



Université  
de Toulouse

THÈSE

En vue de l'obtention du

**DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE**

Délivré par *l'Université Toulouse III - Paul Sabatier*  
Discipline ou spécialité : *Radiophysique et Imagerie Médicale*

---

Présentée et soutenue par *SAMPEUR Maud*  
Le *08 Juillet 2008*

Titre : *Validation de la tomodensitométrie dans l'exploration quantitative des muscles masticateurs. Mise en application en Orthodontie*

---

**JURY**

<i>Pr Vincent DOUSSET</i>	<i>Directeur</i>
<i>Pr Marie-José BOILEAU</i>	<i>Directeur</i>
<i>Pr Pierre CANAL</i>	<i>Rapporteur</i>
<i>Pr Olivier GILLE</i>	<i>Rapporteur</i>
<i>Pr Isabelle BERRY</i>	<i>Assesseur</i>
<i>Pr Jean-Marc VITAL</i>	<i>Assesseur</i>
<i>Pr Armelle MANIERE</i>	<i>Assesseur</i>
<i>Pr Jean CASTEIGT</i>	<i>Invité</i>

---

**Ecole doctorale : GEET**

**Unité de recherche :** *Service de Neuroradiologie du Pr Dousset (Bordeaux)*

**Directeur(s) de Thèse :** *Pr DOUSSET V et Pr BOILEAU M.J*

**Rapporteurs :** *Pr CANAL et Pr GILLE*

INTRODUCTION.....	5
1. Imagerie médicale et musculature masticatrice : Principales données.....	8
de la littérature.....	8
1.1. Présentation de l'article.....	8
1.2. Synthèse et actualisation.....	8
1.2.1. Evolution des études : objectifs et protocoles.....	8
1.2.2. Fiabilité et comparaison des mesures obtenues.....	9
1.2.3. Dimensions des muscles masticateurs.....	12
1.2.4. Relations Musculature- Squelette.....	14
1.2.4.1. Relations squelettiques verticales.....	14
1.2.4.2. Relations squelettiques transversales.....	15
1.2.4.3. Relations squelettiques antéro-postérieures.....	15
2. Matériels et méthodes.....	16
2.1. EchantillonS etudieS.....	16
2.1.1. Etude rétrospective sur examen tomodensitométrique de patients.....	16
2.1.2. Etude sur pièces anatomiques.....	16
2.2. Méthodes d'ACQUISITION des images.....	17
2.2.1. Etude tomodensitométrique rétrospective.....	17
2.2.2. Etude sur pièces anatomiques.....	17
2.2.2.1. Examen IRM.....	17
2.2.2.2. Examen tomodensitométrique.....	17
2.2.2.3. Coupes anatomiques.....	17
2.3. Traitement des images et mesures.....	18
2.3.1. Images tomodensitométriques et en résonance magnétique nucléaire.....	18
2.3.1.1. Détourage des muscles masticateurs.....	18
2.3.1.2. Mesures effectuées.....	18
2.3.2. Images photographiques des coupes anatomiques.....	18
2.3.3. Calage des coupes.....	19
2.3.3.1. Calage des coupes tomodensitométriques et IRM.....	19
2.3.3.2. Coupes IRM-SCAN – coupes anatomiques.....	19
2.4. Méthodes d'analyse statistique.....	19
2.4.1. Etude descriptive.....	19
2.4.2. Etude de la répétitivité et de la reproductibilité des mesures.....	20
2.4.3. Etude comparative des méthodes de mesure.....	20
2.4.3.1. Comparaison IRM-SCAN.....	20
2.4.3.2. Etude comparative des mesures en imagerie et des mesures sur pièces anatomiques.....	21
2.4.4. Etude des paramètres musculaires en fonction de la typologie squelettique.....	21
3. Résultats.....	22
3.1. Etude de la répétitivité et de la reproductibilité des mesures des muscles masticateurs.....	22
3.1.1. Etude rétrospective sur examen tomodensitométrique de patients.....	22
3.1.1.1. Etude coupe à coupe sur l'ensemble des sujets.....	22
3.1.1.1.1. Répétitivité intra-observateur.....	22
3.1.1.1.2. Reproductibilité inter-observateur.....	22
3.1.1.2. Etude des valeurs moyennes par individu.....	23
3.1.1.2.1. Répétitivité intra-observateur.....	23
3.1.1.2.2. Reproductibilité inter-observateur.....	23
3.1.2. Etude sur pièces anatomiques.....	23
3.1.2.1. Mesures sur examen tomodensitométrique.....	23
3.1.2.1.1. Répétitivité intra-observateur.....	23
3.1.2.1.2. Reproductibilité inter-observateur.....	24
3.1.2.2. Mesures sur IRM.....	24

