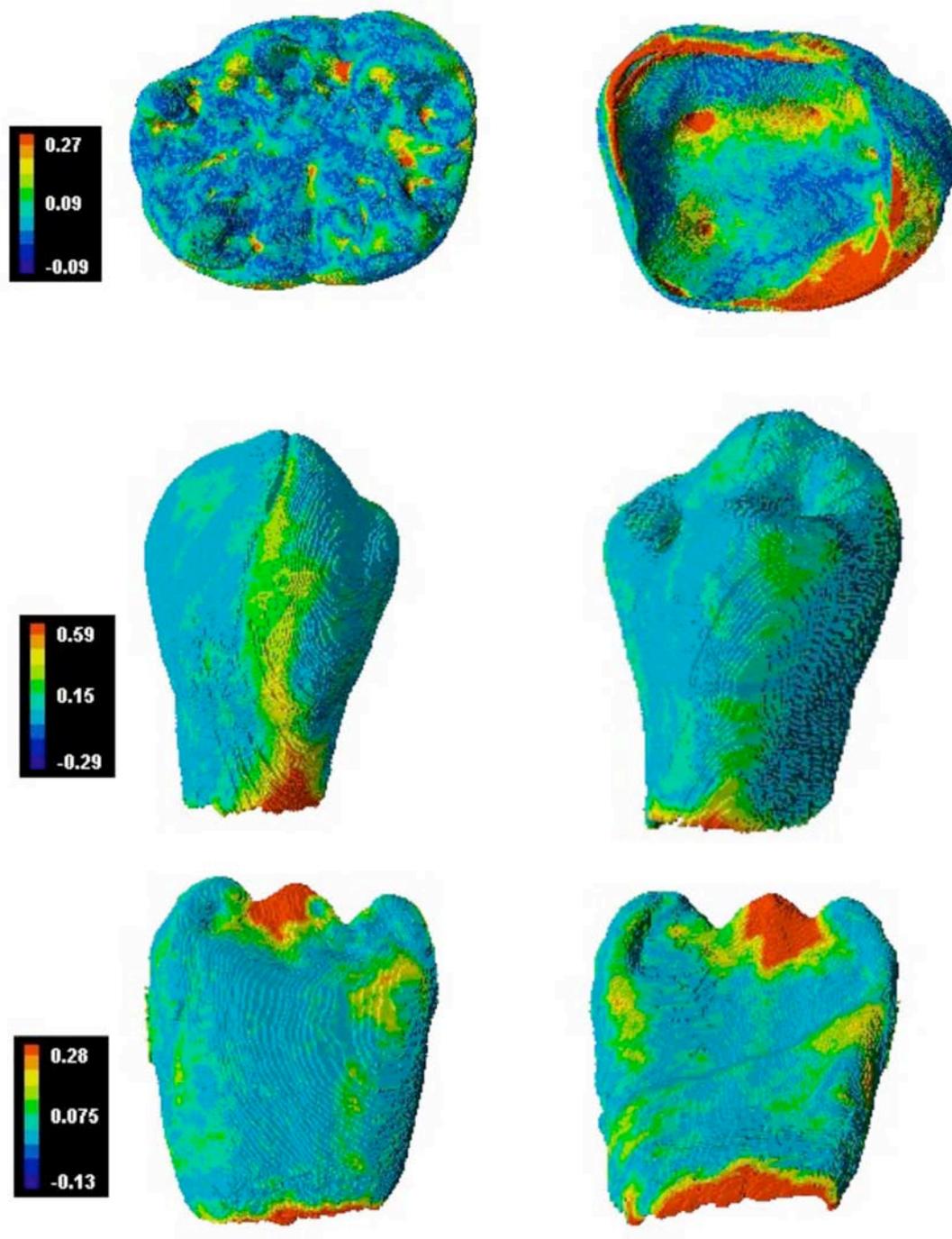
- sur les faces occlusales des dents postérieures pour 34 % des paires de reconstructions.

**La visualisation de la topographie des écarts géométriques de toutes les paires des reconstructions issues de l'échantillon d'analyse ne met pas en évidence de zones d'erreurs anatomiques systématiques. Les reconstructions CBCT ne présentent pas de déformation géométrique par rapport à celles du micro-CT.**

A titre d'exemples, les représentations graphiques de trois paires de reconstructions (36, 44, 41) et de deux paires de reconstructions avec un stade de développement plus avancé (42, 43) et leurs échelles chromatiques sont présentées dans les **figures 31 et 32**.

Les paires de reconstructions de la **figure 31** illustrent les situations où les écarts maximaux (en rouge) sont localisés au niveau :

- de la zone cervicale pour les trois paires de reconstruction,
- de la face occlusale pour la paire de reconstruction de la 36,
- de la zone fissurée pour la paire de reconstruction de la 44,
- du bord libre pour la paire de reconstruction de la 41.

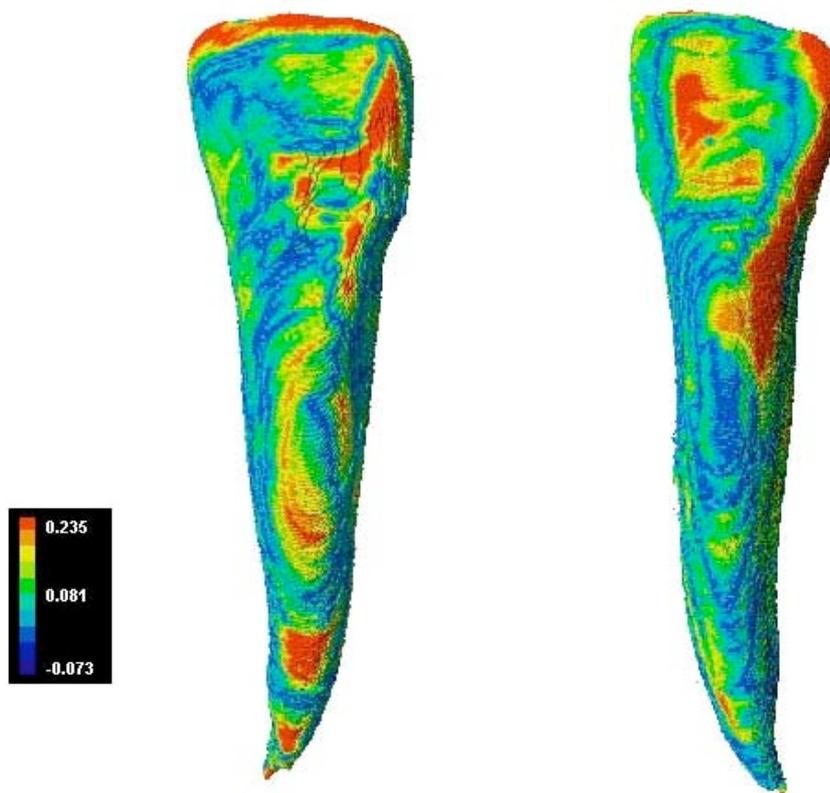


**Figure 31. Exemples de représentations graphiques de la topographie de la répartition des écarts géométriques pour trois paires de dents**

De haut en bas et de gauche à droite, vues occlusale et cervicale de la 36 (Emb 214), vues vestibulaire et linguale de la 44 (Emb 129) et vues vestibulaire et linguale de la 41 (Emb 214).

L'échelle chromatique permet la visualisation de la topographie des écarts géométriques (en mm) des reconstructions tridimensionnelles à partir des données CBCT et micro-CT et après recalage rigide. Les écarts maximaux sont représentés en rouge et les écarts minimaux en bleu.

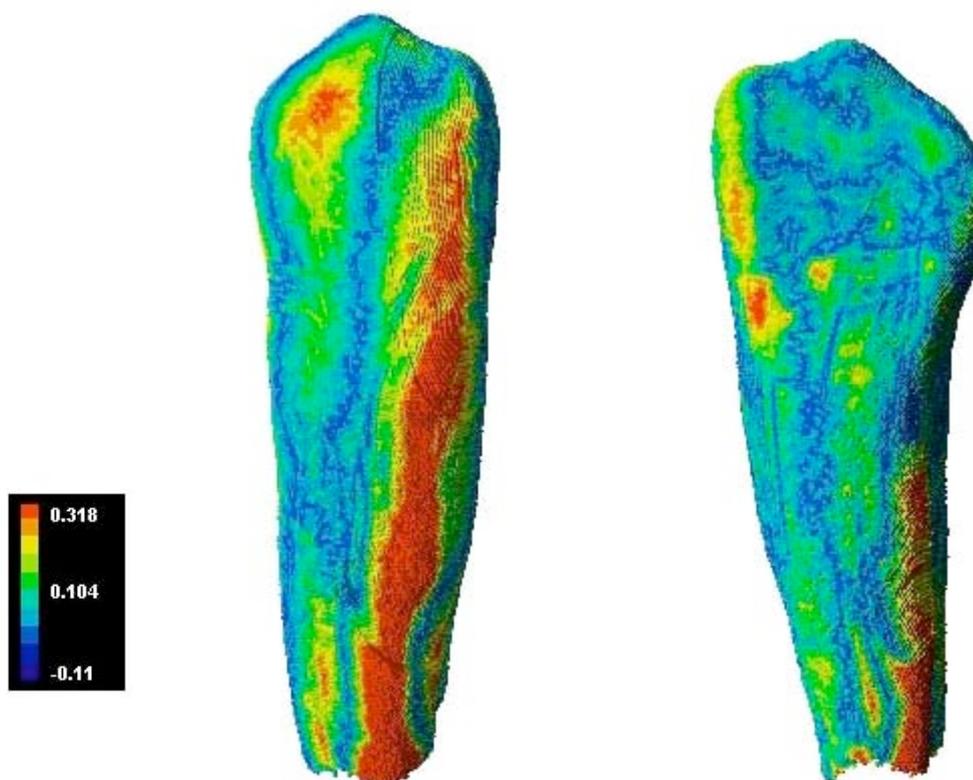
Les paires de reconstructions des dents 42 et 43 des **figures 32 et 33** illustrent la situation des dents antérieures présentant des distances maximales au niveau des extrémités des coupes. Ces distances sont caractérisées par les zones rouges localisées au niveau des faces vestibulaires et linguales des paires de reconstructions.



*Figure 32. Exemple de représentation graphique de la topographie de la répartition des écarts géométriques pour une incisive latérale*

*Vues vestibulaire et linguale de la 42 (Emb 179)*

*L'échelle chromatique représente les écarts géométriques (en mm). Les écarts maximaux sont représentés en rouge et les écarts minimaux en bleu.*



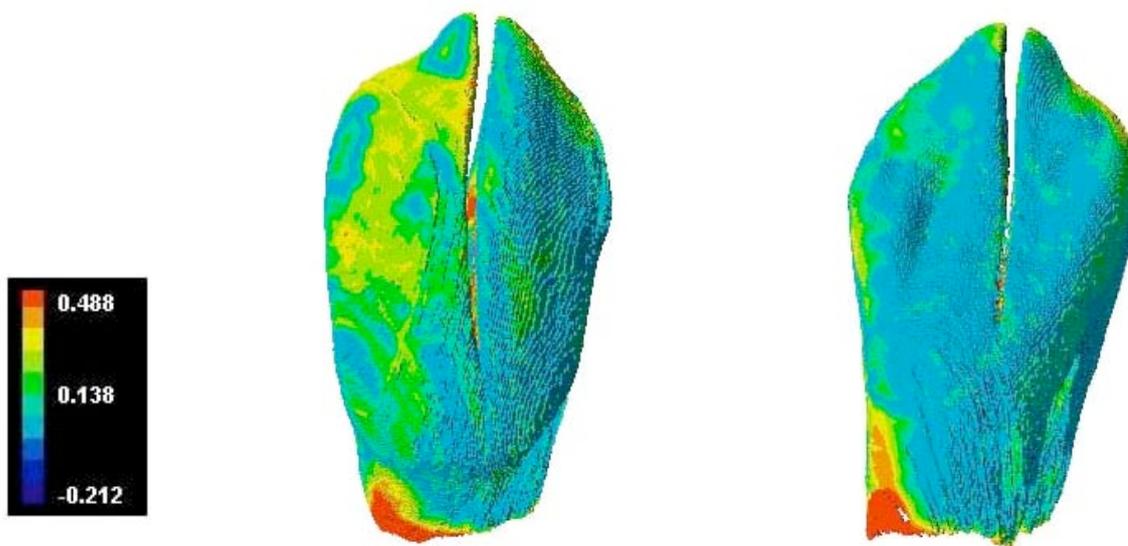
*Figure 33. Exemple de représentation graphique de la topographie de la répartition des écarts géométriques pour une canine*

*Vues vestibulaire et linguale de la 43 (Emb 179).*

*L'échelle chromatique représente les écarts géométriques (en mm). Les écarts maximaux sont représentés en rouge et les écarts minimaux en bleu.*

Les représentations graphiques des 5 paires de dents dont les valeurs sont excentrées sur le nuage de points du graphe de la méthode de Bland et Altman sont présentées dans les **figures 34 à 38**. Les représentations graphiques montrent des écarts géométriques similaires à ceux des autres paires de reconstructions tridimensionnelles des dents de l'échantillon d'analyse :

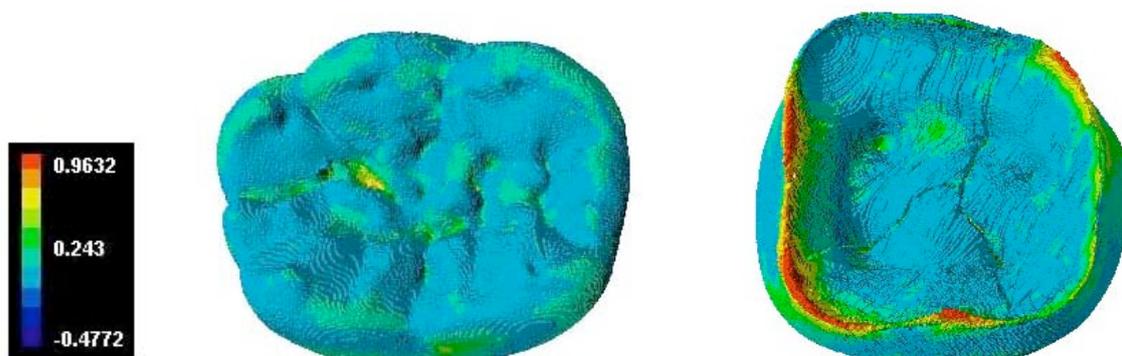
- au niveau de la zone cervicale pour les 5 paires de reconstructions,
- au niveau de la zone fissurée pour la paire de reconstructions de la dent 33 (Emb 129),
- au niveau des faces occlusales pour les paires de reconstructions des 36 et 49 (Emb 383) et de la 44 (Emb 512).



**Figure 34. Représentation graphique de la paire de reconstructions de la 33 (Emb 129)**

*A gauche vue vestibulaire et à droite vue linguale.*

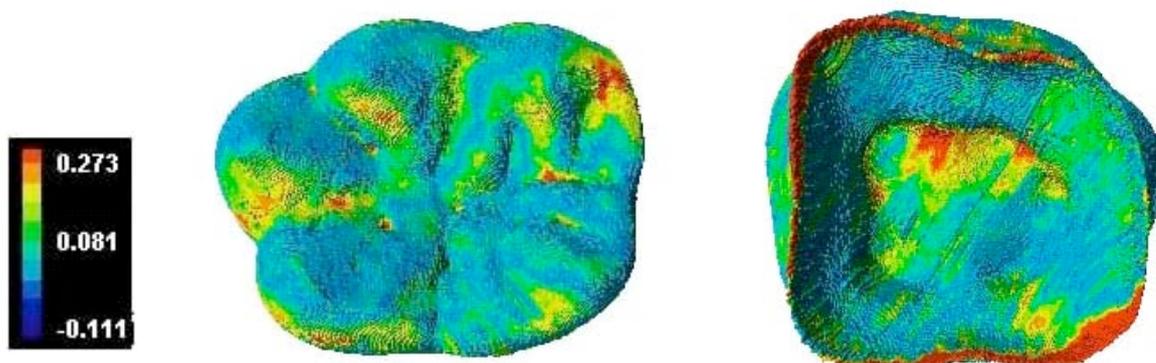
*L'échelle chromatique représente les écarts géométriques (en mm). Les écarts maximaux sont représentés en rouge et les écarts minimaux en bleu.*



**Figure 35. Représentation graphique de la paire de reconstructions de la 36 (Emb 202)**

*A gauche vue occlusale et à droite vue cervicale.*

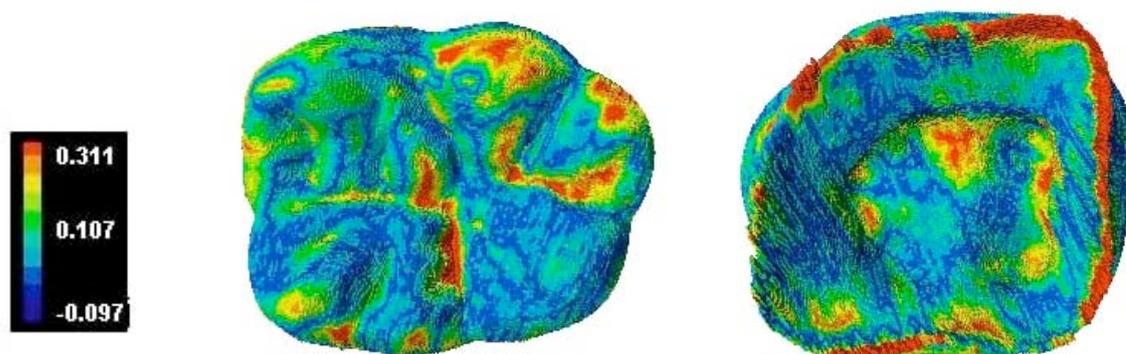
*L'échelle chromatique représente les écarts géométriques (en mm). Les écarts maximaux sont représentés en rouge et les écarts minimaux en bleu.*



**Figure 36. Représentation graphique de la paire de reconstructions de la 36 (Emb 383)**

*A gauche vue occlusale et à droite vue cervicale.*

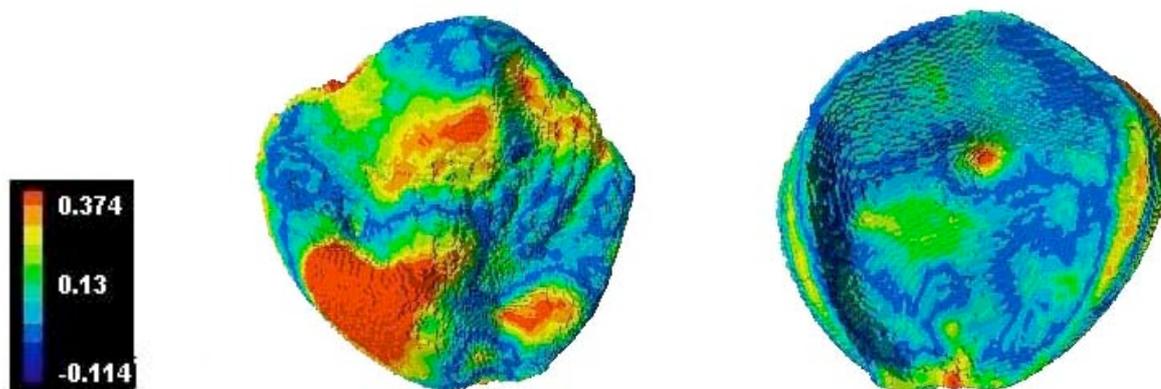
*L'échelle chromatique représente les écarts géométriques (en mm). Les écarts maximaux sont représentés en rouge et les écarts minimaux en bleu.*



**Figure 37. Représentation graphique de la paire de reconstructions de la 46 (Emb 383)**

*A gauche vue occlusale et à droite vue cervicale.*

*L'échelle chromatique représente les écarts géométriques (en mm). Les écarts maximaux sont représentés en rouge et les écarts minimaux en bleu.*



**Figure 38. Représentation graphique de la paire de reconstructions de la 44 (Emb 512)**

*A gauche vue occlusale et à droite vue cervicale.*

*L'échelle chromatique représente les écarts géométriques (en mm). Les écarts maximaux sont représentés en rouge et les écarts minimaux en bleu.*

# **IV. DISCUSSION, CONCLUSION ET PERSPECTIVES**

## **IV.1. DISCUSSION**

### **IV.1.1. Problématique et objectifs**

La réalisation de ce travail de recherche a été motivée par une double difficulté. Initialement, la problématique soulevée concerne les limites de l'estimation de l'âge par les méthodes dentaires pour étudier un processus continu de minéralisation et les modifications physiologiques des structures dentaires chez le sujet vivant. Les limites des méthodes dentaires basées sur des radiographies conventionnelles ainsi que celles basées sur des mesures tridimensionnelles à partir de la microtomographie (nécessité de travailler à partir de pièces squelettiques ou dents extraites) ont naturellement orienté notre intérêt vers la nouvelle technologie d'imagerie tridimensionnelle, le CBCT. Bien qu'il connaisse un réel succès en pratique clinique, qu'en est-il de la fiabilité des informations qui peuvent être extraites à partir des reconstructions tridimensionnelles des acquisitions CBCT ? La problématique de ce travail devient alors plus générale et pose la question de la nécessité d'évaluer les mesures tridimensionnelles extraites à partir des acquisitions CBCT et la qualité de ses reconstructions.