3.1.2.2.1. Répétitivité intra-observateur .....	24
3.1.2.2.2. Reproductibilité inter-observateur.....	24
3.1.2.3. Mesures sur coupes anatomiques : variabilité intra-observateur .....	25
3.2. FIABILITE de LA mesure de LA sANGLE PTERYGOMASsETERINE par ANALYSE TOMODENSITOMETRIQUE.....	25
3.2.1. Etude comparative entre les mesures scanner et IRM.....	25
3.2.1.1. Etude coupe à coupe.....	25
3.2.1.2. Etude des valeurs moyennes des 10 têtes étudiées.....	26
3.2.2. Validation sur pièces anatomiques de la fiabilité des mesures des muscles masticateurs sur IRM et sur scanner .....	26
3.3 <i>Morphologie musculaire et typologie squelettique (Annexe 2.3.)</i> .....	27
3.3.1. Caractéristiques musculaires et divergence faciale.....	27
3.3.2. Morphologie musculaire et classe squelettique.....	27
3.3.3. Morphologie musculaire et type squelettique .....	27
4. DISCUSSION .....	29
4.1. REPETITIVITE ET REPRODUCTIBILITE.....	29
4.1.1. Interprétation des résultats statistiques.....	29
4.1.2 Répétitivité et reproductibilité des mesures tomodensitométriques.....	29
4.1.2.1. Incidence du muscle étudié .....	29
4.1.2.2. Incidence du type de mesure .....	30
4.1.2.3. Incidences du type d'étude .....	30
4.1.3 Comparaison de la répétitivité des mesures tomodensitométriques et des mesures sur IRM ou sur coupes anatomiques .....	30
4.2. ETUDE COMPARATIVE DES MESURES SUR TOMODENSITOMETRIE SUR IRM ET SUR COUPES ANATOMIQUES .....	31
4.2.1. Comparaison IRM – tomodensitométrie .....	31
4.2.2. Comparaison Coupes anatomiques – IRM - tomodensitométrie .....	31
4.3. DIMENSIONS DES MUSCLES ET TYPOLOGIE SQUELETTIQUE .....	31
conclusion.....	33
Bibliographie.....	34
1. Imagerie des muscles masticateurs .....	47
1.2. <i>L'échotomographie</i> .....	47
1.3. <i>La tomodensitométrie</i> .....	48
2. Apport de la tomodensitométrie dans l'étude des muscles masticateurs en orthodontie .....	48
Conclusion.....	52
9. ....Gaspard M. Exploration structurale et fonctionnelle du complexe temporo-massétrin par la tomoéchographie. Cah Proth 1993;81:37-73. ....	53
Subjects .....	59
CT Image procedure.....	59
Reliability .....	59
Statistical analysis .....	59
Reliability of slice measurements .....	60
Individual cases study .....	60
Reliability of mean surface areas, mean maximal distance and volume.....	60
Maud Sampeur, Marie-José Boileau .....	65
Caractéristiques des muscles masticateurs en tomodensitométrie : variations en fonction de la typologie squelettique .....	66
Maud Sampeur <sup>a</sup> , Marie-José Boileau <sup>b</sup> .....	66
Résumé.....	66
1. Introduction .....	67
2. Matériel et méthode.....	67
2. 1. Echantillon étudié.....	67
2. 2. Méthode de mesure .....	68

Le tracé des contours (détourage) des huit muscles masticateurs, masséters, temporaux, ptérygoïdiens médiaux et latéraux droits et gauches a été réalisé sur toutes les coupes à l'aide d'une tablette graphique puis les masses musculaires ont été coloriées grâce à la fonction « remplissage » du logiciel (figure 1). .....	68
Les muscles ainsi mis en évidence sont alors considérés par le logiciel comme 8 sélections distinctes dont il peut déterminer automatiquement, grâce à sa fonction « mesure », le volume ou les surfaces dans chaque coupe sélectionnée pour les mesures. ....	68
2.3. Méthode statistique .....	68
La moyenne et l'écart type des 5 variables étudiées ont été calculés dans les 3 sous groupes triés en fonction de la divergence. ....	69
L'influence de ce critère squelettique sur les résultats obtenus a été évaluée par la comparaison ces 3 sous-groupes grâce au test de Kruskal Wallis. Les différences observées ont ensuite été testées 2 à 2 par un test de comparaisons multiples. ....	69
Le même traitement statistique a été effectué pour les 3 sous-groupes triés selon la classe squelettique.....	69
L'influence combinée de ces 2 paramètres squelettiques a été ensuite recherchée en comparant les 9 sous-groupes triés selon les 2 paramètres simultanément grâce au test de Kruskal Wallis pour 9 échantillons indépendants. Là encore, les différences observées ont été ensuite testées 2 à 2. ....	69
3. Résultats .....	69
3. 1. Morphologie musculaire et divergence faciale .....	69
3. 2. Morphologie musculaire et classe squelettique.....	69
3. 3. Morphologie musculaire et type squelettique .....	69
4. Discussion .....	70
4. 1. Méthode.....	70
5. Conclusion.....	72

ARTICLES

ANNEXES

## **INTRODUCTION**

Depuis plus d'un siècle, de nombreux auteurs ont cherché à comprendre le fonctionnement de l'articulation temporo-mandibulaire et plus généralement du système stomatognathique (Gysi<sup>50</sup>, 1910 ; Hylander<sup>62</sup>, 1975).

En effet, les contraintes supportées par l'ATM sont un des principaux facteurs régulateurs de la croissance condylienne (Kantomaa et Hall<sup>69</sup>, 1988) et des mécanismes d'adaptation de cette articulation (Herring<sup>54</sup>, 2007).

Connaître leur intensité et leur localisation permettrait de mieux comprendre l'étiopathogénie des dysfonctions articulaires ou les mécanismes de croissance mandibulaire, mais aussi d'optimiser certaines thérapeutiques comme les prothèses articulaires, la chirurgie réparatrice et l'orthopédie mandibulaire.

Les enregistrements invasifs étant impossibles chez l'homme, de nombreux modèles ont été imaginés (Hylander<sup>62</sup>, 1975 ; Koolstra<sup>78</sup>, 1990 et Van-Eijden<sup>141</sup>, 1991 ; Hannan<sup>51</sup>, 1989 ; Haskell et Day<sup>52</sup>, 1986).

Quel que soit le modèle proposé, les paramètres musculaires sont les éléments clés de ces évaluations. Les muscles sont, en effet, les principaux déterminants des mouvements mandibulaires et de la force occlusale et ils assurent aussi la stabilité de l'articulation lors des mouvements sagittaux (Koolstra<sup>78</sup>, 2002).

Dans les différentes simulations du système stomatognathique, les paramètres musculaires (insertion, ligne d'action, force développée) sont évalués par des données moyennes établies le plus souvent à partir de dissections anatomiques, d'enregistrements électromyographiques ou de données d'imagerie sur un très petit nombre de cas. Aucune analyse individuelle n'a été proposée à ce jour.

L'amélioration constante des techniques de tomodensitométrie et les possibilités de réduction des doses de radiations reçues par le patient (Horger et al.<sup>57</sup>, 2005), Francone et al.<sup>36</sup>, 2007) ont conduit à une multiplication considérable du nombre de scanners réalisés (de 5 millions à 20 millions entre 1983 et 1995 aux USA (Mah<sup>92</sup>, 2003), particulièrement en odontologie.