L'enjeu de ce travail de thèse consiste à comparer une nouvelle méthode de mesure, le CBCT par rapport à la méthode de référence, la microtomographie à rayons X. Pour cela, deux objectifs ont été fixés :

- dans un premier temps : déterminer l'exactitude, la précision et la reproductibilité des mesures volumétriques issues d'acquisitions CBCT comparativement à celles obtenues avec le micro-CT, la méthode de référence.
- dans un deuxième temps : visualiser la topographie des écarts géométriques des reconstructions tridimensionnelles issues des acquisitions du CBCT et du micro-CT.

Ces deux objectifs sont complémentaires, les reconstructions tridimensionnelles du CBCT étant étudiées de manière quantitative et qualitative. En effet, le premier objectif permet d'évaluer si les reconstructions tridimensionnelles du CBCT sont métriquement comparables à celles du micro-CT. Le deuxième objectif permet une analyse descriptive qualitative de la topographie des écarts géométriques et donc la visualisation de potentielles déformations géométriques entre les reconstructions.

Pour répondre aux objectifs, une méthodologie d'évaluation du nouvel outil, le CBCT, dans un contexte donné et clairement défini est nécessaire.

#### IV.1.2. Synthèse de la méthodologie de l'étude

Le cadre méthodologique mis en œuvre dans ce travail d'évaluation peut être résumé en répondant aux 6 questions suivantes (Buvat *et al.*, 1999).

- *A quelles questions ce travail souhaite répondre ?*

Les mesures volumétriques issues d'acquisitions du CBCT sont-elles métriquement fiables ?  
Les reconstructions tridimensionnelles issues du CBCT présentent-elles des déformations géométriques ?

- *Quoi évaluer ?*

Il s'agit des paramètres obtenus à partir des acquisitions du CBCT, nouveau système d'imagerie dédié exclusivement à la sphère maxillo-faciale.

- *Quel est l'outil d'imagerie de référence choisi pour comparer ces paramètres ?*

L'outil d'imagerie de référence (ou « gold standard ») est celui qui permet d'obtenir les « vraies » valeurs des paramètres évalués ou du moins les meilleures estimations. Il s'agit du micro-CT qui est considéré dans le contexte actuel des connaissances comme la méthode radiologique tridimensionnelle de référence en recherche (cf. **sections I.3.2.1 et I.4.2.**).

- *Quelles sont les informations recherchées ?*

Les informations qui sont extraites des images issues des acquisitions CBCT permettent d'estimer des paramètres quantitatifs et qualitatifs obtenus à partir des reconstructions tridimensionnelles. Les paramètres quantitatifs sont les mesures volumétriques dentaires. Les paramètres qualitatifs sont les topographies des écarts géométriques visualisées grâce à une échelle chromatique.

- *Comment sont extraites ces informations ?*

Les méthodes utilisées pour extraire les informations et obtenir les reconstructions tridimensionnelles font intervenir des méthodes informatisées, semi-automatiques et manuelles. Les mesures volumétriques sont obtenues grâce à la méthode de segmentation semi-automatique (facteurs informatique et humain) et manuelle (facteur humain). Après

avoir effectué un recalage rigide (facteur informatique), la topographie des écarts géométriques est visualisée grâce à la création d'une échelle chromatique (facteur informatique). Les logiciels utilisés sont Amira ([www.amiravis.com](http://www.amiravis.com)) et RapidForm ([www.rapidform.com](http://www.rapidform.com)).

- *Sur quelles données ?*

Les données sont obtenues à partir des pièces squelettiques correspondant à des mandibules de sujets immatures. Les structures anatomiques dont sont issues les données sont les dents permanentes en cours de développement.

L'analyse et l'interprétation des résultats sont directement dépendantes de la manière dont ont été extraites les informations contenues dans les séries d'images. Ces dernières peuvent être obtenues à partir de dispositifs CBCT qui diffèrent suivant les modèles mais surtout selon les caractéristiques techniques qui conditionnent leur champ d'application (Hodez et Bravetti, 2010 ; Mozzo *et al.*, 1998). Une fois les données issues des images CBCT segmentées, il devient alors possible d'obtenir les mesures et de visualiser les reconstructions tridimensionnelles. La validité des mesures et des reconstructions dépend donc étroitement de la qualité des segmentations qui sont elles-mêmes liées à la qualité des images.

Le type de dispositif radiologique et la méthode de segmentation conditionnent donc la validité des informations dans le contexte défini précédemment et il est donc nécessaire de discuter de leurs choix.

#### ***IV.1.2.1. Choix du dispositif CBCT***

Le choix du dispositif CBCT s'est fait en fonction deux critères majeurs : la résolution spatiale et le contraste qui ont des répercussions sur la qualité des images. Ces critères nous ont permis de sélectionner un CBCT répondant au mieux aux questions soulevées par cette thèse. Seules les caractéristiques essentielles de ces critères qui ont justifié notre choix sont présentées dans les paragraphes qui suivent. La littérature radiologique spécialisée présente des travaux et discussions détaillés et approfondis de ces principes généraux.

#### **IV.1.2.1.a. Résolution spatiale**

La résolution spatiale correspond à la distance minimale nécessaire pour faire la distinction entre deux objets (Hatt, 2008 ; Molen, 2010). La résolution spatiale dite intrinsèque est celle qui découle directement des propriétés physiques de l'appareil de radiologie (Hatt, 2008). Bien que les notions de résolution spatiale et la taille des voxels de l'image soient intimement liées, elles ne sont pas pour autant équivalentes (Hatt, 2008 ; Molen, 2010). En effet, il est possible de reconstruire une série d'images avec une taille de voxel fixée arbitrairement (par exemple, 100  $\mu\text{m}$  ou 1 millimètre). La résolution spatiale intrinsèque de l'appareil, quant à elle, est fixée, seule la taille du champ d'exploration peut la faire varier (Hatt, 2008 ; Hodez et Bravetti, 2010).

Il existe des appareils à champ réduit (exploration limitée du nombre de dents) et à champ large (exploration totale possible des maxillaires englobant les articulations temporo-mandibulaires) (Hodez et Bravetti, 2010). Les appareils à champ large autorisent aussi des explorations sectorielles en réduisant leur champ (Hodez et Bravetti, 2010). Actuellement, les appareils à champ réduit possèdent les résolutions spatiales les plus élevées. La résolution spatiale est affectée par l'effet de volume partiel (EVP ou PEV pour Partial Volume Effect) qui a des répercussions sur le rendu de la qualité de l'image (Chakeres, 1984 ; Hatt, 2008 ; Molen, 2010 ; Soret *et al.*, 2007). L'EVP désigne deux phénomènes importants en imagerie. Le premier concerne l'effet de la faible résolution spatiale sur l'aspect visuel des frontières entre différentes régions de l'image. Les transitions entre les régions sont floues et étalées au lieu d'être nettes et brusques (Hatt, 2008 ; Molen, 2010 ; Scarfe et Farman, 2008). D'autre part, plus l'objet est petit, plus il est difficile de le différencier du fond environnant, en particulier si le contraste est faible. Le deuxième phénomène, appelé contamination croisée, concerne l'impact quantitatif des EVP (Hatt, 2008). Il désigne le fait que deux régions d'intensités différentes se contaminent mutuellement (Chakeres, 1984 ; Hatt, 2008 ; Molen, 2010 ; Scarfe et Farman, 2008). Les dispositifs CBCT ayant une résolution spatiale élevée sont moins affectés par les phénomènes de l'EVP car les tailles des voxels sont plus petites (Molen, 2010). Cependant, ces dispositifs sont plus sujets au phénomène de bruit (Kwong *et al.*, 2008 ; Molen, 2010). Le bruit représente l'énergie provenant des sources autres que celle du tube à rayons X (lumière, rayonnement de dispersion). Il est le résultat involontaire de

photons qui viennent frapper le détecteur et entraînent une opacification de l'image. La meilleure façon de diminuer le bruit de dispersion est d'utiliser le plus petit champ de vision qui englobe la région d'intérêt (Miracle et Mukherji, 2009 ; Molen, 2010). Les conséquences de la présence de bruit vont avoir des répercussions directes sur la qualité des images et donc de la segmentation des structures dentaires (partie développée dans les **sections IV.1.2.1.c et IV.1.2.2.**).

#### ***IV.1.2.1.b. Contraste***

Le contraste ou résolution en densité représente le nombre de nuances de gris (du blanc au noir) que le système permet d'afficher (échelle de niveaux de gris) (Zöeller et Neugebauer, 2009). Les niveaux de gris se mesurent en bit. La qualité de l'image est affectée par les niveaux de gris du système CBCT utilisé. La vision humaine ne perçoit qu'une vingtaine de nuances de gris différents. La gamme de gris d'une image numérique utilisable par l'observateur est donc moins étendue que celle réellement contenue dans l'image numérique. L'œil humain ne peut distinguer au-delà de niveaux de gris de 10 bit et les écrans d'ordinateurs sont actuellement disponibles qu'en 8 ou 10 bit de niveaux de gris, certains auteurs supposent qu'il ne serait pas utile de dépasser ces seuils (Kimpe et Tuytschaever, 2007). Cependant, l'utilisation des fonctions de contraste et de luminosité du logiciel informatique permet d'ajuster de façon adaptée la gamme de niveaux de gris pertinente afin d'examiner au mieux les données numériques (Molen, 2010). Ce procédé appelé « fenêtrage » permet d'ajuster le contraste et la luminosité au sein de la fenêtre (Molen, 2010 ; Zöeller et Neugebauer, 2009). En faisant défiler les différentes valeurs de gris capturées dans l'analyse, les images de faible contraste peuvent être accentuées tandis que les contrastes trop élevés peuvent être atténués. Le logiciel permet donc d'utiliser les nuances de gris supplémentaires capturées par l'analyse, malgré les limites de la vision humaine et des écrans d'ordinateurs. Lors de l'évaluation des petites structures telles que les dents, la plus grande échelle possible de gris doit être utilisée. D'autre part, pour obtenir le contraste maximum pour les dents, la gamme d'irradiation doit être située entre 60 et 90 kV (Zöeller et Neugebauer, 2009).

En tenant compte des caractéristiques énoncées ci-dessus, parmi l'ensemble des appareils CBCT disponibles, le 9000 3D de Kodak a été choisi car il tient compte des critères suivants :

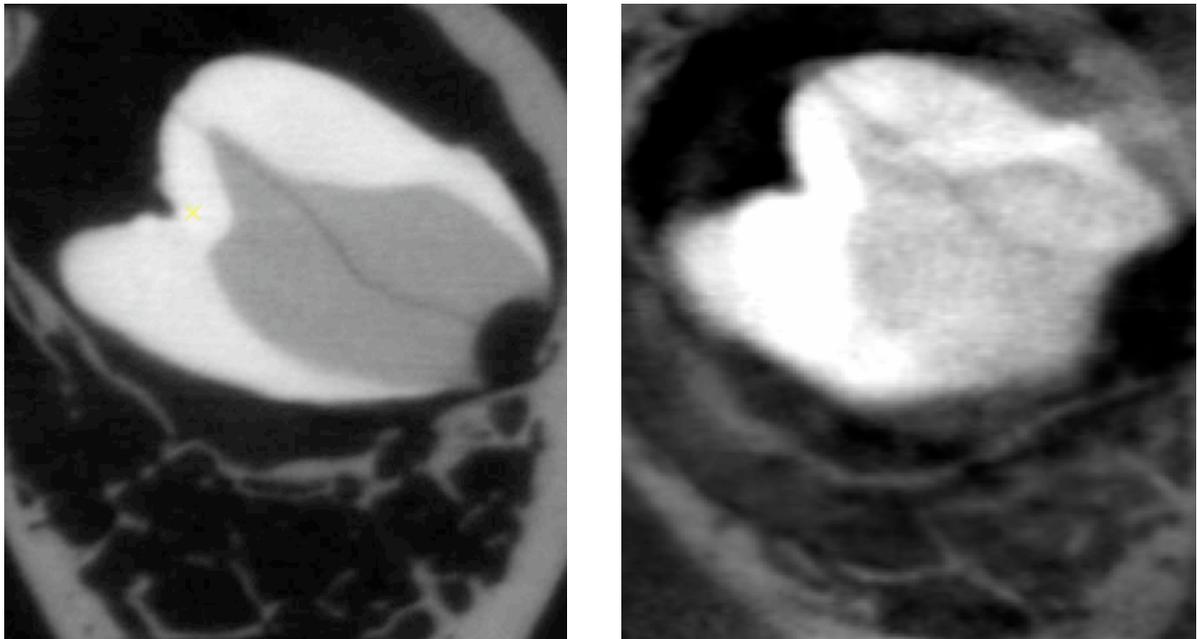
- CBCT avec un champ réduit (limitation du phénomène de bruit) : 50 mm x 37 mm,
- résolution spatiale de 76  $\mu\text{m}$  correspondant à la résolution spatiale la plus élevée (limitation de l'EVP),
- meilleur contraste avec une échelle de gris codée sur 14 bits soit 16 384 niveaux de gris (finesse du rendu de l'image) et une tension (85 kV) correspondant à la gamme de faible énergie.

De plus, le 9000 3D correspond au CBCT qui possède la résolution spatiale la plus proche du micro-CT, dispositif de référence. Dans le cadre de ce travail, le micro-CT mis à disposition est le XtremeCT. Sa résolution spatiale de 41  $\mu\text{m}$  permet de mettre en évidence les données dentaires de manière objective et il correspond à un dispositif de référence de choix. En effet, la fiabilité des analyses microtomographiques a été testée et validée (dans Bayle, 2008 *e.g.*, Kono 2004 ; Suwa et Kono 2005 ; Olejniczak et Grine 2006 ; Feeney et Olejniczak 2007, Olejniczak *et al.*, 2007). Les mesures sont comparables entre différents systèmes microtomographiques (différences de moins de 3% entre les machines en moyenne) (Olejniczak *et al.*, 2007b).

#### ***IV.1.2.1.c. Limites de la netteté des images CBCT***

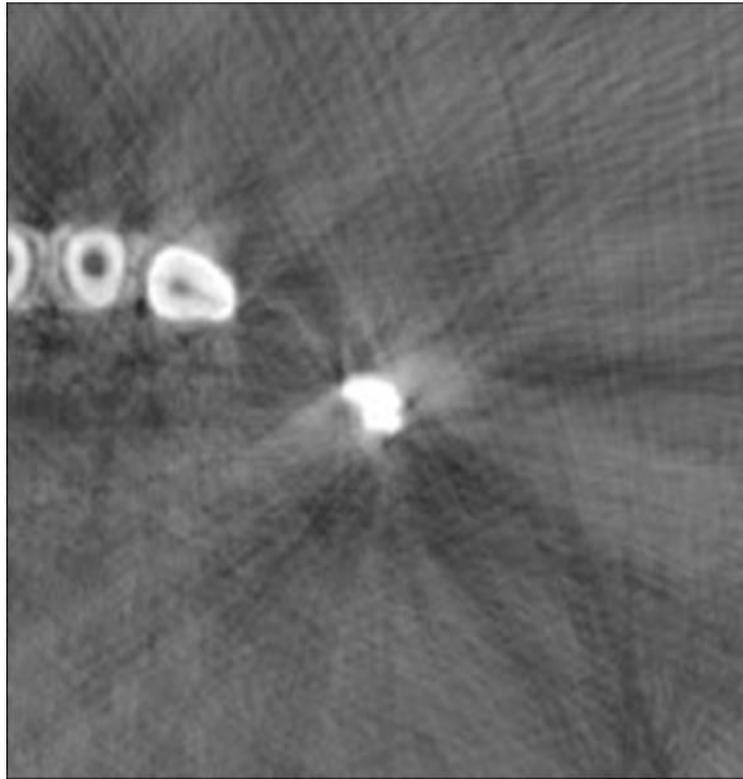
La netteté de l'image consiste en la qualité de transition entre deux densités différentes, par exemple entre les tissus amélaire et dentinaire ou dentinaire et pulpaire, ainsi qu'entre deux structures anatomiques tels que la dent permanente et l'os alvéolaire, le germe et la dent lactéale sus-jacente ou les germes dentaires adjacents. Plus l'image est nette, plus le contour du signal est bien défini (Zöeller et Neugebauer, 2009). La résolution spatiale et le bruit sont des éléments qui peuvent intervenir sur la qualité de la netteté d'une image. Bien que la résolution spatiale soit la plus élevée parmi l'ensemble des dispositifs CBCT existants, les séries d'images du CBCT ne permettent pas d'obtenir une netteté suffisante pour distinguer de manière correcte les différents tissus dentaires (**Fig. 39**). C'est pour cette raison que les segmentations ont inclus à la fois l'émail et la dentine. Afin que le protocole méthodologique

soit identique entre les deux dispositifs, CBCT et micro-CT, les segmentations des dents issues des acquisitions microtomographiques ont également été faites en incluant directement l'émail et la dentine malgré la distinction très nette de ces deux tissus (**Fig. 39**).



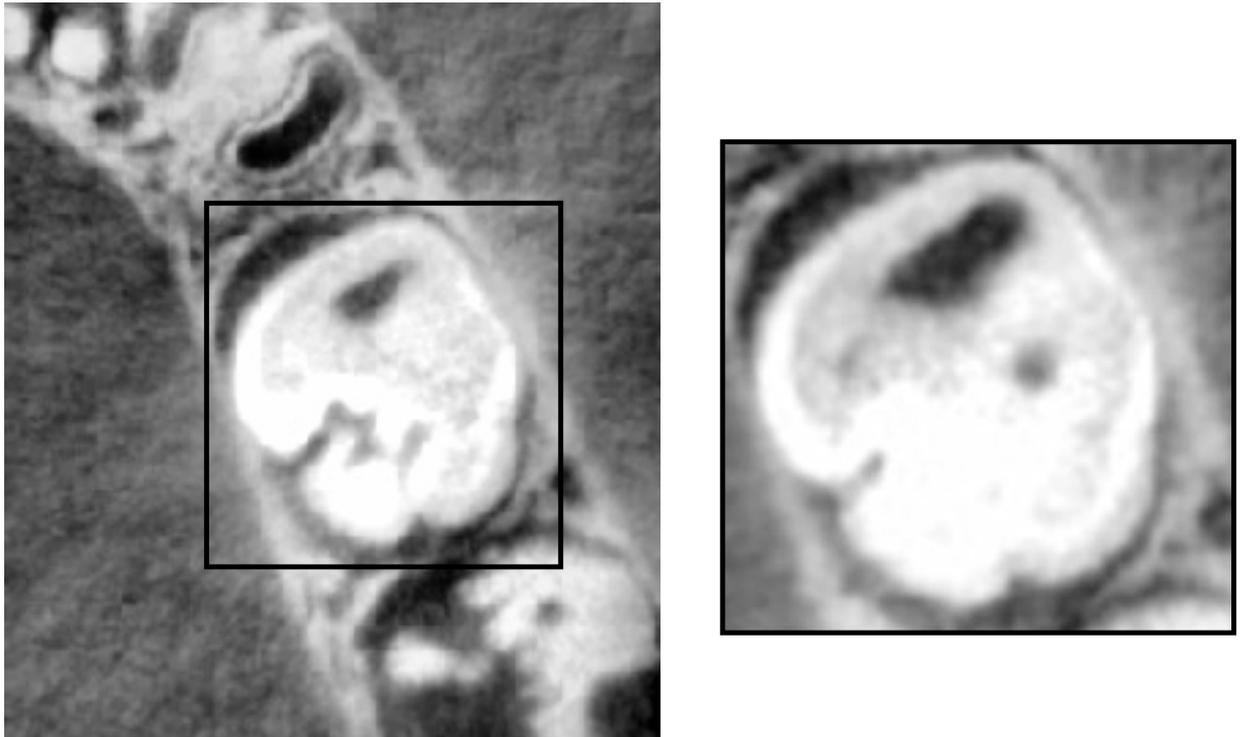
**Figure 39. Exemples d'images issues des acquisitions micro-CT et CBCT d'une 36**  
*Interface Image Segmentation Editor du logiciel Amira 5.0.1 (Mercury Computer Systems, Inc.)*  
A gauche, image issue du micro-CT, à droite image issue du CBCT.

Chaque reconstruction introduit un bruit et des artefacts spécifiques à son mode opératoire (Hatt, 2008 ; Qi, 2003). Les algorithmes de reconstruction des images, bien qu'ils aient bénéficié de nombreuses améliorations au cours des dernières années, produisent des images imparfaites, aux propriétés variables souvent bruitées et entachées d'artefacts (Hatt, 2008). Dans la mesure où notre approche consiste à segmenter des dents issues d'images reconstruites, la présence d'artefacts va susciter des difficultés. La reconstruction par l'algorithme de Feldkamp (par rétroprojection) crée un bruit de fond régulier. Les artefacts présents sont de deux types. Un artefact typique de la méthode de reconstruction par rétroprojection est la forme étoilée autour des structures dentaires qui sont à haute densité. Ces dernières créent des traits lumineux qui sont présents sur toutes les coupes de reconstructions, de façon plus ou moins marquée selon la présence ou non de la dent dans le plan de coupe (**Fig. 40**).



**Figure 40. Exemple d'artefact en étoile sur une image CBCT (secteur 3, Emb 318)**  
*Interface Image Segmentation Editor du logiciel Amira 5.0.1 (Mercury Computer Systems, Inc.)*

Un autre type d'artefact directement lié à la technique de reconstruction par rétroprojection est l'effet d'ombrage (**Fig. 41**). Les ombres se produisent à côté des structures très contrastées. Ces ombres peuvent s'expliquer par la perte d'énergie que subissent les rayons X après avoir traversé les structures très denses.



**Figure 41. Exemple d'artefact d'ombres (secteur 3, Emb 319)**

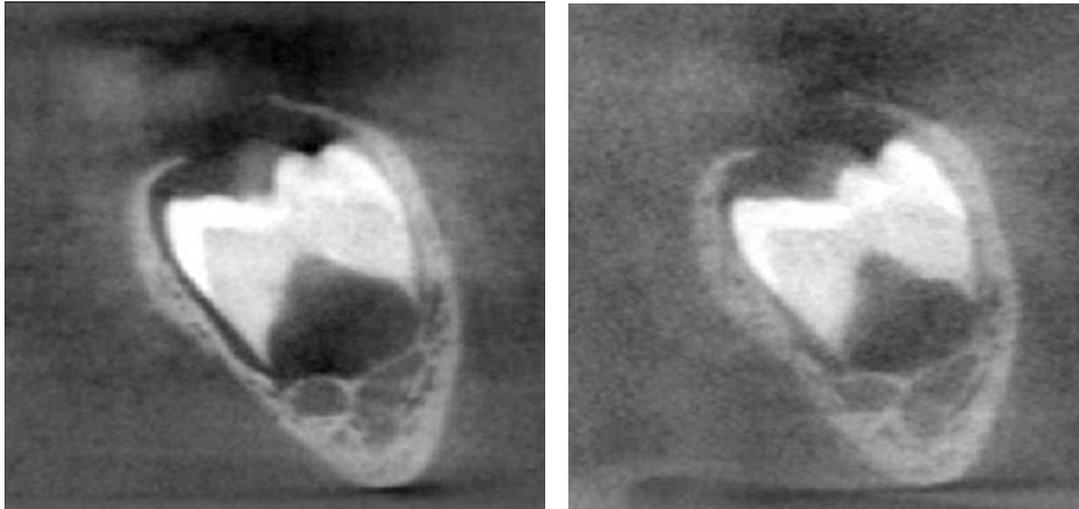
*La face occlusale de la molaire présente des intensités de lumière différentes qui ont pour conséquence des zones d'ombres irrégulières.*

Ces irrégularités sont suffisamment marquées pour qu'un seuillage de l'image ne permette pas de segmenter entièrement et automatiquement les dents.

Afin de tenter d'améliorer ce rapport signal / bruit des images CBCT, nous avons réalisé deux tests : l'immersion des mandibules dans l'eau au moment de l'acquisition et des opérations de filtrage des images.

**- Immersion des mandibules dans l'eau**

Les mandibules (Emb 180, 210, 213, 383, 512, 574) ont été placées dans un bac en plastique et immergées d'eau pour simuler la présence des tissus mous. Cette manipulation a pour but d'améliorer le contraste entre les différentes densités des tissus dentaires en simulant une atténuation des tissus mous (Liang *et al.*, 2009c ; Moshiri *et al.*, 2007 ; Periago *et al.*, 2008). Or, dans notre étude, cette manipulation n'a pas permis d'améliorer le ratio signal / bruit (**Fig. 42**).

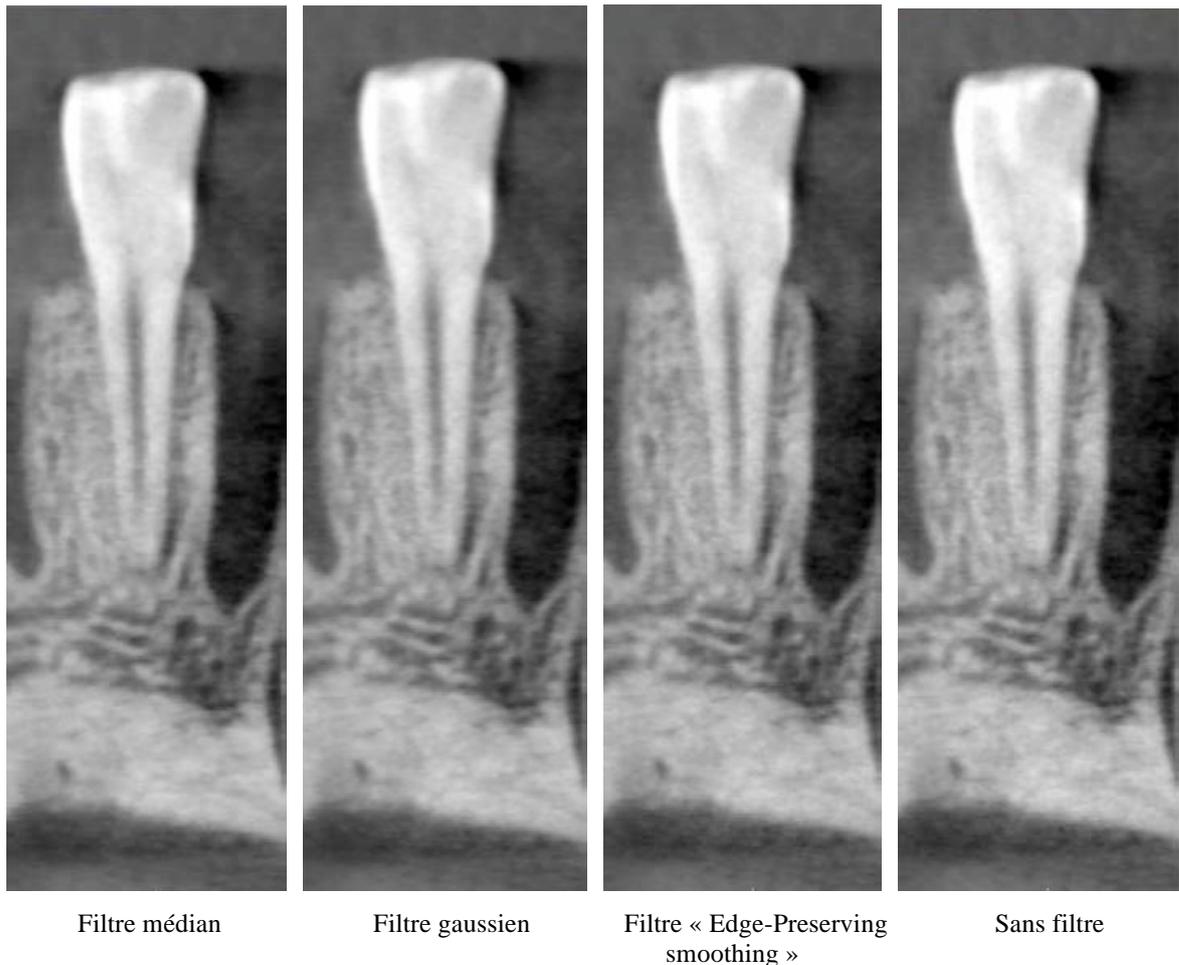


**Figure 42. Exemples d'images CBCT de la 36 avant et après immersion de la mandibule (Emb 383)**

*A gauche image CBCT après acquisition de la mandibule sèche, à droite image CBCT après acquisition de la mandibule immergée dans l'eau.*

#### **- Filtrages des images CBCT**

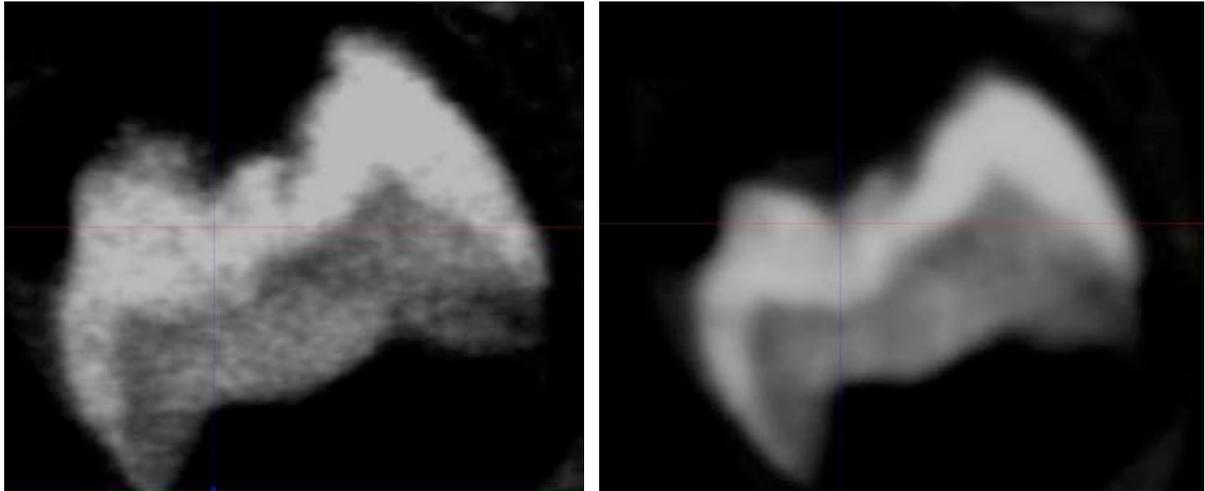
L'amélioration des images reconstruites peut être obtenue par l'opération de filtrage. Les objectifs du filtrage sont d'éliminer les bruits et de rehausser le contraste si besoin en renforçant les zones de transition. Cependant l'application de filtres sur les images avant segmentation peut être associée à une perte significative d'informations (Molen, 2010). Il existe différents types de filtres et leur choix nécessite l'expertise de spécialistes. Le laboratoire d'Anthropologie Moléculaire et Imagerie de Synthèse de Toulouse a mis en place un partenariat avec l'Institut National de Recherche en Informatique et Automatique (INRIA) et le Laboratoire d'Informatique de Robotique et de Microélectronique de Montpellier (LIRMM) pour différents projets. Le choix des types de filtres s'est donc fait après discussion avec ces spécialistes (équipe dirigée par Gérard Subsol, LIRMM, Montpellier). Différents filtres ont été testés. D'autres étapes sont actuellement en cours. Grâce à la fonction « Image Filters » du logiciel Amira, les filtres « Edge-Preserving-Smoothing », « Gauss » et « Médian » ont été appliqués sur les images CBCT issues des données brutes (au format DICOM) (**Fig. 43**).



**Figure 43.** Exemples de comparaison d'images CBCT après application de trois types de filtres par rapport à l'image originale

Les résultats de la **figure 43** ne mettent pas en évidence de différences de rendu de l'image. Les filtres n'améliorent pas la distinction entre les différents tissus dentaires ou entre la dent et l'os alvéolaire.

D'autres tests de filtrage sont en cours. La **figure 44** illustre un exemple d'une image CBCT après application du filtrage gaussien ( $\sigma = 3$ ) à partir du logiciel MicroView. L'image est nettement améliorée, la distinction entre émail et dentine est marquée. Cependant le lissage de ce filtre entraîne une perte d'information de la structure à segmenter.



**Figure 44.** Exemple d'image CBCT avant et après application d'un filtre gaussien

A gauche, image brute à droite image filtrée.

L'étape actuellement en cours vise à comprendre les différences de visualisation entre la console Kodak (images brutes reconstruites avec l'algorithme modifié de Feldkamp pour la visualisation en pratique clinique) et le logiciel Amira : les différences sont-elles dues à des paramètres de reconstruction (rétroprojection) ou des filtres de traitement après reconstruction différents ? Comme les données brutes sont les mêmes (au format DICOM), les différences seraient vraisemblablement provoquées par des réglages ou des post-traitements des images après reconstruction. Pour corriger ces effets, il existe de nombreuses méthodes que l'on peut classer en deux catégories : les méthodes travaillant en post-reconstruction et les méthodes s'appuyant sur la reconstruction elle-même.

Au final, le problème de netteté des images CBCT n'est pas encore résolu mais les recherches se poursuivent. Cependant, bien que la netteté des images CBCT ne soit pas encore satisfaisante, la méthode de segmentation est applicable mais sans faire de distinction entre les différents tissus.

#### **IV.1.2.2. Méthode de segmentation**

Différentes méthodes de segmentation sont décrites dans la littérature. Elles diffèrent selon les données à segmenter (structures osseuses, dents), le logiciel de segmentation et les étapes de programmation (e.g. Agbaje *et al.*, 2007 ; Al-Rawi *et al.*, 2010 ; Gao et Chae, 2008 ;

Hassan *et al.*, 2009 ; Hosntalab *et al.*, 2008 ; Liu *et al.*, 2010 ; Loubele *et al.*, 2006 ; Michetti *et al.*, 2010).

La méthodologie est basée sur le principe du seuillage. La méthode de segmentation semi-automatique associée à des retouches manuelles, utilisée pour la totalité de l'échantillon de ce travail est retrouvée dans la littérature. Cette méthode est décrite sur des échantillons de dents aussi bien à partir d'acquisitions micro-CT (Braga *et al.*, 2010) que de CBCT (Liu *et al.*, 2010). La segmentation demande une bonne connaissance des images à analyser ainsi que des informations à extraire par la suite. La nécessité de formation préalable des utilisateurs (D.M. et F.M.) à la visualisation et la segmentation de ces images avant le début de la constitution de la base de données a été une étape indispensable. L'utilisateur sélectionne la zone qu'il juge pertinente. Cette bonne connaissance de la situation lui permet de différencier ce qui relève de l'artefact ou du bruit de ce qui est d'intérêt. Toutefois, la subjectivité de cette méthode liée au facteur humain (Krak *et al.*, 2005 ; Hatt, 2008) peut entraîner des résultats différents entre deux utilisateurs (variabilité inter individuelle) et pour un même utilisateur entre deux segmentations de la même dent (variabilité intra individuelle) (Hatt, 2008 ; van Baardwijk *et al.*, 2007). Il est donc indispensable d'intégrer les calculs de reproductibilités inter et intra individuelles dans le plan d'analyse statistique.

Les résultats de la segmentation sont visualisés immédiatement sur les coupes axiales de la série d'images puis dans les deux autres plans de coupes et en 3D, ce qui permet de corriger et d'affiner la segmentation dans les étapes suivantes. Cette méthodologie permet de réaliser la segmentation semi-automatique de la grande majorité de chaque dent en moins de 45 minutes. A l'inverse, la segmentation manuelle exclusive se révèle très laborieuse et longue. C'est pour cela que 6 dents de l'échantillon initial (4 molaires et 2 prémolaires) nécessitant une segmentation principalement manuelle ont été exclues de l'échantillon d'analyse.

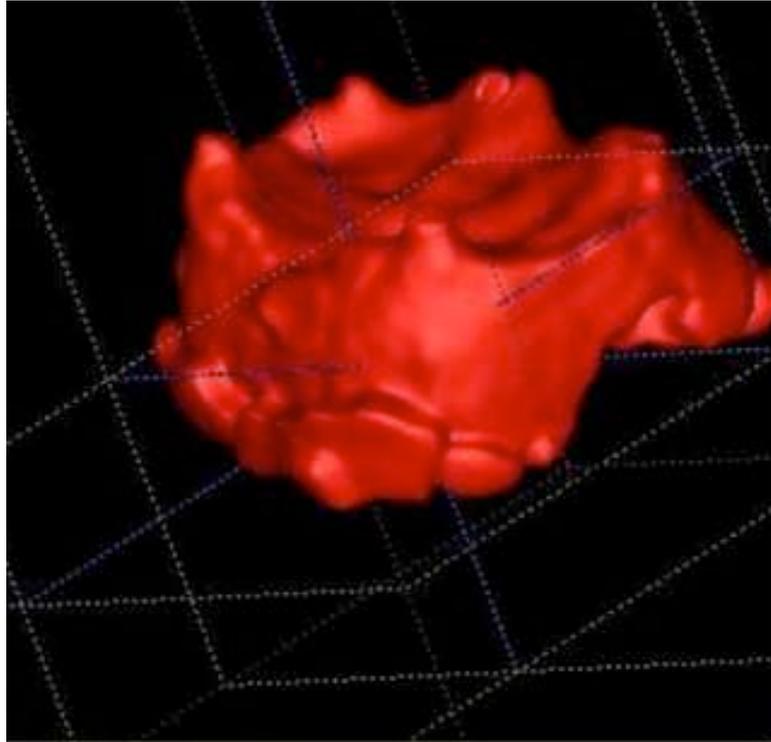
#### ***IV.1.2.3. Limites de la méthode de segmentation***

La première limite est le temps de segmentation qui s'est avéré plus long pour les images CBCT en raison du manque de netteté décrite dans la section précédente. En moyenne, le temps de segmentation de type semi-automatique avec retouches manuelles coupe par coupe d'une dent est de 1h pour un examen micro-CT et de 2h pour un examen CBCT. Cette procédure limite la constitution d'échantillons de taille plus importante. Elle n'est pas applicable dans la pratique clinique quotidienne. En effet, la perspective de segmentation de zones d'intérêt en pratique clinique de routine nécessite une méthode rapide qui ne peut être

accomplie que par un processus automatique. La recherche de méthode de segmentation automatique est un réel challenge. Nombreuses disciplines médicales sont dans l'attente de résultats. Parmi les difficultés de réalisation rencontrées, la segmentation automatique se heurte au fait que les algorithmes mis en œuvre travaillent au niveau du pixel ou voxel de l'image et ne peuvent pas considérer facilement l'image dans son intégralité (Hatt, 2008). D'autre part, certaines méthodes de segmentation automatique sont conçues pour des structures d'intérêt bien déterminées et les variantes d'applications sont difficilement adaptables dans d'autres disciplines médicales (ce qui est le cas pour les structures dentaires). Enfin, les informations extraites à partir de nouveaux procédés de segmentation automatique devront être validées (Al-Rawi *et al.*, 2010 ; Gao and Chae, 2008 ; Hosntalab *et al.*, 2008).

Pour l'heure, aucune solution efficace minimisant les interventions de l'observateur n'a été identifiée, les dents n'étant pas reconnues dans leur intégrité et isolées les unes des autres de manière effective. Néanmoins, l'automatisation des méthodes de segmentation concerne et intéresse l'ensemble de la communauté médicale et des solutions seront apportées à terme.