Ces progrès laissent envisager à plus ou moins court terme l'utilisation, dans cette discipline, de la tomodensitométrie, en remplacement, dans un grand nombre de cas, de l'imagerie radiologique conventionnelle, même si les doses de radiations restent encore supérieures (Schulze et al.<sup>123</sup>, 2004 ; Ludlow et al.<sup>89</sup>, 2006 ; Mah<sup>92</sup>, 2003).

En effet, la tomodensitométrie informatisée et ses multiples possibilités de reconstruction, en particulier tridimensionnelle, apportent un gain d'information considérable pour certains patients.

Le développement par Treil et Casteigt, en collaboration avec le CIRAD (Treil, Casteigt et al.<sup>133,135</sup>, 1997, 2000 ; Treil et al.<sup>136</sup>, 2002), d'une analyse céphalométrique 3D du squelette cranio-facial, a largement participé à l'utilisation plus fréquente de la tomodensitométrie en orthopédie-dento faciale.

Dans ce contexte, le développement d'une analyse musculo-squelettique cranio-faciale à partir d'exams tomodensitométriques paraît envisageable. Elle pourrait apporter aux praticiens des informations diagnostiques essentielles pour une analyse biomécanique individualisée du système stomatognathique de leurs patients, affinant les prévisions de croissance et la connaissance du fonctionnement de l'ATM et permettant par suite l'optimisation des solutions thérapeutiques proposées.

La fiabilité de la tomodensitométrie dans l'imagerie squelettique étant largement prouvée, l'objectif principal de cette thèse est d'évaluer la fiabilité et la faisabilité d'une étude des muscles masticateurs sur des exams tomodensitométriques, préalable indispensable au développement d'une telle analyse.

Après une revue de la littérature sur l'imagerie des muscles masticateurs dont nous avons publié la synthèse en 2003 (Boileau, Sampeur<sup>11</sup>), nous n'avons sélectionné pour cette étude de fiabilité que des paramètres dimensionnels, excluant les paramètres de position ou d'orientation envisageables.

En effet, ces paramètres musculaires dimensionnels, volume, surface et dimensions linéaires maximales des muscles sur les coupes axiales, permettent de valider le repérage et le détournement des muscles.

Si cette étape est fiable, les paramètres de position et d'orientation des sangles musculaires ainsi individualisées dépendent essentiellement des techniques de reconstruction et de mesure du logiciel d'exploitation déjà validées par les auteurs. Leur facilité de mise en œuvre et leur reproductibilité pourront être testées ultérieurement.

De plus, ces paramètres dimensionnels sont les plus étudiés en imagerie musculaire, quelle que soit la technique, IRM (Goto <sup>46</sup>, 2006), tomodynamométrie (Huisinga-Fischer <sup>60,61</sup>, 2001, 2004), échographie (Koolstra <sup>78</sup>, 1990). Leurs valeurs moyennes et leur variation en fonction de la typologie squelettique sont ainsi établies, permettant la comparaison de nos résultats.

Cette étude de fiabilité a été conduite en deux étapes successives.

Une première approche clinique, basée sur une collection d'examen tomodynamométriques existants, a analysé la répétitivité intra et inter-observateur de mesures musculaires (Sampeur <sup>115</sup>, soumis) effectuées dans C2000 sur les coupes axiales de ces examens et leur concordance avec les données de la littérature sur l'imagerie des muscles masticateurs, tant sur le plan dimensionnel que pour les variations en fonction de la typologie squelettique (Sampeur <sup>116</sup>, à paraître).

Après cette première étude qui montrait, malgré la différence d'orientation des coupes, une bonne concordance des résultats avec ceux de la littérature, et devant la difficulté à détourner les muscles masticateurs sur certaines coupes, nous avons voulu étudier la fiabilité des images fournies par le scanner.

L'IRM, souvent présentée par les auteurs comme l'examen de choix pour visualiser les tissus mous, a été retenue comme élément de comparaison.

Cette étude comparative pouvait être conduite :

- soit en composant un groupe de sujets volontaires acceptant de subir les 2 examens IRM et tomodynamométrie au niveau cranio-facial ou de patients nécessitant un scanner et acceptant la réalisation d'une IRM en supplément ;
- soit sur des cadavres.

Des considérations éthiques (irradiation de sujets sans bénéfice direct pour les volontaires) et donc par suite la nécessité de l'accord du CCPPRB dans la première hypothèse, mais surtout l'absence dans la littérature de preuve démontrant clairement que l'IRM constitue la technique de référence en imagerie des muscles masticateurs, nous ont conduit à privilégier la deuxième solution. En effet, la réalisation de coupes anatomiques permet une validation directe des images obtenues.

Le nombre de ces coupes étant cependant limité (5 ou 6 coupes seulement exploitables par tête), nous avons maintenu la comparaison de coupes millimétriques d'IRM et de tomodynamométrie.

Deux critères ont été retenus pour cette étude comparative :

- la répétitivité des mesures intra-observateur et inter-observateur pour les 3 types d'images ;
- la concordance des mesures effectuées sur les 3 types de coupes.

Les paramètres mesurés correspondent à ceux utilisés dans la première étude, auxquels l'épaisseur a été ajoutée.



### ***1.1. PRESENTATION DE L'ARTICLE***

#### **Apport de la tomодensitométrie dans l'étude de la musculation cranio-faciale.**

##### **Revue de la littérature**

MJ Boileau, M Sampeur, A Radzkiewicz. Rev Orthop Dento Faciale 37 :75-92, 2003.

Cet article, rédigé en 2002, présente dans une première partie les trois principales techniques utilisées en imagerie des muscles masticateurs : IRM, ultrasonographie et tomодensitométrie, ainsi que les paramètres musculaires étudiés.

La deuxième partie, plus clinique, rapporte les relations établies entre la morphologie squelettique et les paramètres musculaires précédents.

### ***1.2. SYNTHÈSE ET ACTUALISATION***

Nous ne reprendrons ici succinctement, en les actualisant, que les principales conclusions rapportées dans cet article concernant :

- les objectifs de ces études ;
- les protocoles d'étude et les moyens utilisés ;
- la précision et la fiabilité des mesures obtenues ;
- les normes établies ;
- les relations musculature-squelette.