La recherche de la mise au point d'une méthode d'automatisation de segmentation est un travail mené actuellement par les équipes de l'INRIA et de LIRMM. A ce propos, une piste de recherche pour répondre à la question « comment rendre la segmentation des structures dentaires plus rapide, moins fastidieuse et plus objective ? » est évoquée avec l'utilisation du logiciel ITK-SNAP. Il s'agit d'un logiciel qui permet de segmenter des images médicales tridimensionnelles. Ce logiciel propose une méthode de segmentation automatique, appelée *snake evolution*, basée sur des contours actifs. De manière très schématique et brièvement, son principe utilise une structure circulaire qui évolue à vitesse variable dans la zone anatomique d'intérêt. Le cercle se développe puis évolue pour prendre le volume total de la structure. La vitesse d'évolution dépend du type de structure et des intensités de l'image dans le voisinage du cercle. La **figure 45** montre un exemple de segmentation automatique de la partie dentinaire de l'image CBCT filtrée (*cf. Fig. 44*) réalisée en quelques minutes. Cette procédure de segmentation n'a pas pu être appliquée dans le cadre de ce travail compte tenu de la perte d'information engendrée par l'application du filtre.



*Figure 45. Exemple de segmentation automatique de la partie dentinaire d'une molaire à partir d'une image CBCT filtrée (logiciel ITK-SNAP)*

La seconde limite liée à la méthode de segmentation est une conséquence directe du manque de netteté des images CBCT (cf. **section IV.1.2.1.c**). Ce manque de netteté se traduit, pour certaines dents, par une difficulté d'application de la méthode de segmentation. Le processus complet de segmentation devient alors relativement long (plusieurs heures). Les étapes de segmentation ont été perturbées en raison du manque de netteté au niveau des zones de proximités de l'os alvéolaire, des dents lactéales sus-jacentes ou des germes adjacents avec la dent d'intérêt. Les dents particulièrement concernées par ce problème sont celles en cours d'édification radiculaire ou édifiées, la limite entre l'os alvéolaire et la partie radiculaire étant difficile à distinguer (**Fig. 46**). Cette difficulté est également décrite dans la littérature (Liu *et al.*, 2010).



*Figure 46. Exemples d'images présentant des difficultés de segmentation au niveau de la partie radiculaire*

*Images CBCT représentant à gauche les 31 et 32 (Emb 179) et à droite la 42 (Emb 129).*

### **IV.1.3. Synthèse des résultats**

#### *IV.1.3.1. Interprétation des résultats de l'étude*

Les résultats de notre étude montrent :

- **L'existence d'une relation de proportionnalité (ou liaison linéaire) entre les deux séries de mesures volumétriques issues du micro-CT et du CBCT (coefficient de corrélation de Pearson et degré de significativité).**

Ce résultat est nécessaire mais non suffisant pour avancer des conclusions de validité des mesures CBCT par rapport à la méthode de référence. Utiliser le résultat du coefficient de corrélation dans le but d'évaluer une concordance entre deux techniques est faux. Le coefficient de corrélation ne fait que mesurer l'existence d'une liaison linéaire entre les deux mesures qui correspondent en fait à la même mesure évaluée de deux façons différentes et non la concordance des deux techniques pour chaque cas mesuré.

- **La concordance (exactitude et précision) entre les mesures volumétriques issues des reconstructions tridimensionnelles CBCT et celles du micro-CT (méthode de Bland et Altman).**

Plus de 95 % des valeurs se situent entre les limites de concordance. Il est à noter une légère sous-estimation des mesures CBCT par rapport à celles du micro-CT. Cette sous-estimation des mesures peut s'expliquer par l'effet de volume partiel (EVP), conséquence de la résolution spatiale. La taille du voxel isotrope est 85% plus élevée pour le CBCT (76  $\mu\text{m}$ ) que pour le micro-CT (41  $\mu\text{m}$ ).

- **Les mesures du CBCT ne diffèrent pas statistiquement des mesures du micro-CT (méthode de Passing Bablok).**
- **Les reproductibilités inter et intra individuelles des mesures CBCT sont très élevées.**

Même si cet aspect est souvent explicitement ou implicitement minimisé dans la plupart des études, il est indispensable de tester les reproductibilités inter et intra individuelles compte tenu des différents facteurs qui peuvent influencer la méthode de segmentation. La non prise en compte des reproductibilités inter et intra individuelles dans les protocoles d'études constitue une véritable limite méthodologique.

- **Un effet des facteurs tels que le type de dent et le stade de développement.**

Les résultats du test de Wilcoxon en séries appariées diffèrent selon le type de dent et le stade de développement. Pour les dents antérieures, les volumes du CBCT sont significativement plus bas que ceux du micro-CT. La différence moyenne de volumes entre CBCT et micro-CT est de  $-1.212 \text{ mm}^3$  pour les incisives centrales, de  $-1.067 \text{ mm}^3$  pour les incisives latérales et de  $-1.29 \text{ mm}^3$  pour les canines.

D'autre part, les résultats du test de Wilcoxon en séries appariées diffèrent également selon le stade de développement. Pour l'ensemble de l'échantillon d'analyse, les volumes CBCT des dents ayant un stade de développement avancé sont significativement plus petits que ceux du micro-CT, ils diffèrent de  $-2.36 \text{ mm}^3$  en moyenne.

Si le test est effectué selon le type de dent, les volumes du CBCT sont significativement plus bas que ceux du micro-CT pour les incisives centrales, les incisives latérales et les canines

présentant un stade de développement avancé. Les différences moyennes de volumes sont respectivement de  $- 1.855 \text{ mm}^3$  ;  $- 1.638 \text{ mm}^3$  et  $- 3.25 \text{ mm}^3$ .

Donc les dents antérieures qui présentent une couronne formée et un début d'édification radiculaire influent sur les mesures volumétriques du CBCT en les sous estimant de manière statistiquement significative.

L'explication de cette sous-estimation provient vraisemblablement du manque de netteté des images CBCT et plus particulièrement au niveau de la distinction os alvéolaire – partie radiculaire. En effet, les séries d'images du CBCT les plus affectées sont celles qui présentent une partie radiculaire plus avancée que les autres. Il s'agit des dents antérieures (31 et 41 ; 32 et 42 et 33 et 43) des mandibules dont les âges sont compris entre 64 mois et 120 mois. Cependant, ces différences sont relativement faibles.

**Ainsi, l'ensemble des résultats de notre étude montre que les mesures volumétriques issues d'acquisitions du CBCT sont métriquement fiables. Nous pouvons donc conclure que le CBCT apparaît comme un outil de mesure comparable à celui du micro-CT.**

Concernant la visualisation de la topographie des écarts géométriques entre reconstructions CBCT et micro-CT, les résultats montrent que les écarts maximaux représentent des localisations de segmentation où le manque de netteté des images CBCT apparaît. Il s'agit de zones où le volume tissulaire est plus mince car la dent est soit en cours de développement (zone cervicale en cours d'édification radiculaire) soit fissurée (discontinuité des tissus). Ces écarts sont également présents au niveau des différentes faces de la dent (premières et dernières coupes ou bords libres des dents antérieures, faces occlusales des dents postérieures). Il s'agit là aussi de zones de segmentation problématiques (zones directement en contact avec l'environnement avoisinant : os alvéolaire, dent lactéale sus-jacente, germes adjacents). Ces écarts ne correspondent pas à des zones spécifiques de l'anatomie dentaire mais sont directement liés au rapport signal / bruit et au contraste insuffisants des images CBCT.

**Nous pouvons conclure que les reconstructions tridimensionnelles issues du CBCT ne présentent pas de déformation géométrique.**

Il est important de noter que les conditions d'acquisition des images ne représentent pas les conditions cliniques d'acquisition *in vivo* pour lesquelles le souci de radioprotection est constant et la qualité d'image peut être affectée par les artefacts métalliques (couronnes dentaires, restaurations métalliques...) ou les mouvements du patient.

#### ***IV.1.3.2. Analyse par rapport à la littérature***

Une synthèse sur les performances techniques, la qualité des images et la précision des mesures linéaires ainsi que les bénéfices diagnostiques et thérapeutiques des dispositifs CBCT est décrite dans une revue récente de la littérature (De Vos *et al.*, 2009) et dans un rapport de la HAS (Haute Autorité de Santé (HAS), 2009).

##### ***IV.1.3.2.a. Qualité des images CBCT***

Les problèmes de contraste et la présence de bruit de rayonnement diffus sont décrits (Katsumata *et al.*, 2006 ; Katsumata *et al.*, 2007) et rejoignent les limites soulevées dans notre travail à propos du rapport signal / bruit et du contraste insuffisants des images CBCT.

L'appréciation de la qualité des images est très dépendante de l'information recherchée pour un examen donné avec un type de dispositif CBCT. La qualité des images est évaluée dans plusieurs études (Hashimoto *et al.*, 2007 ; Kwong *et al.*, 2008 ; Liang *et al.*, 2009a ; b ; Loubele *et al.*, 2007 ; Mischkowski *et al.*, 2007). Afin d'apprécier les caractéristiques des tissus osseux et dentaires et de visualiser certaines structures anatomiques, la comparaison de la qualité d'image CBCT *versus* scanner conventionnel, à l'aide de scores, a mis en évidence des résultats comparables quel que soit le type de reconstruction sélectionné (Liang *et al.*, 2009a), voire même des résultats supérieurs avec le CBCT (Hashimoto *et al.*, 2007). L'incidence de la variation de différents paramétrages (champ de vue, tension, intensité) sur la qualité des images a été également étudiée sur des pièces anatomiques et d'autopsies (Kwong *et al.*, 2008). La variation des paramètres entraîne des différences significatives. Bien que la qualité de l'image soit difficile à définir et quantifier et que son estimation reste subjective, ces études soulignent que le CBCT a une résolution spatiale et une fiabilité suffisantes pour explorer des structures denses comme l'os ou les dents et pour permettre d'identifier des fractures, kystes ou lésions osseuses, corps étrangers, à l'intérieur de son champ de vue. En revanche, il ne permet pas la mesure réelle des densités des parties molles.

#### **IV.1.3.2.b. Mesures et reconstructions tridimensionnelles**

L'évaluation des mesures issues des reconstructions tridimensionnelles des dispositifs CBCT est trouvée dans la littérature (De Vos *et al.*, 2009). Dans la majorité des études, la précision des mesures linéaires est recherchée. Cependant, les caractéristiques des appareils utilisés, les paramètres d'exposition, les éléments anatomiques évalués ainsi que les mesures étudiées diffèrent selon les études.

Plusieurs études évaluent la précision des mesures linéaires du CBCT par comparaison avec des mesures physiques ou « réelles » et des mesures radiographiques (à partir d'exams céphalométriques ou de scanner conventionnel) (De Vos *et al.*, 2009 ; Haute Autorité de Santé (HAS), 2009). Les études comparant les mesures « réelles » avec celles obtenues avec le CBCT ont montré que la précision et la fiabilité de ce dernier étaient suffisantes pour recourir à son utilisation en orthodontie (Kobayashi *et al.*, 2004 ; Ludlow *et al.*, 2007 ; Periago *et al.*, 2008 ; Stratemann *et al.*, 2008) et en chirurgie maxillofaciale et implantaire (Chen *et al.*, 2008 ; Kobayashi *et al.*, 2004 ; Schlueter *et al.*, 2008). Les études ont montré que les mesures céphalométriques obtenues avec le CBCT étaient comparables à celles obtenues avec la céphalométrie conventionnelle et qu'elles étaient pour la plupart suffisamment précises et reproductibles (Cattaneo *et al.*, 2008 ; Kumar *et al.*, 2008 ; van Vlijmen *et al.*, 2009). Toutefois, des études supplémentaires sont nécessaires afin de mieux définir de nouveaux points de référence et pour valider des protocoles d'analyse céphalométrique 3D. Enfin, les études comparant des mesures linéaires et de distance CBCT par rapport à celles du scanner conventionnel concluent à une précision et une reproductibilité des mesures, utiles en implantologie et en chirurgie buccale (Eggers *et al.*, 2008 ; Loubele *et al.*, 2008a ; Loubele *et al.*, 2008b). L'ensemble de ces mesures sont linéaires et sont mesurées sur les reconstructions tridimensionnelles. Cependant, elles ne permettent pas d'étudier la fiabilité des reconstructions des images issues des acquisitions CBCT.

Trois études (Al-Rawi *et al.*, 2010 ; Liu *et al.*, 2010 ; Michetti *et al.*, 2010) sont complémentaires de notre travail. Bien que les objectifs et le design des études soient différents, il existe tout de même des similitudes méthodologiques qui apportent des éléments additionnels.

Dans une étude pilote préliminaire, Liu *et al.* (2010) comparent des volumes dentaires issus d'acquisitions CBCT à des volumes physiques obtenus à partir de dents extraites. Leur échantillon est constitué de 24 dents (14 prémolaires maxillaires et 10 prémolaires mandibulaires) de 9 patients. Les acquisitions sont faites avec 2 dispositifs CBCT : pour 16 dents avec le I-CAT (taille du voxel isotropique  $0.292 \text{ mm}^3$ ) et pour 8 dents avec le Hitachi MercuRay (3 tailles des voxels  $0.25 \text{ mm}^3$  ;  $0.30 \text{ mm}^3$  et  $0.40 \text{ mm}^3$ ). Les segmentations des dents sont obtenues avec la même méthodologie que celle appliquée à notre échantillon d'analyse. Les auteurs ont comparé les mesures volumétriques avant et après lissage. Ils concluent à une altération de la mesure du volume final de la dent segmentée après lissage (perte de 3% à 12 % du volume de la dent) (Liu *et al.*, 2010). Le test de Student en séries appariées (test paramétrique qui suppose la distribution normale des valeurs) montre que les volumes CBCT diffèrent significativement par rapport aux volumes physiques. Les volumes CBCT diffèrent également des volumes physiques selon l'observateur (sur ou sous estimation par rapport aux volumes physiques) malgré des reproductibilités inter et intra observateur correctes. Les différences entre les volumes CBCT et physiques sont faibles ( $-4.13 \% \pm 3.15 \%$  et  $2.65 \% \pm 6.74 \%$  respectivement pour le premier et le deuxième observateur). Les auteurs concluent à la non significativité clinique de ces différences. Cependant, ils suggèrent que ces différences sont liées à plusieurs critères qui ont pu affecter la qualité des images et donc par conséquent la méthode de segmentation. En effet, les acquisitions sont issues de 2 dispositifs CBCT qui diffèrent selon les paramètres d'acquisition, leurs champs d'exploration et la taille des voxels. Ils soulignent également les difficultés de segmentation des parties radiculaires dans les zones de proximité avec l'os alvéolaire, problème également rencontré dans notre étude.

Al-Rawi *et al.* (2010) comparent des reconstructions coronaires tridimensionnelles issues des dispositifs CBCT et micro-CT (considéré comme la référence). L'objectif est d'évaluer la validité des reconstructions CBCT par rapport à celles du micro-CT et d'étudier l'influence de la taille du champ d'exploration sur la précision des reconstructions. Leur échantillon d'étude est constitué de 2 pièces squelettiques, un maxillaire et une mandibule et comprend un total de 28 dents (14 dents maxillaires et 14 mandibulaires). Le dispositif CBCT est le Scanora 3D. Les images CBCT ont été reconstruites avec trois tailles de voxels isotropiques différentes :  $133 \mu\text{m}^3$  ;  $200 \mu\text{m}^3$  et  $250 \mu\text{m}^3$ . Les images issues des acquisitions microtomographiques ont été reconstruites avec une taille de voxel isotropique de  $35 \mu\text{m}^3$ .

Après segmentation, les reconstructions tridimensionnelles CBCT ont été repositionnées par rapport à celles du micro-CT à l'aide d'un recalage rigide. Les différences entre les trois types de reconstructions CBCT (selon la taille des voxels) et celles du micro-CT ont été mesurées par la moyenne quadratique et son ET.

Les résultats montrent une différence statistiquement significative entre les reconstructions tridimensionnelles du CBCT (pour les trois tailles de champ d'exploration) et du micro-CT aussi bien pour les dents maxillaires que mandibulaires. Les reconstructions CBCT sont plus grandes que celles du micro-CT. D'autre part, les reconstructions tridimensionnelles du moyen champ diffèrent statistiquement de celles du grand champ alors que ce n'est pas le cas entre le moyen et le petit champ. Les auteurs expliquent ces différences par les tailles des voxels plus importantes pour le dispositif CBCT (quelque soit la taille du champ d'exploration) et plus précisément par une surestimation des reconstructions CBCT au niveau des cuspidés et des fosses. La plus grande différence entre les reconstructions CBCT et micro-CT est observée pour une canine maxillaire avec un grand champ d'exploration. Les reconstructions CBCT à petit champ sont celles qui sont les plus précises et se rapprochent le plus de celles du micro-CT. Cependant, et comme décrit dans notre étude, plus la taille du voxel est petite, meilleure est la résolution spatiale mais a pour conséquence un rapport signal / bruit plus important.

Les travaux de Michetti *et al.* (2010) apportent des premiers éléments de réponse pour explorer de manière tridimensionnelle le réseau canalaire radiculaire. L'objectif de l'étude est de comparer des contours canaux entre les sections histologiques issues de l'observation au microscope optique et les reconstructions tridimensionnelles correspondantes obtenues à partir des acquisitions CBCT. L'échantillon est constitué de 9 dents extraites (une incisive, une canine, trois prémolaires et une molaire maxillaires et une prémolaire et deux molaires mandibulaires). Le dispositif CBCT est le même que celui de notre étude : le 9000 3D de Kodak (résolution spatiale de 76  $\mu\text{m}$ , contraste de 14 bit, champ d'exploration de 50 x 37 mm) avec des paramètres d'acquisitions différents (60 kV et 6.3 mA). Les paramètres quantitatifs étudiés sont les diamètres et les surfaces des contours canaux des parties radiculaires. Les résultats montrent une corrélation très élevée entre les diamètres et les surfaces du CBCT et celles des sections histologiques. Cependant, les mesures des contours canaux issues du CBCT présentent une légère sous-estimation par rapport à celles des sections physiques (sous-estimation de 2.85 % pour la surface et de 2.81 % pour le diamètre).

Les mesures linéaires et surfaciques analysées dans cette étude vont dans le même sens que nos résultats c'est-à-dire une sous-estimation des mesures obtenues à partir du CBCT.

## **IV.2. CONCLUSION ET PERSPECTIVES**

A l'issue de ce travail de recherche, nous pouvons conclure que le CBCT est un outil de mesure comparable au micro-CT, la méthode de référence. Les reconstructions tridimensionnelles obtenues à partir des acquisitions du CBCT sont métriquement exactes et précises, et ne présentent pas de déformation géométrique. L'exploitation et l'analyse des images obtenues sont permises grâce aux innovations technologiques informatiques. En effet, il est possible de segmenter les structures dentaires et d'analyser leur géométrie en réalisant un alignement par simples rotations et translations (recalage rigide) après avoir apposé des points de repère.

La technologie CBCT permet d'envisager de nouvelles recherches pour étudier les structures dento-maxillaires à partir d'un large échantillon d'analyse. Cependant, l'exploitation optimale des informations extraites à partir des acquisitions CBCT nécessite une automatisation de la méthode de segmentation. Les perspectives d'avenir se calquent donc sur l'évolution des techniques informatiques et sont donc envisageables à différents termes.

L'évaluation des mesures tridimensionnelles à partir du CBCT ouvre sur deux perspectives qui concernent l'étude de l'anatomie des structures dento-maxillaires. Leurs applications seraient intéressantes en anthropologie et en situation clinique.

### **IV.2.1. Perspective en anthropologie : estimation de l'âge**

L'analyse du développement des structures dento-maxillaires de manière tridimensionnelle est intéressante pour quantifier le phénomène de maturation et de vieillissement de ces structures. Une application médico-légale qui découle directement de cette perspective est l'estimation de l'âge d'un sujet vivant, enfant et adulte.

Contrairement à la radiographie conventionnelle en deux dimensions, les acquisitions tridimensionnelles permettent de localiser sans superposition les dents ayant fait leur éruption et tous les germes dentaires. Les stades de développement et donc le processus continu de minéralisation peuvent être analysés. La morphologie des structures dento-maxillaires peut ainsi être étudiée de manière plus précise.