#### **1.2.1. Evolution des études : objectifs et protocoles**

Depuis le début de l'utilisation des techniques d'imagerie pour la visualisation des muscles masticateurs, l'objectif des études réalisées et les protocoles employés ont évolué parallèlement aux progrès de ces techniques. En effet, dans les années 1990, les auteurs ont surtout travaillé à la mise au point des protocoles d'étude (Van Spronsen<sup>142</sup>, 1989 ; Weijs et Hillen<sup>148</sup>, 1984 ; Xu<sup>153</sup>, 1994 ; Bakke<sup>4</sup>, 1992 ; Raadsheer<sup>103</sup>, 1994), tout en étudiant la biomécanique articulaire (Hannam<sup>51</sup>, 1989 ; Van Spronsen<sup>145</sup>, 1996 ; Sasaki<sup>118</sup>, 1989) et surtout les caractéristiques musculaires en fonction de la typologie squelettique (Bakke<sup>4</sup>, 1992 ; Van Spronsen<sup>143</sup>, 1991 ; Weijs et Hillen<sup>151</sup>, 1986 ; Raadsheer<sup>105,106</sup>, 1996, 1999 ; Gionhaku<sup>43</sup>, 1989 ; Benington<sup>6</sup>, 1999 ; Kubota<sup>98</sup>, 1998 ; Kiliaridis<sup>73</sup>, 1991),

dans les prognathismes mandibulaires (Ariji<sup>3</sup>, 2000), dans les hyperdivergences mandibulaires (Van Spronsen<sup>144</sup>, 1992 ; Djoudi<sup>26</sup>, 1995) et dans les asymétries faciales (Huisinga-Fisher<sup>59</sup>, 2001 ; Amezian<sup>2</sup>, 1995 ; Vergez<sup>147</sup>, 1997).

Depuis les années 2000, parallèlement à la poursuite de ces thèmes, ces techniques d'imagerie et en particulier la tomодensitométrie sont utilisées dans l'évaluation des modifications musculaires après thérapeutique, le plus souvent chirurgicale (Mackool<sup>90</sup>, 2003, distraction ; Nichol<sup>98</sup> 2003, irradiation thérapeutique ; Lo<sup>87</sup>, 2005, chirurgie de réduction des angles goniaux ; Katsumata<sup>72</sup> 2004, chirurgie des prognathismes mandibulaires).

Enfin, en 2006, l'IRM et la tomographie à émission de positron ont été couplées pour évaluer l'activité relative des différents muscles masticateurs lors des mouvements d'ouverture et de fermeture.

Parallèlement à cette évolution des objectifs de recherche, les progrès techniques réalisés ont permis des modifications des protocoles d'enregistrement et de mesure, surtout en tomодensitométrie où la réduction de la dose de radiations délivrée s'est accompagnée d'une diminution de l'épaisseur (8 mm (Gionhaku et Lowe<sup>43</sup>, 1989) à 2 mm (Takashima<sup>125</sup>, 2003), et de l'espacement des coupes, améliorant la précision des images. Le développement des scanners hélicoïdaux autorise aujourd'hui des reconstructions tridimensionnelles selon des orientations différentes d'excellente qualité (Katsumata<sup>72</sup>, 2004 ; Ueki<sup>139</sup>, 2006).

Cette visualisation des sangles musculaires dans différents plans de l'espace est essentielle pour la détermination du grand axe musculaire et des zones d'insertion dans les études biomécaniques (Koolstra<sup>78</sup>, 1990 ; Van Spronsen<sup>145</sup>, 1996).

L'orientation des coupes d'acquisition en tomographie et en IRM et des images en ultrasonographie est variable selon les études :

- Parallèle au plan de Francfort (Xu<sup>153</sup>, 1994 ; Maki<sup>93</sup>, 2001 ; Ueki<sup>139</sup>, 2006) ;
- Perpendiculaire au grand axe du muscle (Van Spronsen<sup>145</sup>, 1996 ; Benington<sup>6</sup>, 1999 ; Weijs<sup>151</sup>, 1986 ; Goto<sup>48</sup>, 2005) ;
- Parallèle au plan d'occlusion (Ruf<sup>113</sup>, 1994 ; Takashima<sup>125</sup>, 2003).

Dans certains travaux récents, les coupes sont reconstruites perpendiculairement au grand axe du muscle, ou les mesures effectuées selon l'orientation du plan de Francfort sont ensuite corrigées en fonction de l'orientation musculaire (Katsumata<sup>72</sup>, 2004).

Initialement réalisées après digitalisation d'un relevé sur papier acétate des contours musculaires (Van Spronsen<sup>142,144</sup>, 1989, 1992 ; Gionhaku et Lowe<sup>43</sup>, 1989 ; Xu<sup>153</sup>, 1994), les mesures de volume et de surface sont maintenant directement effectuées par les logiciels de traitement de l'image.

De plus, même si une série de coupes axiales est le plus souvent détournée pour la détermination du volume musculaire, relativement peu d'auteurs (Weijs et Hillen<sup>148,150</sup>, 1984, 1985 ; Goto<sup>48</sup>, 2005 ; Maki<sup>93</sup>, 2001 ; Xu<sup>153</sup>, 1994 ; Furuuchi<sup>138</sup>, 2005) ont mesuré la surface de section des muscles sur l'ensemble des coupes en raison du temps nécessaire. La situation de la coupe mesurée pour la détermination de la surface de section maximale ou de l'épaisseur est un des facteurs de variation important dans les différents protocoles utilisés.

Ainsi, pour le masséter, en ultrasonographie, la plupart des auteurs mesurent l'épaisseur au niveau de la partie ventrale du muscle, dans la région centrale (Bakke<sup>4</sup>, 1992 ; Benington<sup>6</sup>, 1999 ; Raadsheer<sup>103</sup>, 1994).

Cette zone est localisée par rapport à des repères osseux ou cutanés, 2 cm au dessus du bord mandibulaire (Bakke<sup>4</sup>, 1992) ou sur la droite joignant l'encoche de l'oreille à la commissure labiale (Kubota<sup>80</sup>, 1998).