De part l'obtention des mesures tridimensionnelles directement à partir d'acquisitions d'individus, le CBCT permettrait d'étudier le développement des dents sur un même examen. Il permettrait également d'analyser le vieillissement physiologique des dents ainsi que l'environnement avoisinant, notamment les structures osseuses qui sont des indicateurs de l'âge d'un sujet (Swasty *et al.*, 2009).

A partir des données CBCT, différents aspects de la morphologie dento-maxillaire pourraient être étudiés, notamment par l'intermédiaire des mesures volumétriques :

- de chaque tissu de la dent : volumes amélaire, dentinaire, pulpaire,
- de chaque composante de la dent : volumes coronaire et radiculaire.

Le cément n'est pas inclus car il n'est pas visible sur les images radiologiques. Ces mesures sont déjà exploitées dans l'estimation de l'âge d'un sujet avec des données tridimensionnelles mais à partir d'échantillons de dents extraites (Aboshi *et al.*, 2010 ; Someda *et al.*, 2009). De plus, seuls certains types de dents sont exploités (Yang *et al.*, 2006). Or il serait intéressant d'étudier l'estimation de l'âge dentaire à partir de l'ensemble des dents présentes sur un même examen. Une approche exhaustive en termes de nombre et des types de dents permettrait d'étudier des interactions entre les variables et d'identifier des facteurs de confusion potentiels.

L'estimation de l'âge pourrait donc être étudiée à partir d'acquisitions CBCT en utilisant une analyse de régression multiple sur un large échantillonnage. Cette analyse pourrait concerner à la fois les dents permanentes, les dents temporaires et la denture mixte. D'autre part, les images CBCT permettent de visualiser les structures osseuses. La relation entre l'âge d'un sujet et la morphologie de l'os mandibulaire et l'épaisseur, la largeur et la hauteur des corticales a fait l'objet d'une étude à partir d'acquisitions CBCT (Swasty *et al.*, 2009). Les auteurs concluent que le développement mandibulaire s'étend jusqu'à 40 - 49 environ et que l'épaisseur de la corticale osseuse diminue par la suite (Swasty *et al.*, 2009). Le développement des dents est étroitement lié à celui des structures environnantes telles que l'os alvéolaire et les corticales osseuses du maxillaire et de la mandibule (Fleischmannova *et al.*, 2010).

Nous pouvons donc supposer qu'une analyse des mesures volumétriques des **structures osseuses** et des **différentes parties de chaque dent** à partir d'acquisitions CBCT pourrait être intéressante pour déterminer des variables significatives. Les mesures quantitatives osseuses incluraient les volumes des corticales maxillaire et mandibulaire. Les mesures

quantitatives dentaires concerneraient chaque composante des dents permanentes et/ou temporaires (volumes amélaire, dentinaire, pulpaire, coronaire, radiculaire et les rapports de chacune de ses variables entre elles).

Nous estimons qu'une telle analyse quantitative de l'ensemble des structures dentaires devrait apporter des éléments fondamentaux à l'analyse du processus continu de développement dentaire et des modifications physiologiques liées à l'âge. Néanmoins, l'obtention de ces nouvelles mesures nécessite une amélioration du rapport signal / bruit des images CBCT pour distinguer les différentes structures (émail, dentine, *etc.*). Cette amélioration de l'image doit être effectuée avec le moins de perte d'information possible. Des recherches sont actuellement en cours pour résoudre ce problème. De plus, ces mesures supposent l'utilisation d'examen tridimensionnels à partir de dispositifs CBCT à grand champ. Ces derniers possèdent une résolution spatiale inférieure à celle étudiée dans ce travail de recherche. L'évaluation de l'exactitude et la précision des reconstructions tridimensionnelles issues d'acquisitions CBCT selon différentes résolutions spatiales constitue donc une perspective de travail.

Il est certain que les études expérimentales visant à mettre en évidence la fiabilité des reconstructions CBCT devront être complétées par des études *in vivo*. Les échantillons de ces études seraient constitués par des acquisitions CBCT de sujets. Il est nécessaire de prendre en compte les véritables conditions, et notamment les effets des mouvements des sujets qui pourraient affecter la précision des images reconstruites.

#### **IV.2.2. Perspective en pratique clinique dentaire : application en endodontie**

L'endodontie est une discipline qui nécessite une exploration radiologique du réseau canalaire radiculaire. Une connaissance approfondie de la morphologie des canaux radiculaires est essentielle pour assurer le succès d'un traitement endodontique (Baisden *et al.*, 1992) et constitue une étape cruciale dans la planification et l'exécution de la thérapeutique endodontique (Baratto Filho *et al.*, 2009). L'incapacité de détecter et donc d'obturer de manière optimale l'ensemble du réseau canalaire radiculaire est une cause majeure d'échec endodontique (Zheng *et al.*, 2010).

Le CBCT possède un rôle fondamental dans l'analyse de la morphologie canalaire dont la complexité varie selon le type de dents (Kaya *et al.*, 2010, Winter *et al.*, 2005). Il met en

évidence des caractéristiques anatomiques et des variations du réseau canalaire radiculaire qui n'ont pas été identifiées par la radiographie conventionnelle (Cotton *et al.*, 2007, Pineda and Kuttler, 1972). Il est également utile pour gérer les problèmes endodontiques (Estrela *et al.*, 2008a; Estrela *et al.*, 2008b).

La plupart des interprétations des données CBCT sont fondées sur des comparaisons avec les autres modalités d'imagerie telles que le scanner conventionnel ou la radiographie intra-orale (De Vos *et al.*, 2009). La technologie CBCT permet de fournir des images avec une haute résolution tout en éliminant la superposition des structures environnantes (Blattner *et al.*, 2010; Lofthag-Hansen *et al.*, 2007). La meilleure résolution spatiale des dispositifs CBCT actuels est de 76  $\mu\text{m}$ . Elle permet une analyse fine et précise. Avec des tailles de voxels supérieures à 250  $\mu\text{m}$  ou plus, les canaux radiculaires ne sont pas visibles. L'endodontie nécessite l'image la plus précise possible et donc l'utilisation de voxels ne dépassant pas 130  $\mu\text{m}$ . Les dispositifs à petit champ répondent à ces caractéristiques (Hodez et Bravetti, 2010).

Les informations tridimensionnelles extraites à partir des acquisitions CBCT modifient donc la démarche diagnostique par l'imagerie. En effet, jusqu'à présent les examens radiographiques conventionnels apportent des éléments complémentaires à l'examen clinique initial mais ne montrent que des images en deux dimensions d'un système originellement en trois dimensions. Sans tomber dans l'excès « de faire du tout CBCT », la mise en évidence de découvertes fortuites de lésions d'origine endodontiques pose la question de la place du CBCT dans la démarche diagnostique. Le CBCT répond à la logique d'exploration d'un volume anatomique suivant ses trois dimensions. Il s'inscrit dans le souci de radioprotection qui induit de nouveaux outils économes en doses délivrées de rayons X. Le CBCT ne peut être envisagé que si les examens conventionnels fournissent des informations limitées et que d'autres détails et structures radiologiques sont indispensables pour le diagnostic et le plan de traitement. Il représente néanmoins un outil puissant et prometteur pour améliorer la recherche et la pratique endodontique (Cotton *et al.*, 2007). D'ailleurs, Gao *et al.* (2009) pensent que, à court terme, le CBCT permettra aux endodontistes la simulation de procédures cliniques, le choix des instruments et techniques d'obturation et l'analyse bénéfique / risque avant le retrait d'un instrument fracturé (Gao *et al.*, 2009). De nouveaux protocoles d'imagerie diagnostiques et pronostiques sont à envisager lors de situations cliniques complexes. En effet, lors des traitements endodontiques complexes (présence de canaux

supplémentaires, présence de courbures canalaire, *etc....*) ainsi que lors d'une chirurgie endodontique, le recours à un examen CBCT peut être indiqué.

Des recherches futures pourraient exploiter les mesures volumétriques des canaux radiculaires à partir de l'acquisition de données CBCT pour aider dans la décision thérapeutique, par exemple en choisissant spécifiquement le type d'instrumentation endodontique adapté à la situation clinique.

# **REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES**

- Aboshi H, Takahashi T, Komuro T, Fukase Y (2005). A method of age estimation based on the morphometric analysis of dental pulp in mandibular first premolars by means of three-dimensional measurements taken by micro CT, *Nihon Univ. Dent. J.* 79:195–203.
- Aboshi H, Takahashi T, Komuro T (2010). Age estimation using microfocus X-ray computed tomography of lower premolars. *Forensic Sci Int* 200(1-3):35-40.
- Agbaje JO, Jacobs R, Maes F, Michiels K, van Steenberghe D (2007). Volumetric analysis of extraction sockets using cone beam computed tomography: a pilot study on ex vivo jaw bone. *J Clin Periodontol* 34(11):985-90.
- Aka PS, Canturk N, Dagalp R, Yagan M (2009). Age determination from central incisors of fetuses and infants. *Forensic Sci Int* 184(1-3):15-20.
- Al-Rawi B, Hassan B, Vandenberghe B, Jacobs R (2010). Accuracy assessment of three-dimensional surface reconstructions of teeth from cone beam computed tomography scans. *J Oral Rehabil* 37(5):352-8.
- Amano M, Agematsu H, Abe S, Usami A, Matsunaga S, Suto K, *et al.* (2006). Three-dimensional analysis of pulp chambers in maxillary second deciduous molars. *J Dent* 34(7):503-8.
- Amariti ML, Restori M, De Ferrari F, Paganelli C, Faglia R, Legnani G (2000). A histological procedure to determine dental age. *J Forensic Odontostomatol* 18(1):1-5.
- Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K (1999). Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 28(4):245-8.
- Arany S, Iino M, Yoshioka N (2004). Radiographic survey of third molar development in relation to chronological age among Japanese juveniles. *J Forensic Sci* 49(3):534-8.
- Auriol MM, Le Charpentier Y, Le Naour G (2000). Histologie du complexe pulpodentinaire. Encyclopédie Médico-Chirurgicale, Elsevier Masson, Stomatologie, 22-007-B-10.
- Avon SL (2004). Forensic odontology: the roles and responsibilities of the dentist. *J Can Dent Assoc* 70(7):453-8.
- Babshet M, Acharya AB, Naikmasur VG (2010). Age estimation in Indians from pulp/tooth area ratio of mandibular canines. *Forensic Sci Int* 197(1-3):125 e1-4.
- Bagherpour A, Imanimoghaddam M, Bagherpour MR, Einolghozati M (2010). Dental age assessment among Iranian children aged 6-13 years using the Demirjian method. *Forensic Sci Int* 197(1-3):121 e1-4.
- Baisden MK, Kulild JC, Weller RN (1992). Root canal configuration of the mandibular first premolar. *J Endod* 18(10):505-8.
- Balto K, Muller R, Carrington DC, Dobeck J, Stashenko P (2000). Quantification of periapical bone destruction in mice by micro-computed tomography. *J Dent Res* 79(1):35-40.

- Bang G, Ramm E (1970). Determination of age in humans from root dentin transparency. *Acta Odontol Scand* 28(1):3-35.
- Baratto Filho F, Zaitter S, Haragushiku GA, de Campos EA, Abuabara A, Correr GM (2009). Analysis of the internal anatomy of maxillary first molars by using different methods. *J Endod* 35(3):337-42.
- Bass WM (2005). Human osteology - A laboratory and field manual. Missouri Archaeological Society, 5th edition.
- Bayle P (2008). Analyses quantitatives par imagerie à haute résolution des séquences de maturation dentaire et des proportions des tissus des dents déciduales chez les Néanderthaliens et les Hommes modernes. Thèse de Doctorat. Université de Toulouse.
- Bayle P, Braga J, Mazurier A, Macchiarelli R (2009a). Dental developmental pattern of the Neanderthal child from Roc de Marsal: a high-resolution 3D analysis. *J Hum Evol* 56(1):66-75.
- Bayle P, Braga J, Mazurier A, Macchiarelli R (2009b). Brief communication: high-resolution assessment of the dental developmental pattern and characterization of tooth tissue proportions in the late Upper Paleolithic child from La Madeleine, France. *Am J Phys Anthropol* 138(4):493-8.
- Bayle P, Macchiarelli R, Trinkaus E, Duarte C, Mazurier A, Zilhao J (2010). Dental maturational sequence and dental tissue proportions in the early Upper Paleolithic child from Abrigo do Lagar Velho, Portugal. *Proc Natl Acad Sci U S A* 107(4):1338-42.
- Beauthier JP (2007). Traité de médecine légale. Bruxelles, Editions De Boeck Université.
- Benoit R, Lemire M, Pellerin C (1979). Embryologie dentaire, introduction à la biologie du développement, Paris, Editions Julien Prélat.
- Besl P, McKay ND (1992). A method for registration of 3-d shapes. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 14:239-256.
- Bland JM, Altman DG (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1(8476):307-10.
- Blattner TC, George N, Lee CC, Kumar V, Yelton CD (2010). Efficacy of cone-beam computed tomography as a modality to accurately identify the presence of second mesiobuccal canals in maxillary first and second molars: a pilot study. *J Endod* 36(5):867-70.
- Bosmans N, Ann P, Aly M, Willems G (2005). The application of Kvaal's dental age calculation technique on panoramic dental radiographs. *Forensic Sci Int* 153(2-3):208-12.
- Braga J, Heuze Y, Chabadel O, Sonan NK, Gueramy A (2005). Non-adult dental age assessment: correspondence analysis and linear regression versus Bayesian predictions. *Int J Legal Med* 119(5):260-74.

- Braga J, Thackeray JF, Subsol G, Kahn JL, Maret D, Treil J, *et al.* (2010). The enamel-dentine junction in the postcanine dentition of *Australopithecus africanus*: intra-individual metameric and antimeric variation. *J Anat* 216(1):62-79.
- Buvat I, Chameroy V, Aubry F, Pélégrini M, El Fakhri G, Huguenin C, *et al.* (1999). The need to develop guidelines for the evaluation of medical image processing procedures SPIE Proceeding series. 3661;2:1466-1477
- Cameriere R, Ferrante L, Cingolani M (2004). Variations in pulp/tooth area ratio as an indicator of age: a preliminary study. *J Forensic Sci* 49(2):317-9.
- Cameriere R, Brogi G, Ferrante L, Mirtella D, Vultaggio C, Cingolani M, *et al.* (2006a). Reliability in age determination by pulp/tooth ratio in upper canines in skeletal remains. *J Forensic Sci* 51(4):861-4.
- Cameriere R, Ferrante L, Cingolani M (2006b). Age estimation in children by measurement of open apices in teeth. *Int J Legal Med* 120(1):49-52.
- Cameriere R, Ferrante L, Belcastro MG, Bonfiglioli B, Rastelli E, Cingolani M (2007). Age estimation by pulp/tooth ratio in canines by peri-apical X-rays. *J Forensic Sci* 52(1):166-70.
- Cameriere R, Ferrante L, De Angelis D, Scarpino F, Galli F (2008a). The comparison between measurement of open apices of third molars and Demirjian stages to test chronological age of over 18 year olds in living subjects. *Int J Legal Med* 122(6):493-7.
- Cameriere R, Ferrante L, Liversidge HM, Prieto JL, Brkic H (2008b). Accuracy of age estimation in children using radiograph of developing teeth. *Forensic Sci Int* 176(2-3):173-7.
- Cameriere R, Cunha E, Sassaroli E, Nuzzolese E, Ferrante L (2009). Age estimation by pulp/tooth area ratio in canines: study of a Portuguese sample to test Cameriere's method. *Forensic Sci Int* 193(1-3):128 e1-6.
- Cattaneo PM, Bloch CB, Calmar D, Hjortshoj M, Melsen B (2008). Comparison between conventional and cone-beam computed tomography-generated cephalograms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 134(6):798-802.
- Cavézian R, Pasquet G, Bel G, Baller G (2006). *Imagerie dento-maxillaire, approche radio-clinique*. Elsevier Masson, Paris, 3e édition.
- Chaillet N, Demirjian A (2004). Dental maturity in South France: A comparison between Demirjian's method and polynomial functions. *J Forensic Sci* 49(5):1059-66.
- Chaillet N, Willems G, Demirjian A (2004). Dental maturity in Belgian children using Demirjian's method and polynomial functions: new standard curves for forensic and clinical use. *J Forensic Odontostomatol* 22(2):18-27.
- Chaillet N, Nystrom M, Demirjian A (2005). Comparison of dental maturity in children of different ethnic origins: international maturity curves for clinicians. *J Forensic Sci* 50(5):1164-74.

- Chakeres DW (1984). Clinical significance of partial volume averaging of the temporal bone. *AJNR Am J Neuroradiol* 5(3):297-302.
- Chen LC, Lundgren T, Hallstrom H, Cherel F (2008). Comparison of different methods of assessing alveolar ridge dimensions prior to dental implant placement. *J Periodontol* 79(3):401-5.
- Cotton TP, Geisler TM, Holden DT, Schwartz SA, Schindler WG (2007). Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *J Endod* 33(9):1121-32.
- Daito M, Tanaka T, Hieda T (1992). Clinical observations on the development of third molars. *J Osaka Dent Univ* 26(2):91-104.
- Davis GR, Wong FS (1996). X-ray microtomography of bones and teeth. *Physiol Meas* 17(3):121-46.
- Dawood A, Patel S, Brown J (2009). Cone beam CT in dental practice. *Br Dent J* 207(1):23-8.
- De Vos W, Casselman J, Swennen GR (2009). Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg* 38(6):609-25.
- Dean C (2000). Progress in understanding hominoid dental development. *J Anat* 197 ( Pt 1)(77-101.
- Dean C (2006). Tooth microstructure tracks the pace of human life-history evolution. *Proc. Royal Soc. B*(273):2799-2808.
- Delattre VF (2000). Burned beyond recognition: systematic approach to the dental identification of charred human remains. *J Forensic Sci* 45(3):589-96.
- Demirjian A, Goldstein H, Tanner JM (1973). A new system of dental age assessment. *Hum Biol* 45(2):211-27.
- Demirjian A, Buschang PH, Tanguay R, Patterson DK (1985). Interrelationships among measures of somatic, skeletal, dental, and sexual maturity. *Am J Orthod* 88(5):433-8.
- Demirjian A (1986). Dentition. Dans Falkner E, Tanner JM, éditeurs. Human Growth, 2nd edition, Vol. 2. Postnatal Growth. New York, Plenum Press, p. 269-298.
- Dowker SE, Davis GR, Elliott JC (1997). X-ray microtomography: nondestructive three-dimensional imaging for in vitro endodontic studies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 83(4):510-6.
- Drusini A, Calliari I, Volpe A (1991). Root dentine transparency: age determination of human teeth using computerized densitometric analysis. *Am J Phys Anthropol* 85(1):25-30.
- Drusini AG, Toso O, Ranzato C (1997). The coronal pulp cavity index: a biomarker for age determination in human adults. *Am J Phys Anthropol* 103(3):353-63.

- Eggers G, Klein J, Welzel T, Muhling J (2008). Geometric accuracy of digital volume tomography and conventional computed tomography. *Br J Oral Maxillofac Surg* 46(8):639-44.
- Elliott JC, Dover SD (1984). Three-dimensional distribution of mineral in bone at a resolution of 15 micron determined by x-ray microtomography. *Metab Bone Dis Relat Res* 5(5):219-21.
- Estrela C, Bueno MR, Azevedo BC, Azevedo JR, Pecora JD (2008a). A new periapical index based on cone beam computed tomography. *J Endod* 34(11):1325-31.
- Estrela C, Bueno MR, Leles CR, Azevedo B, Azevedo JR (2008b). Accuracy of cone beam computed tomography and panoramic and periapical radiography for detection of apical periodontitis. *J Endod* 34(3):273-9.
- Fejerskov O, Kidd E (2007). Dental caries: the disease and its clinical management. Oxford ; Copenhagen , Blackwell Munksgaard, 2nd edition.
- Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW (1984). Practical cone-beam algorithm. *J. Opt. Soc. AM. A.*; 1:612-619.
- Fereira J, Ortega A, Avila A, Espina A, Leendertz R, Barrios F (1997). Oral autopsy of unidentified burned human remains. A new procedure. *Am J Forensic Med Pathol* 18(3):306-11.
- Fereira JL, Fereira AE, Ortega AI (2008). Methods for the analysis of hard dental tissues exposed to high temperatures. *Forensic Sci Int* 178(2-3):119-24.
- Ferrante L, Cameriere R (2009). Statistical methods to assess the reliability of measurements in the procedures for forensic age estimation. *Int J Legal Med* 123(4):277-83.
- Flannery BP, Deckman HW, Roberge WG, D'Amico KL (1987). Three-Dimensional X-ray Microtomography. *Science* 237(4821):1439-44.
- Fleischmannova J, Matalova E, Sharpe PT, Misek I, Radlanski RJ (2010). Formation of the tooth-bone interface. *J Dent Res* 89(2):108-15.
- Fronty P, Sapanet M, Georget C, Collet G (2005). L'identification estimative - Première partie, L'avis de recherche, l'Odontogramme numérique. Les cahiers d'Odontologie Médico-Légale, Editions Atlantique.
- Fuhrman C, Chouaïd C (2004). Concordance de deux variables : les approches numériques. Concordance entre observations qualitatives - coefficient kappa-, concordance entre méthodes quantitatives. *Rev. Mal. Respir.*; 21:123-5.
- Gantt DG, Kappleman J, Ketcham RA, Alder ME, Deahl TH (2006). Three-dimensional reconstruction of enamel thickness and volume in humans and hominoids. *Eur J Oral Sci* 114 Suppl 1(360-4; discussion 375-6, 382-3.