En IRM et en tomographie, des repères osseux ou dentaires sont le plus souvent retenus pour localiser la coupe de surface de section maximale. Ainsi, les auteurs ont retenu pour la mesure du masséter les coupes passant :

- au centre du muscle sur une douzaine de mm correspondants aux racines des dents maxillaires (Van Spronsen<sup>142</sup>, 1989, 1991) ;
- 8 mm (Xu<sup>153</sup>, 1994) ou 5 mm (Ueki<sup>139</sup>, 2006) au dessus des foramens mandibulaires ;
- 20 mm au dessous du plan de Francfort (Endo<sup>32</sup>, 1999) ;
- 30 mm en haut et en avant de l'angle mandibulaire (Van Spronsen<sup>142</sup>, 1989) ;
- 2 cm au dessus de l'encoche prégoniaque (Nichol<sup>98</sup>, 2003) ;
- 1 cm au dessus du plan d'occlusion maxillaire (Katsumata<sup>72</sup>, 2004).

Pour le ptérygoïdien médial, Xu<sup>153</sup>(1994) situe la surface de section maximale au niveau de la coupe passant par le foramen mandibulaire.

Cependant, après mesure de toutes les coupes (coupes tous les mm) concernant les masséters, les ptérygoïdiens médiaux et latéraux, Goto<sup>48</sup> (2005) conclut que la localisation de la surface de section maximale est variable selon les individus et les muscles étudiés. En effet, ces variations individuelles sont moindres pour le ptérygoïdien médial et quasi inexistantes pour le ptérygoïdien latéral.

Enfin, plus récemment, certains auteurs ont étudié l'influence de l'état de contraction ou de relaxation musculaire (Raadsheer<sup>104</sup>) ou celle de l'ouverture buccale (Goto<sup>48</sup>, 2005) sur ces mesures.

### **1.2.2. Fiabilité et comparaison des mesures obtenues**

Différents auteurs ont étudié la répétitivité (fiabilité intra-observateur) et la reproductibilité (fiabilité inter-observateur) des mesures musculaires en imagerie moderne. D'autres ont comparé les résultats obtenus en fonction de la technique choisie.

Les méthodes statistiques retenues pour l'analyse de ces séries de données diffèrent selon les auteurs :

- Différences relatives entre les mesures et intervalle de confiance de ces différences (Abate<sup>1</sup>, 1994) ;

- Méthode de la double détermination de Dahlberg.  

$$\text{Erreur de la méthode} = \sqrt{\Sigma d^2 / 2N}$$
 (Kiliaridis <sup>73</sup>, 1991 ; Raadsheer <sup>105</sup>, 1996 ; Kubota <sup>80</sup>, 1998) ;
- Analyse de variance pour mesures répétées (Nichol <sup>98</sup>, 2003 ; Raadsheer <sup>103</sup>, 1994) ou test t pour séries appariées ;
- Coefficient de corrélation de Pearson – coefficient de corrélation intra-classe
- Comparaison de la droite de régression à la droite d'identité (Nichol <sup>98</sup>, 2003).

L'utilisation de ces diverses méthodes d'estimation rend la comparaison des résultats obtenus difficile.

Pour les auteurs, les différentes techniques d'imagerie permettent l'étude des muscles masticateurs. Elles sont considérées comme fiables et reproductibles.

La précision des mesures effectuées sur CT dépend :

- de l'épaisseur des coupes ;
- du plan de coupe ;
- de la fenêtre choisie (centre et largeur) (Huisinga-Fischer et al. <sup>61</sup> (2004) constatent que des variations de -30 UH à +30 UH entraînent des variations volumétriques de +5 à -8 %)
- de la taille de la matrice ;
- de la technique de reconstruction ;
- des artéfacts.

Au niveau des membres, la tomодensitométrie permet de visualiser clairement les limites des tissus mous et donc de mesurer ces différentes structures (Hudash <sup>58</sup>, 1985). Au niveau de la jambe, Hudash et al. <sup>58</sup> (1985) constatent une bonne reproductibilité des mesures musculaires. Les différences relatives entre les mesures tomодensitométriques et les mesures sur coupes anatomiques de la masse musculaire varient, selon la localisation des coupes, entre 0,5 et 17 %. L'identification des différents faisceaux musculaires est plus difficile. Elle dépend de la quantité de tissu graisseux. Les différences relatives entre les mesures de chaque muscle au 1/3 moyen de la cuisse, sur coupes tomодensitométriques et sur coupes anatomiques, varient de 7,5 à 22,7 % selon les muscles.

Pour Katsumata <sup>72</sup>(2004) et Raustia <sup>108</sup>(1998), la tomодensitométrie est un moyen adéquat pour évaluer les muscles masticateurs.

Classiquement, l'IRM est considérée comme une technique parfaitement adaptée à la représentation des tissus mous. Elle offre un très bon contraste, permet des acquisitions tridimensionnelles et présente une parfaite innocuité (Lacan <sup>83</sup>, 1993). Cependant, sa fiabilité au niveau des muscles masticateurs n'a été établie qu'en comparaison avec le CT (Van Spronsen <sup>142</sup>, 1989). Nichol <sup>98</sup>(2003) rapporte une bonne corrélation entre les mesures sur IRM et sur tomодensitométrie, mais la droite de régression diffère significativement de la droite d'identité, traduisant des différences non négligeables entre les deux types de mesures.

La forme complexe des muscles masticateurs et leurs limites peu définissables entraînent au niveau des reconstructions des imprécisions de mesure (Koolstra <sup>78</sup>, 1990).

Classés selon le type d'étude, les résultats des études de répétitivité et de reproductibilité des mesures des muscles masticateurs ou des études comparatives sont regroupés dans le tableau I. Dans l'ensemble, les variations intra-observateur sont comprises le plus souvent entre 4 et 10 %. Dheyriat <sup>24</sup>,(1997) constate lors d'une étude sur fantôme en IRM une modification du volume de 10 % lors d'une acquisition tridimensionnelle contre 5% en bidimensionnel. Cependant, l'IRM reconstruite en tridimensionnel reste une méthode d'étude fiable du volume conforme aux images anatomiques (Gaudy <sup>40,41</sup>, 2000, 2001).

Auteur	Technique Imagerie	Mesures-Muscles	Protocole	Méthode Statistique	Résultats	Conclusion
Kiliaridis et al. (1991)	US	épaisseur masséter	mesures répétées 2 fois	diff. relatives méthode de Dahlberg	relaxé 0,49 ± 5,21% contracté 0,43 ±3,6%	Fiable
		contracté-relaxé	mesures répétées 2 fois	méthode de Dahlberg	contracté 46% relaxé 7,1%	Fiable

Van Spronsen et al. (1996)	IRM	orientation du muscle		diff. relatives	< 4 %	Fiable
Raadsheer et al. (1994)	US	épaisseur masséter 3 sites de mesure contracté-relaxé	mesures répétées 2 fois	diff. relatives	5,3 % - 15,3 %	Fiable + choix du site
Van Spronsen et al. (1989)	IRM	surface, section masséter, temporal, PM	mesures répétées 2 fois	diff. relatives	M: 5,2 % et 4,7 % T: 12,4 % et 8,4 % PM: 6,9% et 4,5% PL: 9,7 % et 11,6 %	Fiable
Raadsheer et al. (1996)	US	épaisseur masséter 1 site de mesure contracté relaxé	mesures répétées 2 fois (20 sujets)	méthode de Dahlberg	relaxé: 0,42 ± 4,1% contracté 0,45 ± 3,6%	Fiable
Raadsheer et al. (1999)	US	épaisseur masséter, temporal, digastrique	mesures répétées 2 fois (10 sujets)	méthode de Dahlberg	M: 0,5 (3,7 à 4%) T: 0,5 (3,7%) D: 0,5-0,4 (7,2 à 6,6%)	Fiable
Kiliaridis et al. (2007)	US	épaisseur masséter	mesures répétées 2 fois (20 sujets)	méthode de Dahlberg	<0,3mm à 2,5%	Fiable
Xu et al. (1994)	CT	surface de section, volume masséter et PM	1 coupe 20 fois	coeff. de variabilité	0,93%	Fiable
			20 coupes 2 fois	méthode de Dahlberg	4,614	Fiable
Kubota et al. (1998)	US	épaisseur masséter relaxé-contracté	mesures répétées 2 fois 21 images	méthode de Dahlberg	relaxé 0,51 ± 3,22 % contracté 0,6 ± 3,59 %	?
Bakke et al. (1992)	US	épaisseur masséter	mesures répétées 2 fois	méthode de Dahlberg	3 à 7 %	?
			5 cas	coeff. corrélation	r: 0,9-0,99	?
Huisinga-Fischer et al. (2004)	CT	volume	2 observations 6 cas	coeff. corrélation	M: 0,994 PM: 0,960 PL: 0,982 T: 0,998	
Ariji et al. (2000)	CT	surface, inclinaison et rapport surf/long masséter	mesures répétées 5 fois 1 images	coeff. variance	0,5% angle 3,76% surface 4,99% rapport	?
Furuuchi et al. (2005)	CT	épaisseur masséter		coeff. variance	1%	
Nichol et al. (2003)	CT	surface, section masséter et PM	3 observateurs 1 observateurs 2 observateurs 2 observateurs	coeff. intraclass	M: 95,6 PM: 95 M: 96,7 PM: 96,3	

Tableau I : études de répétitivité ou reproductibilité des mesures des muscles masticateurs dans la littérature

### **1.2.3. Dimensions des muscles masticateurs**

L'ensemble des études réalisées (Gionhaku et Lowe <sup>43</sup>, 1989 ; Weijs et Hillen <sup>151</sup>, 1986 ; Kiliaridis <sup>73,74</sup>, 1991,2007) souligne la grande variabilité individuelle des mesures des différents muscles masticateurs. Cette variabilité individuelle et les protocoles expérimentaux différents expliquent les écarts importants rencontrés entre certaines études.

Le tableau II inspiré de celui de Benington <sup>6</sup> (1999) et complété par des études récentes regroupe l'ensemble des dimensions moyennes rapportées par les auteurs. Le masséter est significativement plus volumineux que les muscles ptérygoïdiens. Cette différence concerne l'ensemble des mesures effectuées (volume, surface de section, épaisseur, largeur, hauteur).

Les résultats des diverses études ne montrent pas d'influence nette de la technique d'imagerie utilisée sur les différences observées. La variabilité individuelle, le choix des coupes mesurées semblent les expliquer davantage.

Auteur	Masséter Technique imagerie	Volume (cm <sup>3</sup> )		Surface (cm <sup>2</sup> )		Epaisseur (mm)		Largeur (mm)		Longueur (cm)	
		hommes	femmes	Hommes	femmes	hommes	femmes	hommes	femmes	hommes	femmes
Benington et al. (1999)	US	23 (± 7.1)	11.3 (± 0.7)	4.6 (± 1.0)	3.1 (± 0.4)	11.1 (± 1.3)	9.5 (± 1.2)	40.8 (± 4,3)	34.2 (± 4,1)	5.4 (± 0.6)	4.7 (± 0.8)
Matsushima et al. (1998)	CT	moy 34.9	moy 34.9								
Close et al. (1995)	US			4.3 (±1.5)	3.0 (±1.2)						
Raadsheer et al. (1994)	US					15.9 (± 2.5)					
	IRM					16.8 (± 2.3)					
Ruf et al. (1994)	US			6.6 (± 1.0)	5.3 (± 1)	15.1 (±1.9)	13.3 (± 1.6)	51.8 (± 5.6)	48.5 (± 5.2)		
Xu et al. (1994)	CT	23.5 (± 6)	17.6 (± 0.7)	5.4 (±1.1)	4.4 (± 0.8)						
Bakke et al. (1992)	US						12.6 (± 1.8)				
Killiaridis et al. (1991)	US					15.1 (± 1.9) relaxé : 9.7 (±1.5)	13.0 (± 1.8) relaxé : 8.7 (± 1.6)				
Goto et al. (2006)	IRM	29.8	5.3								
Goto et al. (2005)	IRM			5.2 (± 1.1)						7.9	
Goto et al. (2002)	IRM	29.2 (24.6 à 31.6)	29.2 (24.6 à 31.6)	5.5 (4.8 à 6.1)							
Maki et al. (2001)	CT			3.77 (± 0.7)	3.5 (±0.85)						
Ariji et al. (2000)	CT			4.07	5.22						
Endo et al. (1991)	CT			3.81 à 3.99	2.88 à 2.93						
Furuuchi et al. (2005)	US			13.4 ± 1.35							
Dheyriat et al. (1997)	IRM	24.4 ± 2.4	16.4 ± 2.8							4.7	6.8