- Gao H, Chae O (2008). Touching tooth segmentation from CT image sequences using coupled level set method. *VIE*.8:382–387.
- Gao Y, Peters OA, Wu H, Zhou X (2009). An application framework of three-dimensional reconstruction and measurement for endodontic research. *J Endod* 35(2):269-74.
- Garn SM, Lewis AB, Polacheck DL (1958). Variability of tooth formation in man. *Science* 128(3337):1510.
- Garn SM, Lewis AB, Polacheck DL (1959). Variability of tooth formation. *J Dent Res* 38(1):135-48.
- Garn SM, Lewis AB, Vicinus JH (1963). Third Molar Polymorphism and Its Significance to Dental Genetics. *J Dent Res* 42(SUPPL1344-63.
- Garn SM, Lewis AB, Blizzard RM (1965a). Endocrine Factors in Dental Development. *J Dent Res* 44(SUPPL:243-58.
- Garn SM, Lewis AB, Kerewsky RS (1965b). Genetic, Nutritional, and Maturational Correlates of Dental Development. *J Dent Res* 44(SUPPL:228-42.
- Georget C, Sapanet M, Fronty P, Collet C (2007). L'identification estimative - Deuxième partie, L'âge. Les cahiers d'Odontologie Médico-Légale, Editions Atlantique.
- Gleiser I, Hunt EE, Jr. (1955). The permanent mandibular first molar: its calcification, eruption and decay. *Am J Phys Anthropol* 13(2):253-83.
- Goldberg M (2007). Histologie de l'émail. Encyclopédie médico-chirurgicale, Elsevier Masson, Stomatologie, 22-007-A-10.
- Grenier B, Dubreuil M, Journois D (2000). Comparaison de deux méthodes de mesure d'une même grandeur : méthode de Bland et Altman. *Ann. Fr. Anest. Réanim.* Elsevier, Paris, 19:128-35.
- Gunst K, Mesotten K, Carbonez A, Willems G (2003). Third molar root development in relation to chronological age: a large sample sized retrospective study. *Forensic Sci Int* 136(1-3):52-7.
- Gustafson G (1950). Age determination on teeth. *J Am Dent Assoc* 41(1):45-54.
- Hagg U, Matsson L (1985). Dental maturity as an indicator of chronological age: the accuracy and precision of three methods. *Eur J Orthod* 7(1):25-34.
- Hannig C, Krieger E, Dullin C, Merten HA, Attin T, Grabbe E, *et al.* (2006). Volumetry of human molars with flat panel-based volume CT in vitro. *Clin Oral Investig* 10(3):253-7.
- Hashimoto K, Kawashima S, Kameoka S, Akiyama Y, Honjaya T, Ejima K, *et al.* (2007). Comparison of image validity between cone beam computed tomography for dental use and multidetector row helical computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 36(8):465-71.

- Hassan B, van der Stelt P, Sanderink G (2009). Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position. *Eur J Orthod* 31(2):129-34.
- Hatt M (2008). Détermination automatique des volumes fonctionnels en imagerie d'émission pour les applications en oncologie. Thèse de Doctorat, Université de Bretagne Occidentale - Telecom Bretagne.
- Haute Autorité de Santé (HAS) (2009). Tomographie volumique à faisceau conique de la face (*Cone Beam Computerized Tomography*). Rapport d'évaluation technologique. <http://www.has-sante.fr>.
- Heuze Y, Chabadel O, Braga J, Bley D (2005). [The impact of socioeconomic status in the estimation of non-adult dental age]. *Orthod Fr* 76(4):309-16.
- Heuze Y, Cardoso HF (2008). Testing the quality of nonadult Bayesian dental age assessment methods to juvenile skeletal remains: the Lisbon collection children and secular trend effects. *Am J Phys Anthropol* 135(3):275-83.
- Heuzé Y (2004). Chronologie et étiologie de la maturation macrostructurale des dents définitives. Thèse de Doctorat. Université Bordeaux 1.
- Hillson S (1996). Dental anthropology. Cambridge, Cambridge University Press.
- Hillson S (2005). Teeth. Second edition. Cambridge, Cambridge University Press.
- Hodez C, Bravetti P (2010). Imagerie dento-maxillo-faciale par faisceau conique "Cone Beam". Sauramps Medical, Montpellier.
- Hoshtalab M, Zoroofi RA, Abbaspour Tehrani-Fard A, Shirani G (2008). Segmentation of teeth in CT volumetric dataset by panoramic projection and variational level set. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 3:257–265.
- Johanson G (1971). Age determination from teeth. *Odontol Revy*, 22:1-126.
- Kagerer P, Grupe G (2001). Age-at-death diagnosis and determination of life-history parameters by incremental lines in human dental cementum as an identification aid. *Forensic Sci Int* 118(1):75-82.
- Kasper KA, Austin D, Kvanli AH, Rios TR, Senn DR (2009). Reliability of third molar development for age estimation in a Texas Hispanic population: a comparison study. *J Forensic Sci* 54(3):651-7.
- Kato A, Ohno N (2009). Construction of three-dimensional tooth model by micro-computed tomography and application for data sharing. *Clin Oral Investig* 13(1):43-6.
- Katsumata A, Hirukawa A, Noujeim M, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, *et al.* (2006). Image artifact in dental cone-beam CT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 101(5):652-7.

- Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijji E, *et al.* (2007). Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 104(6):829-36.
- Kaya S, Adiguzel O, Yavuz I, Tumen EC, Akkus Z (2010). Cone-beam dental computerize tomography for evaluating changes of aging in the dimensions central superior incisor root canals. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*.
- Kimpe T, Tuytschaever T (2007). Increasing the number of gray shades in medical display systems--how much is enough? *J Digit Imaging* 20(4):422-32.
- Knell B, Ruhstaller P, Prieels F, Schmeling A (2009). Dental age diagnostics by means of radiographical evaluation of the growth stages of lower wisdom teeth. *Int J Legal Med* 123(6):465-9.
- Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A (2004). Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19(2):228-31.
- Kolltveit KM, Solheim T, Kvaal SI (1998). Methods of measuring morphological parameters in dental radiographs. Comparison between image analysis and manual measurements. *Forensic Sci Int* 94(1-2):87-95.
- Krak NC, Boellaard R, Hoekstra OS, Twisk JW, Hoekstra CJ, Lammertsma AA (2005). Effects of ROI definition and reconstruction method on quantitative outcome and applicability in a response monitoring trial. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 32(3):294-301.
- Kumar V, Ludlow J, Soares Cevidanes LH, Mol A (2008). In vivo comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Angle Orthod* 78(5):873-9.
- Kvaal S, Solheim T (1994). A non-destructive dental method for age estimation. *J Forensic Odontostomatol* 12(1):6-11.
- Kvaal SI, Kolltveit KM, Thomsen IO, Solheim T (1995). Age estimation of adults from dental radiographs. *Forensic Sci Int* 74(3):175-85.
- Kwong JC, Palomo JM, Landers MA, Figueroa A, Hans MG (2008). Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 133(2):317-27.
- Lamendin H, Baccino E, Humbert JF, Tavernier JC, Nossintchouk RM, Zerilli A (1992). A simple technique for age estimation in adult corpses: the two criteria dental method. *J Forensic Sci* 37(5):1373-9.
- Landa MI, Garamendi PM, Botella MC, Aleman I (2009). Application of the method of Kvaal *et al.* to digital orthopantomograms. *Int J Legal Med* 123(2):123-8.
- Lautrou A (1998). Anatomie dentaire. Paris, Milan, Barcelone, Editions Masson, 2n édition.

- Levesque GY, Demirijian A, Tanguay R (1981). Sexual dimorphism in the development, emergence, and agenesis of the mandibular third molar. *J Dent Res* 60(10):1735-41.
- Lewis JM, Senn DR (2010). Dental age estimation utilizing third molar development: A review of principles, methods, and population studies used in the United States. *Forensic Sci Int*.
- Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, *et al.* (2009a). A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. *Eur J Radiol* 75(2):265-9.
- Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, *et al.* (2009b). A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. *Eur J Radiol* 75(2):265-269.
- Liang X, Lambrechts I, Sun Y, Denis K, Hassan B, Li L, *et al.* (2009c). A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy. *Eur J Radiol* 75(2):270-274.
- Liu Y, Olszewski R, Alexandroni ES, Enciso R, Xu T, Mah JK (2010). The validity of in vivo tooth volume determinations from cone-beam computed tomography. *Angle Orthod* 80(1):160-6.
- Liversidge HM, Speechly T, Hector MP (1999). Dental maturation in British children: are Demirjian's standards applicable? *Int J Paediatr Dent* 9(4):263-9.
- Liversidge HM, Molleson T (2004). Variation in crown and root formation and eruption of human deciduous teeth. *Am J Phys Anthropol* 123(2):172-80.
- Lofthag-Hansen S, Huumonen S, Grondahl K, Grondahl HG (2007). Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 103(1):114-9.
- Lopez Nicolas M, Morales A, Luna A (1993). Morphometric study of teeth in age calculation. *J Forensic Odontostomatol* 11(1):1-8.
- Loubele M, Maes F, Schutyser F, Marchal G, Jacobs R, Suetens P (2006). 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* 102(2):225-34.
- Loubele M, Guerrero ME, Jacobs R, Suetens P, van Steenberghe D (2007). 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(3):446-54.
- Loubele M, Jacobs R, Maes F, Denis K, White S, Coudyzer W, *et al.* (2008a). Image quality vs radiation dose of four cone beam computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol* 37(6):309-18.
- Loubele M, Van Assche N, Carpentier K, Maes F, Jacobs R, van Steenberghe D, *et al.* (2008b). Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice

- CT for alveolar bone measurements. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 105(4):512-8.
- Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG (2007). Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 103(4):534-42.
- Maat GJ (2001). Diet and age-at-death determinations from molar attrition. A review related to the low countries. *J Forensic Odontostomatol* 19(1):18-21.
- Macleod I, Heath N (2008). Cone-beam computed tomography (CBCT) in dental practice. *Dent Update* 35(9):590-2, 594-8.
- Matsumoto H, Kitamura S, Araki T (1999). Autofluorescence in human dentine in relation to age, tooth type and temperature measured by nanosecond time-resolved fluorescence microscopy. *Arch Oral Biol* 44(4):309-18.
- Meinl A, Tangl S, Huber C, Maurer B, Watzek G (2007a). The chronology of third molar mineralization in the Austrian population--a contribution to forensic age estimation. *Forensic Sci Int* 169(2-3):161-7.
- Meinl A, Tangl S, Pernicka E, Fenes C, Watzek G (2007b). On the applicability of secondary dentin formation to radiological age estimation in young adults. *J Forensic Sci* 52(2):438-41.
- Michetti J, Maret D, Mallet JP, Diemer F (2010). Validation of cone beam computed tomography as a tool to explore root canal anatomy. *J Endod* 36(7):1187-90.
- Mincer HH, Harris EF, Berryman HE (1993). The A.B.F.O. study of third molar development and its use as an estimator of chronological age. *J Forensic Sci* 38(2):379-90.
- Miracle AC, Mukherji SK (2009). Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *AJNR Am J Neuroradiol* 30(6):1088-95.
- Mischkowski RA, Ritter L, Neugebauer J, Dreiseidler T, Keeve E, Zoller JE (2007). Diagnostic quality of panoramic views obtained by a newly developed digital volume tomography device for maxillofacial imaging. *Quintessence Int* 38(9):763-72.
- Molen AD (2010). Considerations in the use of cone-beam computed tomography for buccal bone measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 137(4 Suppl):S130-5.
- Moorrees CF, Fanning EA, Hunt EE, Jr. (1963a). Formation and Resorption of Three Deciduous Teeth in Children. *Am J Phys Anthropol* 21(205-13).
- Moorrees CF, Fanning EA, Hunt EE, Jr. (1963b). Age Variation of Formation Stages for Ten Permanent Teeth. *J Dent Res* 42(1490-502).
- Moorrees CF, Kent RL, Jr. (1981). Interrelations in the timing of root formation and tooth emergence. *Proc Finn Dent Soc* 77(1-3):113-7.

- Mornstad H, Staaf V, Welander U (1994). Age estimation with the aid of tooth development: a new method based on objective measurements. *Scand J Dent Res* 102(3):137-43.
- Morse DR (1991). Age-related changes of the dental pulp complex and their relationship to systemic aging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 72(6):721-45.
- Morse DR, Esposito JV, Schoor RS, Williams FL, Furst ML (1991). A review of aging of dental components and a retrospective radiographic study of aging of the dental pulp and dentin in normal teeth. *Quintessence Int* 22(9):711-20.
- Moshiri M, Scarfe WC, Hilgers ML, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG (2007). Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 132(4):550-60.
- Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA (1998). A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 8(9):1558-64.
- Nielsen RB, Alyassin AM, Peters DD, Carnes DL, Lancaster J (1995). Microcomputed tomography: an advanced system for detailed endodontic research. *J Endod* 21(11):561-8.
- Nolla C (1960). The development of the permanent teeth. *J. Dent. Child.* 27: 254.
- Nykanen R, Espeland L, Kvaal SI, Krogstad O (1998). Validity of the Demirjian method for dental age estimation when applied to Norwegian children. *Acta Odontol Scand* 56(4):238-44.
- Nystrom M, Haataja J, Kataja M, Evalahti M, Peck L, Kleemola-Kujala E (1986). Dental maturity in Finnish children, estimated from the development of seven permanent mandibular teeth. *Acta Odontol Scand* 44(4):193-8.
- Ohtani S (1995). Estimation of age from the teeth of unidentified corpses using the amino acid racemization method with reference to actual cases. *Am J Forensic Med Pathol* 16(3):238-42.
- Olejniczak AJ, Gilbert CC, Martin LB, Smith TM, Ulhaas L, Grine FE (2007a). Morphology of the enamel-dentine junction in sections of anthropoid primate maxillary molars. *J Hum Evol* 53(3):292-301.
- Olejniczak AJ, Tafforeau P, Smith TM, Temming H, Hublin JJ (2007b). Technical note: compatibility of microtomographic imaging systems for dental measurements. *Am J Phys Anthropol* 134(1):130-4.
- Olejniczak AJ, Smith TM, Feeney RN, Macchiarelli R, Mazurier A, Bondioli L, *et al.* (2008). Dental tissue proportions and enamel thickness in Neandertal and modern human molars. *J Hum Evol* 55(1):12-23.
- Olze A, Taniguchi M, Schmeling A, Zhu BL, Yamada Y, Maeda H, *et al.* (2004). Studies on the chronology of third molar mineralization in a Japanese population. *Leg Med (Tokyo)* 6(2):73-9.

- Olze A, Mahlow A, Schmidt S, Wernecke KD, Geserick G, Schmeling A (2005). Combined determination of selected radiological and morphological variables relevant for dental age estimation of young adults. *Homo* 56(2):133-40.
- Olze A, van Niekerk P, Ishikawa T, Zhu BL, Schulz R, Maeda H, *et al.* (2007). Comparative study on the effect of ethnicity on wisdom tooth eruption. *Int J Legal Med* 121(6):445-8.
- Olze A, Solheim T, Schulz R, Kupfer M, Schmeling A (2010). Evaluation of the radiographic visibility of the root pulp in the lower third molars for the purpose of forensic age estimation in living individuals. *Int J Legal Med* 124(3):183-6.
- Paatero YV (1949). A new tomographical method for radiographing curved outer surfaces. *Acta radiol* 32(2-3):177-84, illust.
- Paewinsky E, Pfeiffer H, Brinkmann B (2005). Quantification of secondary dentine formation from orthopantomograms--a contribution to forensic age estimation methods in adults. *Int J Legal Med* 119(1):27-30.
- Passing H, Bablok (1983). A new biometrical procedure for testing the equality of measurements from two different analytical methods. Application of linear regression procedures for method comparison studies in clinical chemistry, Part I. *J Clin Chem Clin Biochem* 21(11):709-20.
- Patel S, Dawood A, Ford TP, Whaites E (2007). The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *Int Endod J* 40(10):818-30.
- Pelsmaekers B, Loos R, Carels C, Derom C, Vlietinck R (1997). The genetic contribution to dental maturation. *J Dent Res* 76(7):1337-40.
- Periago DR, Scarfe WC, Moshiri M, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG (2008). Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod* 78(3):387-95.
- Peters OA, Laib A, Ruegsegger P, Barbakow F (2000). Three-dimensional analysis of root canal geometry by high-resolution computed tomography. *J Dent Res* 79(6):1405-9.
- Philippas GG (1961). Influence of occlusal wear and age on formation of dentin and size of pulp chamber. *J Dent Res* 40:1186-1198.
- Philippas GG, Applebaum E (1966). Age factor in secondary dentin formation. *J Dent Res* 45(3):778-89.
- Piette E, Goldberg M (2001). *La dent normale et pathologique*. Bruxelles, Editions De Boeck Université.
- Pineda F, Kuttler Y (1972). Mesiodistal and buccolingual roentgenographic investigation of 7,275 root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 33(1):101-10.

- Prapanpoch S, Dove SB, Cottone JA (1992). Morphometric analysis of the dental pulp chamber as a method of age determination in humans. *Am J Forensic Med Pathol* 13(1):50-5.
- Pretty IA, Sweet D (2001). A look at forensic dentistry--Part 1: The role of teeth in the determination of human identity. *Br Dent J* 190(7):359-66.
- Prieto JL, Barberia E, Ortega R, Magana C (2005). Evaluation of chronological age based on third molar development in the Spanish population. *Int J Legal Med* 119(6):349-54.
- Qi J (2003). A unified noise analysis for iterative image estimation. *Phys Med Biol* 48(21):3505-19.
- Qudeimat MA, Behbehani F (2009). Dental age assessment for Kuwaiti children using Demirjian's method. *Ann Hum Biol* 36(6):695-704.
- Rai B, Kaur J, Cingolani M, Ferrante L, Cameriere R (2010). Age estimation in children by measurement of open apices in teeth: an Indian formula. *Int J Legal Med* 124(3):237-41.
- Rampont M (1994). Les squelettes, os, et dents de foetus, nouveaux-nés, et enfants du musée anatomique de Strasbourg. Aspects historiques et catalogue. Doctorat de Médecine, Faculté de Médecine de Strasbourg.
- Rhodes JS, Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV (1999). Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. *Int Endod J* 32(3):165-70.
- Ritz-Timme S, Cattaneo C, Collins MJ, Waite ER, Schutz HW, Kaatsch HJ, *et al.* (2000). Age estimation: the state of the art in relation to the specific demands of forensic practise. *Int J Legal Med* 113(3):129-36.
- Rothwell BR (2001). Principles of dental identification. *Dent Clin North Am* 45(2):253-70.
- Ruegsegger P, Koller B, Muller R (1996). A microtomographic system for the nondestructive evaluation of bone architecture. *Calcif Tissue Int* 58(1):24-9.
- Ruhli FJ, Kuhn G, Evison R, Muller R, Schultz M (2007). Diagnostic value of micro-CT in comparison with histology in the qualitative assessment of historical human skull bone pathologies. *Am J Phys Anthropol* 133(4):1099-111.
- Santoro V, De Donno A, Marrone M, Campobasso CP, Introna F (2009). Forensic age estimation of living individuals: a retrospective analysis. *Forensic Sci Int* 193(1-3):129 e1-4.
- Saunders S, DeVito C, Herring A, Southern R, Hoppa R (1993). Accuracy tests of tooth formation age estimations for human skeletal remains. *Am J Phys Anthropol* 92(2):173-88.
- Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P (2006). Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 72(1):75-80.
- Scarfe WC, Farman AG (2008). What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am* 52(4):707-30.