#### Ptérygoidien médial

Etude	Technique Imagerie	Volume		Surface (cm <sup>2</sup> )	
		hommes	femmes	Hommes	femmes
Maki et al. (2001)	CT			2.77 ± 0.8	2.6 ± 0.5
Goto et al. (2002)	IRM	10.4 (8.7- 13.2)		3.4 (3.2- 3.7)	
Goto et al. (2005)				3.0 ± 0.6	
Gionhaku et al. (1989)	CT	11.5 ± 2.01		4.6 ± 0.6	

Tableau II : dimensions musculaires ; données de la littérature

### 1.2.4. Relations Musculature- Squelette

Une meilleure connaissance des relations entre la musculature masticatrice et le développement squelettique cranio-facial est l'objectif principal de la majorité des études de ces sangles musculaires en imagerie.

Les résultats de ces travaux sont concordants ; ils révèlent des fortes liaisons entre le développement cranio-facial vertical et, à un degré moindre, transversal, et la morphologie des muscles masticateurs. Dans le sens sagittal, peu de corrélations ont été mises en évidence.

#### 1.2.4.1. Relations squelettiques verticales

Volume, surface de section, épaisseur et orientation du masséter et du ptérygoidien médial sont étroitement corrélés au développement vertical de la face : des masséters volumineux sont associés à la morphologie squelettique des hypodivergents, caractérisée par un fort développement vertical de la face antérieure associé à un angle mandibulaire fermé (Tableau III)

Le masséter serait légèrement plus vertical chez les sujets hyperdivergents (Van Spronsen <sup>145</sup>, 1996). A l'opposé, des masséters peu volumineux sont retrouvés chez les hyperdivergents.

	Masséter					Ptérygoidien médial
	largeur	volume	surface	épaisseur	orientation	volume
Inclinaison mandibulaire		<b>C &lt; 0</b> Benington Higashino Gionhaku		<b>C &lt; 0</b> Benington Higashino Bakke Kubota		<b>C &lt; 0</b> Gionhaku
Hauteur Faciale Postérieure	<b>C &gt; 0</b> Kasai	<b>C &gt; 0</b> Benington Higashino Gionhaku		<b>C &gt; 0</b> Benington Bakke Kubota		
Hauteur Faciale Antérieure			<b>C &lt; 0</b> Ruf Raadsheer	<b>C &lt; 0</b> killiaridis Bakke		
Angle Goniale		<b>C &lt; 0</b> Benington Higashino Gionhaku		<b>C &lt; 0</b> Benington		<b>C &lt; 0</b> Gionhaku
Divergence		<b>C &lt; 0</b> Ruf Maki		<b>C &lt; 0</b> Satiroglu	Hyper Orientation plus verticale Van Spronsen	<b>C &lt; 0</b> Gionhaku Maki
Rotation antérieure		<b>C &gt; 0</b> Eckhardt		<b>C &gt; 0</b> Kubota		

Tableau III : corrélation musculature - squelette dans la littérature

#### **1.2.4.2. Relations squelettiques transversales**

Deux types d'études ont été conduites dans la dimension transversale :

- celles portant sur des sujets symétriques, montrant une corrélation positive entre les dimensions de la sangle ptérygo-massétéridienne et le développement facial transversal (Hannam et Wood <sup>51</sup>, 1989 ; Van Spronsen <sup>144</sup> 1992, Kiliaridis <sup>73</sup>, 2007)
- celles portant sur des sujets asymétriques (latérogathie mandibulaire (Goto <sup>46</sup>, 2006 ; Vergez <sup>147</sup>, 1997), ou microsomie hémifaciale (Huisinga-Fischer <sup>61</sup>, 2004), qui confirment les résultats précédents.

Les muscles masticateurs sont moins développés chez les sujets asymétriques ; le masséter en volume et en surface de section ; le ptérygoidien médial en volume seulement. La réduction est plus importante côté dévié. Par rapport aux témoins, le masséter est plus vertical en vue frontale du côté de la déviation et en vue sagittale du côté opposé, alors que le ptérygoidien médial est moins vertical en vue frontale du côté de la déviation et plus vertical en vue sagittale du côté opposé. (Goto, 2006).

Huisinga-Fischer<sup>60</sup> note également une différence relative, entre le côté sain et le côté atteint, de 35,88 % pour le masséter, 20,06 % pour le ptérygoidien médial, 22,28 % pour le ptérygoidien latéral, 24,21% pour le temporal.

Dans les cas d'occlusion inversée des secteurs latéraux, Kiliaridis <sup>74</sup> (2007) observe un hypodéveloppement du masséter ipsilatéral.

#### **1.2.4.3. Relations squelettiques antéro-postérieures**

Les études sont moins nombreuses et parfois contradictoires.

La longueur mandibulaire est corrélée aux dimensions de la sangle ptérygomassétéridienne (Weijs et Hillen <sup>151</sup>, Raadsheer <sup>103</sup>).

Dans les classes III, le masséter présente une surface de section plus réduite et une inclinaison plus faible par rapport au plan de Francfort. De plus, dans les microsomies, l'hypodéveloppement musculaire du côté atteint est associé à un hypodéveloppement squelettique de ce côté dans le sens transversal certes, mais aussi dans le sens sagittal.

## **2. MATERIELS ET METHODES**

(Annexe 1)

### **2.1. ECHANTILLONS ETUDIES**

#### **2.1.1. Etude rétrospective sur examen tomodensitométrie de patients**

34 examens tomodensitométriques du crâne, réalisés dans le cadre d'explorations sinusiennes ou de bilans préchirurgicaux dans le service de Neuroradiologie du Dr Treil à la clinique Pasteur (Toulouse, France), ont été sélectionnés pour cette étude en fonction de la typologie squelettique verticale et sagittale des patients.