- Scheuer L, Black S (2000). Developmental juvenile osteology. Londres, Academic Press.
- Schlueter B, Kim KB, Oliver D, Sortiropoulos G (2008). Cone beam computed tomography 3D reconstruction of the mandibular condyle. *Angle Orthod* 78(5):880-8.
- Schmeling A, Geserick G, Reisinger W, Olze A (2007). Age estimation. *Forensic Sci Int* 165(2-3):178-81.
- Schmeling A, Grundmann C, Fuhrmann A, Kaatsch HJ, Knell B, Ramsthaler F, et al. (2008). Criteria for age estimation in living individuals. *Int J Legal Med* 122(6):457-60.
- Schour I (1948). Development and growth of teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1(4):346-54.
- Shaw L, Jones AD (1984). Morphological considerations of the dental pulp chamber from radiographs of molar and premolar teeth. *J Dent* 12(2):139-45.
- Solari AC, Abramovitch K (2002). The accuracy and precision of third molar development as an indicator of chronological age in Hispanics. *J Forensic Sci* 47(3):531-5.
- Solheim T (1988). Dental attrition as an indicator of age. *Gerodontology* 4(6):299-304.
- Solheim T (1989). Dental root translucency as an indicator of age. *Scand J Dent Res* 97(3):189-97.
- Solheim T (1992a). Amount of secondary dentin as an indicator of age. *Scand J Dent Res* 100(4):193-9.
- Solheim T (1992b). Amount of secondary dentin as an indicator of age. *Scand J Dent Res* 100:193-199.
- Solheim T, Vonen A (2006). Dental age estimation, quality assurance and age estimation of asylum seekers in Norway. *Forensic Sci Int* 159 Suppl 1(S56-60).
- Someda H, Saka H, Matsunaga S, Ide Y, Nakahara K, Hirata S, et al. (2009). Age estimation based on three-dimensional measurement of mandibular central incisors in Japanese. *Forensic Sci Int* 185(1-3):110-4.
- Soret M, Bacharach SL, Buvat I (2007). Partial-volume effect in PET tumor imaging. *J Nucl Med* 48(6):932-45.
- Spalding KL, Buchholz BA, Bergman LE, Druid H, Frisen J (2005). Forensics: age written in teeth by nuclear tests. *Nature* 437(7057):333-4.
- Spoor CF, Zonneveld FW, Macho GA (1993). Linear measurements of cortical bone and dental enamel by computed tomography: applications and problems. *Am J Phys Anthropol* 91(4):469-84.
- Staaf V, Mornstad H, Welander U (1991). Age estimation based on tooth development: a test of reliability and validity. *Scand J Dent Res* 99(4):281-6.

- Stratemann SA, Huang JC, Maki K, Miller AJ, Hatcher DC (2008). Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofac Radiol* 37(2):80-93.
- Swasty D, Lee JS, Huang JC, Maki K, Gansky SA, Hatcher D, *et al.* (2009). Anthropometric analysis of the human mandibular cortical bone as assessed by cone-beam computed tomography. *J Oral Maxillofac Surg* 67(3):491-500.
- Tachibana H, Matsumoto K (1990). Applicability of X-ray computerized tomography in endodontics. *Endod Dent Traumatol* 6(1):16-20.
- Thorson J, Hagg U (1991). The accuracy and precision of the third mandibular molar as an indicator of chronological age. *Swed Dent J* 15(1):15-22.
- Tunc ES, Koyuturk AE (2008). Dental age assessment using Demirjian's method on northern Turkish children. *Forensic Sci Int* 175(1):23-6.
- Ubelaker DH, Parra RC (2008). Application of three dental methods of adult age estimation from intact single rooted teeth to a Peruvian sample. *J Forensic Sci* 53(3):608-11.
- van Baardwijk A, Bosmans G, Boersma L, Buijsen J, Wanders S, Hochstenbag M, *et al.* (2007). PET-CT-based auto-contouring in non-small-cell lung cancer correlates with pathology and reduces interobserver variability in the delineation of the primary tumor and involved nodal volumes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 68(3):771-8.
- van Vlijmen OJ, Berge SJ, Swennen GR, Bronkhorst EM, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM (2009). Comparison of cephalometric radiographs obtained from cone-beam computed tomography scans and conventional radiographs. *J Oral Maxillofac Surg* 67(1):92-7.
- Vandevoort FM, Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Bielen DJ, Lambrechts P, Wevers M, *et al.* (2004). Age calculation using X-ray microfocus computed tomographical scanning of teeth: a pilot study. *J Forensic Sci* 49(4):787-90.
- von Stechow D, Balto K, Stashenko P, Muller R (2003). Three-dimensional quantitation of periradicular bone destruction by micro-computed tomography. *J Endod* 29(4):252-6.
- Watanabe H, Honda E, Tetsumura A, Kurabayashi T (2009). A comparative study for spatial resolution and subjective image characteristics of a multi-slice CT and a cone-beam CT for dental use. *Eur J Radiol*. doi:10.1016/j.ejrad.2009.09.023
- Willems G, Van Olmen A, Spiessens B, Carels C (2001). Dental age estimation in Belgian children: Demirjian's technique revisited. *J Forensic Sci* 46(4):893-5.
- Willems G, Moulin-Romsee C, Solheim T (2002). Non-destructive dental-age calculation methods in adults: intra- and inter-observer effects. *Forensic Sci Int* 126(3):221-6.
- Winter AA, Pollack AS, Frommer HH, Koenig L (2005). Cone beam volumetric tomography vs. medical CT scanners. *NY State Dent J* 71(4):28-33.

Woelfel JB, Scheid RC (2007). Anatomie dentaire. Application à la pratique de la chirurgie dentaire. Paris, Editions Maloine.

Wong FS, Willmott NS, Davis GR (2006). Dentinal carious lesion in three dimensions. *Int J Paediatr Dent* 16(6):419-23.

Woods MA, Robinson QC, Harris EF (1990). Age-progressive changes in pulp widths and root lengths during adulthood: a study of American blacks and whites. *Gerodontology* 9(2):41-50.

Yang F, Jacobs R, Willems G (2006). Dental age estimation through volume matching of teeth imaged by cone-beam CT. *Forensic Sci Int* 159 Suppl 1 S78-83.

Zheng QH, Wang Y, Zhou XD, Wang Q, Zheng GN, Huang DM (2010). A cone-beam computed tomography study of maxillary first permanent molar root and canal morphology in a Chinese population. *J Endod* 36(9):1480-4.

Zöeller J, Neugebauer J (2009). Cone Beam : Tomographie volumique par faisceau conique en chirurgie dentaire, orale et maxillo-faciale. Quintessence internationale.

# **ANNEXES**

## **Publication**

D. Maret<sup>1,2\*</sup>, F. Molinier<sup>1,3</sup>, J. Braga<sup>1,4</sup>,  
O.A. Peters<sup>5</sup>, N. Telmon<sup>1,6</sup>, J. Treil<sup>1</sup>,  
J.M. Inglièse<sup>7</sup>, A. Cossie<sup>1,2</sup>, J.L. Kahn<sup>8</sup>,  
and M. Sixou<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire Imagerie de Synthèse en Anthropobiologie, Université Paul Sabatier, 37 allées J Guesde, FRE 2960 CNRS, 31000 Toulouse, France; <sup>2</sup>Faculté de Chirurgie Dentaire, Université Paul Sabatier, Centre Hospitalier Universitaire, Toulouse, France; <sup>3</sup>Laboratoire d'Anatomie, Faculté de Médecine, Toulouse, France; <sup>4</sup>Human Origins and Past Environments Programme, Transvaal Museum, Pretoria, South Africa; <sup>5</sup>Department of Endodontics, University of the Pacific, Arthur A. Dugoni School of Dentistry, San Francisco, CA, USA; <sup>6</sup>Service de Médecine Légale, Hôpital de Rangueil, Toulouse, France; <sup>7</sup>Dental Systems Group, Carestream, Health, Inc., Marne-la-Vallée, France; and <sup>8</sup>Institut d'Anatomie Normale de Strasbourg, France; \*corresponding author, delphine\_maret@yahoo.fr

*J Dent Res* 89(12):1465-1469, 2010

## ABSTRACT

Three-dimensional imaging of teeth will increase its impact in clinical practice if reconstructions are metrically accurate. We hypothesized that, with cone beam computed tomography (CBCT) data, three-dimensional images of teeth can be reconstructed with the same accuracy and precision as with *in vitro* micro-computed tomography (micro-CT) data acquisition, the current reference standard. We used a sample of CBCT and micro-CT data taken of tooth germs. Volumes obtained with CBCT and micro-CT devices were statistically similar ( $n = 120$ , Passing-Bablok regression). Geometric deviations between CBCT and micro-CT three-dimensional surface reconstructions did not show any areas of important and systematic errors. Future investigations with the use of larger samples may also demonstrate that CBCT data will be helpful for a more in-depth study of other aspects of dental morphology—for example, assessing tooth development. With sufficient accuracy for clinical situations, potential future medical applications of such measurements with CBCT are envisaged.

**KEY WORDS:** cone beam computed tomography, micro-computed tomography, imaging, permanent teeth, volumetric measurements, geometric deviations, accuracy.

DOI: 10.1177/0022034510378011

Received February 24, 2010; Last revision May 28, 2010; Accepted May 28, 2010

A supplemental appendix to this article is published electronically only at <http://jdr.sagepub.com/supplemental>.

© International & American Associations for Dental Research

# Accuracy of 3D Reconstructions Based on Cone Beam Computed Tomography

## INTRODUCTION

Three-dimensional (3D) approaches are increasingly being applied in dental research and clinical dentistry. Detailed quantitative evaluation of tooth surface area or the visualization of anatomy of root canal systems from a 3D perspective has a major impact both on the developmental process of teeth and on clinical dental practice, notably to aid in diagnosis or treatment. Indeed, volumetric measurements of each component of teeth are used to investigate the relationship between age and volume ratio (Somedá *et al.*, 2009). In clinical situations, a detailed understanding of the complexity of root canal systems is imperative to ensure successful root canal preparation (Peters *et al.*, 2000).

The introduction of cone beam computed tomography (CBCT) allows for the clinical 3D assessment of hard-tissue structures of the dentomaxillofacial region (Scarfe *et al.*, 2006; Patel *et al.*, 2007; Dawood *et al.*, 2009). Unlike conventional computed tomography systems, CBCT has a reduced acquisition time, uses lower radiation doses (Scarfe *et al.*, 2006), and provides relatively small isotropic voxels, hence giving a high spatial resolution (Scarfe *et al.*, 2006; Dawood *et al.*, 2009; Watanabe *et al.*, 2009). For CBCT to be a useful tool in various aspects of patient management and research, the accuracy of 3D reconstructions obtained with 3D image data should be checked. As yet, micro-computed tomography (micro-CT) techniques produce higher-resolution serial images of dental tissues (Gantt *et al.*, 2006; Bayle *et al.*, 2009) and root canal morphology (Dowker *et al.*, 1997; Rhodes *et al.*, 1999; Peters *et al.*, 2000). To date, micro-CT is not available for use in a daily clinical dental setting, but it can be considered as the reference standard in 3D dental research (Peters *et al.*, 2000; Hannig *et al.*, 2006; Olejniczak *et al.*, 2007; Kato and Ohno, 2009; Someda *et al.*, 2009).

So, although the utilization of CBCT was successfully adopted in clinical practice, its accuracy and effectiveness must be assessed. We hypothesized that, with CBCT data, 3D images of teeth can be reconstructed with the same accuracy and precision as with *in vitro* micro-CT data acquisition, the current reference standard.

To this end, the specific aims of the current study were the following: First, we assessed the accuracy of the CBCT unit by comparing CBCT volumetric

measurements using micro-CT measurements as the reference. Second, to discuss more in depth the differences between volumes, we investigated potential geometric deviations between the CBCT and micro-CT computer-aided 3D surface reconstructions of the teeth.

## MATERIALS & METHODS

### Sample

This study used 16 mandibles from children who died in the late 19th century and early 20th century. These mandibles originated from body donation for science made to the Institut d'Anatomie Normale, Strasbourg, France. According to French law, all research based on these existing human specimens is exempt from additional institutional review board approval. Details of the specimens are listed in the Appendix Table: gender (equal numbers of females and males) and age-at-death (ranging from 8 to 120 mos). In total, 120 developing germs of permanent teeth were included in the sample. The number of tooth germs varied among the mandibles and ranged between 2 and 10 depending on their stages of development (Appendix Table).

### Data Acquisition

Each mandible was scanned in 2008 and 2009 by:

- a high-resolution peripheral micro-CT scanner (XtremeCT, Scanco Medical, Bassersdorf, Switzerland): tube voltage, 60 kV; tube current, 1 mA; isotropic spatial resolution, 41  $\mu\text{m}$ .
- a CBCT scanner (9000 3D<sup>®</sup>, Kodak, Stuttgart, Germany): tube voltage, 85 kV; tube current, 2 mA; isotropic spatial resolution, 76  $\mu\text{m}$ .

### Data Export, Segmentation, and 3D Reconstruction

Data were exported in DICOM format and then converted in TIFF format for the subsequent segmentation of the tooth of interest with the AMIRA software package (v.5, <http://www.amiravis.com>). Since there is no fully automatic segmentation method available as yet, we carried out a semi-automatic segmentation of micro-CT and CBCT datasets. Four molars (two 36 and two 46) and two premolars (34 and 44) that required a fully manual segmentation were excluded from this study. After segmentation, the 3D triangle-based surface of each tooth was reconstructed in PLY format without being smoothed, to preserve its raw volume measurement.

### Reproducibility of Measurements between the micro-CT and CBCT Devices

To test intra-examiner reproducibility, we re-examined slice data of a random sample of 20 teeth after an interval of 1 wk, using the intraclass correlation coefficient (ICC). The inter-examiner reproducibility was also calculated with a random sample of 20 teeth by the ICC. Two observers (DM and FM) were trained with AMIRA before any segmentation was performed.

### Comparison of Volumes

All data were analyzed with the statistical software R.2.10.0. Pearson correlation analysis was performed to show the potential relationships between the volumetric measurements. Regression analysis was performed according to the method of Passing and Bablok (1983). The accuracy of CBCT volume measurements was assessed by comparison with the micro-CT volume of the same tooth by the Wilcoxon test (paired samples). The level of significance was set at 5% ( $p \leq 0.05$ ). To assess the degree of agreement between the two techniques, we compared the results using the method of Bland and Altman (1986). In this method, the difference between the measurements is plotted against their mean, since the mean is considered to be the best estimate of the true values.

### Visualization of Distances within Each Pair of micro-CT and CBCT Surfaces

To visualize and to compute the differences within each pair of micro-CT and CBCT 3D surfaces representing a single tooth, we brought the two sets of data into alignment by using a rigid registration such that the distance between the two sets was minimized after the use of the Iterated Closest Points (ICP) algorithm (Besl and McKay, 1992). The histogram of the distribution of the distance was graphically visualized with a color map created with AMIRA. This color map starts with blue (minimum distances), then passes through yellow and ends with red (maximum distances). For each histogram, we collected the mean distance and its associated standard deviations.

## RESULTS

Micro-CT and CBCT measurements and the associated Wilcoxon paired tests were tabulated for each type of tooth (Table).

### Reproducibility of Measurements between the micro-CT and CBCT Devices

The intra-examiner reproducibility of 20 volume measurements was very high, with ICC of 0.998 and 0.999 for micro-CT and CBCT, respectively. The inter-examiner reproducibility of 20 volume measurements for micro-CT and CBCT was also very high, with ICC of 0.999 and 0.988 for micro-CT and CBCT.

### Comparison of Volumes

We first combined volumes of different types of teeth, and we found a very strong correlation coefficient between the micro-CT and CBCT volumes ( $R^2 = 0.999$ ,  $p < 0.001$ ). We then assessed anterior teeth (incisors and canines) and posterior teeth (premolars and molars) in separate samples. For posterior teeth, micro-CT and CBCT volume measurements were not significantly different from one another. However, for anterior teeth, there were statistically significant differences between micro-CT and CBCT volume measurements (Wilcoxon test,  $p = 0.01$  for each).

**Table.** Volume of Permanent Tooth Germs Calculated from micro-CT and CBCT Data

Type of Tooth	Number of Teeth	Micro-CT Volume (means $\pm$ SD) (mm <sup>3</sup> )	CBCT Volume (means $\pm$ SD) (mm <sup>3</sup> )	Significance (p)
31 ; 41	25	96.927 $\pm$ 39.311	95.715 $\pm$ 38.679	0.01
32 ; 42	25	106.003 $\pm$ 49.402	104.936 $\pm$ 49.018	0.02
33 ; 43	26	133.003 $\pm$ 88.073	131.713 $\pm$ 86.865	0.01
34 ; 44	16	87.558 $\pm$ 53.672	87.179 $\pm$ 53.657	NS
36 ; 46	28	337.978 $\pm$ 169.352	337.426 $\pm$ 169.291	NS
Overall	120	161.63 $\pm$ 138.085	160.697 $\pm$ 137.973	0.001

Results for Wilcoxon paired tests are also given. SD: standard deviation; NS: not significant.

We then compared the degree of agreement with the Bland-Altman method (Fig. 1). The sample was generally located between the upper and the lower limits of agreement (mean  $\pm$  1.96 SD). This indicates that the results of the two methods were not graphically different from each other, with a slight underestimation of the volume of interest by the CBCT as compared with the micro-CT (line of mean under the zero in Fig. 1). Only 5 teeth showed different results. With the Passing-Bablok regression, there was no statistically significant difference between the micro-CT and CBCT volume measurements, with an intercept  $a$  of -0.39 (95% CI: -0.85 to 0.17) and a slope  $b$  of 0.99 (95% CI: 0.99 to 1.01).

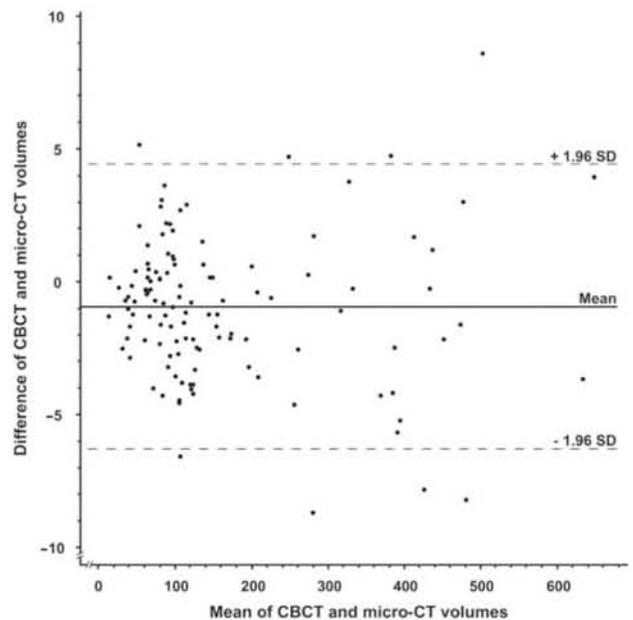
### Visualization of Distances within Each Pair of micro-CT and CBCT Surfaces

Among the 120 pairs of micro-CT and CBCT surfaces that were compared (one pair representing a single tooth), the mean distance ranged from 0.051 to 0.249 mm. For all pairs of teeth, distances between surfaces were not randomly distributed. The distribution of these distances was represented graphically with a color map (Fig. 2), with 3 pairs of teeth as an example (one molar, one premolar, and one incisor). In general, maximum differences (in red) were mostly located (i) at the surface that faces the apex of the tooth germ and cervical area (for all pairs); (ii) at the cutting edges of the anterior teeth; or (iii) at fissures that probably occurred *post mortem* due to a dehydration process. In some cases, important differences also occurred on occlusal surfaces.

## DISCUSSION

In this study, we used computer-assisted methods to determine if CBCT can be used to accurately measure and reconstruct dental tissues in 3D, as compared with micro-CT measurements and 3D reconstructions. A preliminary study (Liu *et al.*, 2010) had investigated the accuracy of volume measurements of teeth derived from CBCT, as compared with physical volumes. These authors found that their measurements deviated slightly from the physical volumes, within the range of 4% to 7%. Moreover, they showed that smoothing reduced volume measurements by 3% to 12%.

The first interest of our study lies in the fact that we established the accuracy of CBCT volume measurements using

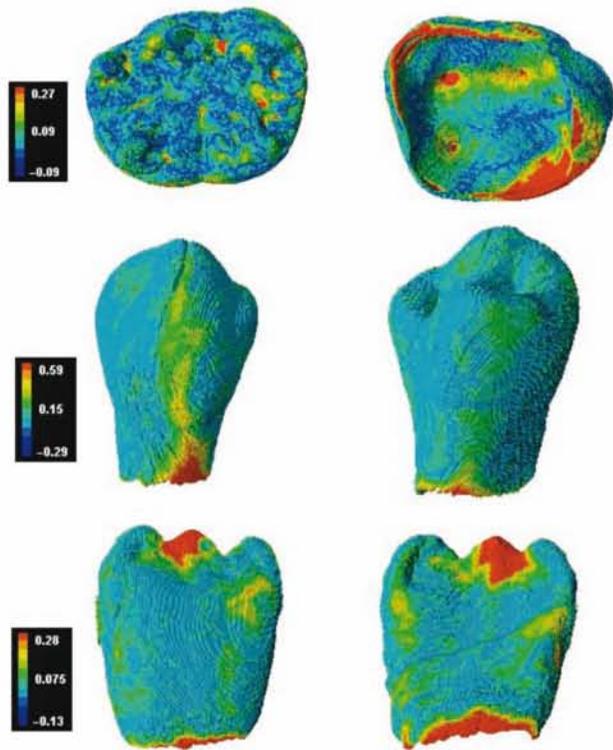


**Figure 1.** Bland-Altman plot of volumes of teeth between micro-CT and CBCT. Negative values indicate smaller volumes calculated from CBCT compared with micro-CT data.

micro-CT as the reference standard. Micro-CT provides a basis for highly accurate and precise assessment of 3D structural parameters of internal dental structures (Peters *et al.*, 2000; Olejniczak *et al.*, 2007). Notably, dental volumetric and linear measurements taken with a laboratory micro-CT are comparable (less than 3% differences between machines, on average) with those taken with the third-generation synchrotron micro-CT (Olejniczak *et al.*, 2007) and may be used to track evolutionary developments accurately according to dental mineralization sequences (Bayle *et al.*, 2010).

The second interest of our work is that, with the help of computer-aided 3D methods, we computed and evaluated the quantitative and qualitative geometric deviations between the CBCT and micro-CT surface reconstructions.

Even if this aspect is often explicitly or implicitly minimized in most studies, we first investigated inter- and intra-observer reproducibility, because different factors could affect the



**Figure 2.** Visualization of differences between 3D surfaces reconstructed from micro-CT and CBCT data and aligned with a rigid registration. Three representative pairs of teeth (enamel and dentin tissues) are shown: from top to bottom (left, occlusal or buccal views; right, apical or lingual views): molar (36), premolar (44), and central incisor (41). Color maps (in mm) are adjusted to minimum and maximum values observed in each sample.

accuracy of any segmentation technique that is currently being used for dental structures. Both intra- and inter-examiner reproducibility of our measurements was very high. Our results, however, are limited to hard tissues.

Both the correlation coefficient and the Passing-Bablok method indicated similar volumetric measurements between CBCT and micro-CT. When we used the Bland-Altman graph method, we also found relatively equivalent volumetric measurements, but with a slight underestimation of volumes of CBCT datasets (with 5 teeth falling outside the upper or the lower limits of agreement). However, when we separated each tooth type using the Wilcoxon test (paired sample), the differences were always statistically significant for incisors and canines. Since these differences were still relatively small, their clinical significance cannot be established.

Spatial resolution represents a potential factor of bias between CBCT and micro-CT measurements and/or surface reconstructions. The Kodak 9000 3D<sup>®</sup> CBCT was chosen because it provides a sub-millimeter isotropic voxel resolution that was the closest to that given by the Scanco Xtreme micro-CT. Liu *et al.* (2010) stressed the fact that the segmentation of a tooth becomes more difficult when it is adjacent to cortical bone. In our study, this difficulty increased with CBCT data, because the spatial resolution, the signal-to-noise ratio, and the contrast were lower than for micro-CT.

For each tooth, we also investigated the putative differences between micro-CT and CBCT 3D reconstructed surfaces. The most important differences occurred mainly where the tooth was thinner, either near the cervix of the still-developing enamel cap, or at the incisal edges of the anterior teeth. In these two cases, we believe that a partial volume effect may have played an important role, because the isotropic voxel size was more than 85% higher for CBCT (76  $\mu\text{m}$ ) than for micro-CT (41  $\mu\text{m}$ ).

In clinical practice, CBCT can be used in endodontics, notably for effective evaluation of root canal morphology and root and alveolar fractures (Estrela *et al.*, 2008a,b). Most of the interpretations of CBCT data were based on comparisons with other imaging modalities, such as Multi-Slice CT or intra-oral radiography (De Vos *et al.*, 2009). Compared with micro-CT, CBCT provides easy and fast information on 3D dental volumes of target areas and on living individuals (Yang *et al.*, 2006). Gao *et al.* (2009) predicted that CBCT will enable endodontists to simulate clinical procedures, to select tools and techniques, and to perform a benefit/risk analysis before the removal of a separating tool to improve contemporary endodontic research and practice (Cotton *et al.*, 2007).

In our study, the accuracy of the CBCT data tested was high compared with a micro-CT reference. Analysis of such data offers the possibility for a highly accurate and precise assessment of 3D internal dental structures and its use in appropriate clinical situations. Our conclusion is further emphasized when we consider the low radiation, the short scanning time, and the good image quality of CBCT, which can play an important role in diagnosing maxillofacial structural features, notably in endodontics. We also believe that future investigations, with larger samples, may also demonstrate that CBCT data will be helpful to study other aspects of dental morphology in more depth. One of these aspects involves CBCT volume measurements of each component of teeth, especially enamel, dentin, pulp cavity, the crown, and the root. These can be helpful for investigation of the relationship between age and volume ratio of teeth. Currently, these measurements are obtained with the micro-CT. Because the accuracy of 3D reconstructions was demonstrated in our study, CBCT data will be helpful to investigate an age estimation method with use of larger samples in multiple regression analysis.

In conclusion, we observed similar volumetric measurements obtained with CBCT and no geometric deviations in 3D surface reconstruction. Therefore, future research could use volume and surface measurements of root canals from CBCT acquisition data to assist clinicians in making therapeutic decisions—for example, choosing the specific type of endodontic instrumentation.

## ACKNOWLEDGMENTS

This study was supported by the European Commission Marie Curie Research Training Network (European Virtual Anthropology Network; <http://www.evan.at>), according to the Contract MRTNCT-2005-019564 (FP6). We thank A. Lassere for language revision, and L. Braak (Institut de Médecine et de Physiologie Spatiales, Toulouse, France) and E. Legrand (Pau, France).

## REFERENCES

- Bayle P, Braga J, Mazurier A, Macchiarelli R (2009). Dental developmental pattern of the Neanderthal child from Roc de Marsal: a high-resolution 3D analysis. *J Hum Evol* 56:66-75.
- Bayle P, Macchiarelli R, Trinkaus E, Duarte C, Mazurier A, Zilhao J (2010). Dental maturation sequence and dental tissue proportions in the early upper Paleolithic child from Abrigo do Lagar Velho, Portugal. *Proc Natl Acad Sci USA* 107:1338-1342.
- Besl PJ, McKay ND (1992). A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 14:239-256.
- Bland JM, Altman DG (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurements. *Lancet* 1:307-310.
- Cotton TP, Geisler TM, Holden DT, Schwartz SA, Schindler WG (2007). Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *J Endod* 33:1121-1132.
- Dawood A, Patel S, Brown J (2009). Cone beam CT in dental practice. *Br Dent J* 207:23-28.
- De Vos W, Casselman J, Swennen GR (2009). Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg* 38:609-625.
- Dowker SE, Davis GR, Elliott JC (1997). X-ray microtomography: non-destructive three-dimensional imaging for *in vitro* endodontic studies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 83:510-516.
- Estrela C, Bueno MR, Leles CR, Azevedo B, Azevedo JR (2008a). Accuracy of cone beam computed tomography and panoramic and periapical radiography for detection of apical periodontitis. *J Endod* 34:273-279.
- Estrela C, Bueno MR, Azevedo BC, Azevedo JR, Pecora JD (2008b). A new periapical index based on cone beam computed tomography. *J Endod* 34:1325-1331.
- Gantt DG, Kappleman J, Ketcham RA, Alder ME, Deahl TH (2006). Three-dimensional reconstruction of enamel thickness and volume in humans and hominoids. *Eur J Oral Sci* 114(Suppl 1):360-364.
- Gao Y, Peters OA, Wu H, Zhou X (2009). An application framework of three-dimensional reconstruction and measurement for endodontic research. *J Endod* 35:269-274.
- Hannig C, Krieger E, Dullin C, Merten HA, Attin T, Grabbe E, *et al.* (2006). Volumetry of human molars with flat panel based volume CT *in vitro*. *Clin Oral Investig* 10:253-257.
- Kato A, Ohno N (2009). Construction of three-dimensional tooth model by micro-computed tomography and application for data sharing. *Clin Oral Investig* 13:43-46.
- Liu Y, Olszewski R, Alexandroni ES, Enciso R, Xu T, Mah JK (2010). The validity of *in vivo* tooth volume determinations from cone-beam computed tomography. *Angle Orthod* 80:160-166.
- Olejniczak AJ, Tafforeau P, Smith TM, Temming H, Hublin JJ (2007). Technical note: compatibility of microtomographic imaging systems for dental measurements. *Am J Phys Anthropol* 134:130-134.
- Passing H, Bablok W (1983). A new biometrical procedure for testing the equality of measurements from two different analytical methods. Applications of linear regression procedures for method comparison studies in clinical chemistry: Part I. *J Clin Chem Clin Biochem* 21:709-720.
- Patel S, Dawood A, Ford TP, Whaites E (2007). The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *Int Endod J* 40:818-830.
- Peters OA, Laib A, Rueggegger P, Barbakow F (2000). Three-dimensional analysis of root canal geometry by high-resolution computed tomography. *J Dent Res* 79:1405-1409.
- Rhodes JS, Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV (1999). Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. *Int Endod J* 32:165-170.
- Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P (2006). Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 72:75-80.
- Someda H, Saka H, Matsunaga S, Ide Y, Nakahara K, Hirata S, *et al.* (2009). Age estimation based on three-dimensional measurement of mandibular central incisors in Japanese. *Forensic Sci Int* 185:110-114.
- Watanabe H, Honda E, Tetsumura A, Kurabayashi T (2009). A comparative study for spatial resolution and subjective image characteristics of a multi-slice CT and a cone-beam CT for dental use. *Eur J Radiol* doi: 10.1016/j.ejrad.2009.09.023 [Epub ahead of print, October 8, 2009] (in press).
- Yang F, Jacobs R, Willems G (2006). Dental age estimation through volume matching of teeth imaged by cone-beam CT. *Forensic Sci Int* 159 (Suppl 1):78-83.

## Résumé

**INTRODUCTION :** L'odontologie tient une place privilégiée dans la détermination de l'âge d'un individu. Le développement et le vieillissement physiologique de l'organe dentaire donnent de nombreuses indications sur l'estimation de l'âge qui fait appel à des méthodes basées principalement sur des radiographies conventionnelles. Bien que ces techniques radiographiques apportent des informations sur les caractéristiques anatomiques et pathologiques, elles ne montrent que des images en deux dimensions d'un système originellement en trois dimensions. Avec l'essor et le développement de l'imagerie tridimensionnelle, il est possible d'intégrer des mesures telles que des données volumétriques qui permettent de mieux appréhender le processus continu de minéralisation d'une dent. Jusqu'à présent ces mesures sont obtenues *in vitro* à partir de la microtomographie à rayons X (micro-CT). L'imagerie tridimensionnelle s'est récemment enrichie d'une nouvelle technologie, la tomographie volumique par faisceau conique ou Cone Beam Computed Tomography (CBCT), dédiée exclusivement à la sphère maxillo-faciale. Ce nouvel outil permet d'obtenir des examens tridimensionnels localisés avec une résolution spatiale voisine de celle du micro-CT. Ses performances suscitent un réel intérêt et son impact ne peut s'accroître que si ses reconstructions tridimensionnelles sont métriquement précises et fiables. Une approche conceptuelle rigoureuse visant à mettre en place une méthodologie d'évaluation du CBCT en tant qu'outil de mesure se révèle donc nécessaire.

Le premier objectif de ce travail est de déterminer l'exactitude, la précision et la reproductibilité des mesures volumétriques des dents à partir d'acquisitions CBCT comparativement à celles obtenues avec le micro-CT, la méthode de référence. Le deuxième objectif est de visualiser la topographie des écarts géométriques des reconstructions tridimensionnelles issues des acquisitions du CBCT et du micro-CT.

**METHODES :** L'échantillon d'étude est constitué de dents permanentes en cours de développement issues de 16 mandibules représentant des enfants âgés de 8 mois à 10 ans. Chaque mandibule est scannée à la fois par le micro-CT (XtremeCT, Scanco Medical, France) et le CBCT (9000 3D<sup>®</sup>, Kodak, Carestream, France). Les volumes dentaires sont obtenus après réalisation de la segmentation semi-automatique avec le logiciel Amira. Après avoir mesuré les reproductibilités inter- et intra individuelles, la méthode de Bland et Altman évalue le degré de concordance entre les données CBCT et micro-CT. La comparaison des volumes

est réalisée par la méthode de Passing Bablok. Enfin, la visualisation de la topographie des écarts de reconstructions tridimensionnelles est analysée qualitativement.

**RESULTATS** : L'échantillon d'analyse comporte 120 dents permanentes. Les volumes dentaires obtenus par les acquisitions du CBCT et du micro-CT sont similaires (pas de différence statistiquement significative, méthode de Passing Bablok). La méthode de Bland et Altman ne montre pas de différence graphiquement, malgré une légère sous-estimation des volumes dentaires par le CBCT comparativement au micro-CT. La comparaison des écarts des reconstructions tridimensionnelles ne met pas en évidence de zones d'erreurs systématiques.

**DISCUSSION ET CONCLUSION** : le CBCT apparaît comme un outil de mesure comparable à celui du micro-CT, les reconstructions tridimensionnelles issues du CBCT ne présentent pas de déformation géométrique. Cette approche microstructurale des dents à partir d'acquisitions CBCT ouvre sur deux perspectives principales : médico-légale, axée sur les méthodes d'estimation de l'âge d'un sujet et clinique, basée sur l'étude de la morphologie dentaire. La technologie CBCT permet d'envisager, grâce à la constitution d'un large échantillonnage, des nouvelles recherches orientées sur les différents aspects dento-maxillaires.

## Abstract

### High resolution of tooth germs: assessment of CBCT as a measuring tool

**INTRODUCTION:** Odontology can be of great help in determining the age of an individual. The development and physiological ageing of teeth provide many clues for estimating age, in methods that are mainly based on conventional radiography. Although these X-ray techniques reveal information on the anatomical and pathological characteristics, they only show two-dimensional images of a system that originally exists in three dimensions. With the growth and development of three-dimensional imaging, it has become possible to include measurements such as volumetric data, which give a better grasp of the continuous process of tooth mineralization. Up to now, these measurements have been obtained *in vitro* using X-ray micro computed tomography (micro-CT) but three-dimensional imaging has recently been enriched by a new technique: Cone-Beam Computed Tomography (CBCT), which is entirely devoted to the maxillo-facial sphere. This new tool makes localized three-dimensional examinations possible with a spatial resolution close to that of micro-CT. Its performance levels are arousing real interest but its impact will increase only if its three-dimensional reconstructions are metrically precise and reliable. A rigorous design approach setting up a method for evaluating the capacities of CBCT as a measuring tool has thus become indispensable.

The first objective of this work is to determine how well volumetric measurements of teeth based on CBCT acquisitions compare for accuracy, precision and reproducibility with those obtained by the reference micro-CT method. The second objective is to visually display the topography of the geometrical differences in the three-dimensional reconstructions provided by CBCT and micro-CT acquisitions.

**METHODS:** The study sample was composed of permanent teeth present in states from germ to fully grown. They were in the 16 jaws of children aged between 8 months and 10 years. Each mandible was scanned by both micro-CT (XtremeCT, Scanco Medical, France) and CBCT (9000 3D<sup>®</sup>, Kodak, Carestream, France). The tooth volumes were obtained after semi-automatic segmentation with the Amira software. Inter an inter-examiner reproducibility had been measured; the Bland and Altman method was used to assess the degree of concordance between CBCT and micro-CT data. Volumes were compared by the Passing-Bablok method. Finally, visualisation of the topography of CBCT and micro-CT three-dimensional reconstruction differences was analysed qualitatively.

**RESULTS:** The analysis sample comprised 120 permanent teeth. The tooth volumes obtained by CBCT and micro-CT acquisitions were similar (no statistically significant difference, Passing-Bablok method). The Bland and Altman method did not show any differences graphically, in spite of the tooth volumes being slightly underestimated by CBCT compared with micro-CT. A comparison of the three-dimensional reconstruction differences did not didn't show areas of systematic errors.

**DISCUSSION AND CONCLUSION:** CBCT appears to be a measuring tool that is comparable to micro-CT. The three-dimensional reconstructions from CBCT show no geometrical distortion. This microstructural approach to teeth through CBCT acquisitions opens up perspectives in two principal fields: forensic medicine, for methods of estimating the age of a subject, and clinical medicine, for the study of tooth morphology. CBCT technology enables us to envisage new research oriented towards various aspects of teeth and jaws, thanks to its broad sampling possibilities.

**AUTEUR** : MARET Delphine

**TITRE** : Morphométrie haute résolution des germes dentaires : évaluation du Cone Beam CT  
en tant qu'outil de mesure

**DIRECTEURS DE THESE** : BRAGA José – SIXOU Michel

**LIEU ET DATE DE SOUTENANCE** : Toulouse, le 15 Décembre 2010

---

**RESUME** :

L'odontologie tient une place privilégiée dans la détermination de l'âge d'un individu. Avec l'essor et le développement de l'imagerie sectionnelle, il est possible d'intégrer des mesures tridimensionnelles des différentes parties de la dent. L'enjeu de ce travail consiste à comparer la nouvelle technologie, la tomographie volumique à faisceau conique ou Cone Beam Computed Tomography (CBCT) par rapport à la méthode de référence, la microtomographie à rayons X (Micro-CT). L'échantillon d'analyse comporte 120 dents permanentes en cours de développement. Les principaux résultats montrent que les volumes dentaires obtenus par les acquisitions du CBCT et du micro-CT sont similaires (pas de différence statistiquement significative, méthode de Passing Bablok). La méthode de Bland et Altman ne montre pas de différence graphiquement, malgré une légère sous-estimation des volumes dentaires par le CBCT comparativement au micro-CT. La comparaison des écarts des reconstructions tridimensionnelles ne met pas en évidence de déformation géométrique. Cette approche microstructurale des dents à partir des acquisitions CBCT ouvre sur deux perspectives principales : médico-légale, axée sur les méthodes d'estimation de l'âge d'un sujet et clinique, basée sur l'étude de la morphologie dentaire.

---

**MOTS CLES** : Tomographie volumique à faisceau conique – Microtomographie à rayons X -  
Mesures volumétriques – Reconstructions tridimensionnelles – Germes dentaires

---

**DISCIPLINE ADMINISTRATIVE** : Anthropobiologie

---

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

**Laboratoire Anthropologie Moléculaire et Imagerie de Synthèse**  
37 allées Jules Guesde  
31000 Toulouse

**Faculté de Chirurgie Dentaire**  
3 chemin des Maraîchers  
31062 Toulouse