L'échantillon est composé de 18 femmes et 16 hommes d'âge compris entre 20 ans et 45 ans. La classe squelettique et la divergence des sujets ont été évaluées sur le scout view (cliché d'orientation des coupes d'acquisition réalisé en mode radiographique).

La composition de l'échantillon selon ces deux critères est présentée dans le tableau IV.

	<b>Hyperdivergents</b>	<b>Hypodivergents</b>	<b>Mésodivergents</b>	<b>Total par classe squelettique</b>
<b>Classe I</b>	3	3	3	9
<b>Classe II</b>	4	5	3	12
<b>Classe III</b>	5	4	4	13
<b>Total par type vertical</b>	12	12	10	34

Tableau IV : caractéristiques squelettiques de l'échantillon

#### **2.1.2. Etude sur pièces anatomiques**

Compte-tenu des disponibilités du laboratoire d'anatomie de l'université Victor Segalen Bordeaux 2, 10 têtes congelées de cadavres ont pu être sélectionnées en fonction de leur état de conservation entre mars 2005 et mars 2006.

L'échantillon est composé de 3 hommes et 7 femmes âgés de 58 à 85 ans au moment du décès. Cinq têtes ont été formolées avant la congélation.

##### Préparation des pièces anatomiques.

Afin de réduire les artéfacts en imagerie, les prothèses métalliques ont été retirées (retrait des prothèses amovibles, extraction des dents coiffées).

Chaque tête est identifiée par une étiquette cousue sur le coté du crâne portant un code indiquant :

- le sexe (F ou H) ;
- le mode de conservation (C : congelée, FC : formolée et congelée) ;
- le numéro du sujet dans l'étude (1 à 10).

Trois segments de fil orthodontique .018 inch ont été placés sur les points Menton, A et Nasion.

Ces repères métalliques visibles sur le scout view faciliteront l'orientation du tracé de découpe.

L'utilisation d'une échelle en tissu portant des repères métalliques tous les centimètres a dû être abandonnée lors des essais car génératrice de trop d'artéfacts.



Deux flashes automatiques éclairent la coupe et une cage anti-réflexion évite les reflets.  
Une règle graduée tous les centimètres et demi-centimètres est disposée à côté des coupes lors des photographies pour calculer l'échelle.

Les photographies sont enregistrées au format NEF et JPEG.

## **2.3. TRAITEMENT DES IMAGES ET MESURES**

### **2.3.1. Images tomодensitométriques et en résonance magnétique nucléaire**

Le traitement des images tomодensitométriques et IRM a été réalisé de la même manière dans les deux études.

#### **2.3.1.1. Détourage des muscles masticateurs**

Les images tomодensitométriques ou IRM en format DICOM sont, dans un premier temps, converties, à l'aide du logiciel CONV de la gamme CEPHA développée par le CIRAD de Montpellier, au format AMAP compatible avec le logiciel C2000.

Elles sont ensuite traitées dans ce logiciel. Sur toutes les coupes axiales où ils sont visibles, les muscles masticateurs étudiés (masséters, ptérygoïdiens médiaux et latéraux et temporaux) sont repérés, et le tracé de leurs contours (détourage) est réalisé avec une tablette graphique (WACOM).

Lorsque la surface musculaire est parfaitement et totalement délimitée, elle peut être coloriée grâce à la fonction « remplissage » du logiciel.

Les différents muscles ainsi mis en évidence sont alors considérés par le logiciel comme des « sélections » distinctes dont il peut déterminer les axes d'inertie ou calculer les dimensions grâce à sa fonction « mesure ».

Cette opération de détourage a été validée par un radiologue et un anatomiste.

#### **2.3.1.2. Mesures effectuées**

La fonction « mesure » du logiciel permet de calculer automatiquement le volume de chaque sélection, soit ici le volume de chaque muscle, en  $\text{mm}^3$  en activant la fonction « volume » lors de la reconstruction tridimensionnelle cranio-faciale.

Au niveau des coupes, elle permet de calculer la surface en  $\text{cm}^2$  d'un muscle sélectionné en positionnant dessus la cible de la fonction « surface ». Enfin, la mesure de distance en cm est effectuée en positionnant les deux cibles du logiciel activées par la fonction « distance » sur les extrémités du segment à mesurer.

Dans l'étude rétrospective tomодensitométrique, nous avons calculé ou mesuré :

- le volume de chacun des huit muscles masticateurs étudiés ;
- leur surface sur une coupe sur cinq ;
- leur plus grande dimension linéaire sur la coupe mesurée pour les surfaces.

Dans l'étude sur pièces anatomiques, nous avons mesuré sur les examens IRM et tomодensitométriques :

- le volume des quatre muscles masticateurs étudiés ;
- leur surface de section sur toutes les coupes où ils apparaissent ;
- leur « largeur » et leur « épaisseur » (dimension maximale perpendiculaire à la largeur) sur toutes les coupes.

### **2.3.2. Images photographiques des coupes anatomiques**

Ces images ne peuvent être traitées par le logiciel C2000 qui ne reconnaît pas leur format.

Nous avons donc utilisé le logiciel Osirix pour ordinateur Macintosh.

La fonction « crayon » permet de tracer des contours musculaires avec possibilité de correction. Comme C2000, ce logiciel calcule les surfaces des régions d'intérêt (ROI) ainsi délimitées et leurs plus grandes dimensions.

### **2.3.3. Calage des coupes**

#### **2.3.3.1. Calage des coupes tomodensitométriques et IRM**

Une fois les mesures réalisées, les coupes scanner et IRM ont été calées les unes par rapport aux autres pour permettre la comparaison coupe à coupe des mesures obtenues.

Pour ne pas biaiser les résultats, ce calage a été effectué par deux radiologues ne connaissant pas les résultats des différentes mesures.

Pour chaque sujet, la succession des coupes de chaque examen a été imprimée et collée en forme de dépliants. Cette méthode permet l'observation simultanée de plusieurs coupes voisines des deux examens.

Le calage des coupes a été basé sur des critères anatomiques, osseux le plus souvent :

- le palais osseux ;
- la forme des structures mandibulaires visibles sur les coupes ;
- la forme des vertèbres ;
- les foramens d'émergence des branches du V et de certains vaisseaux.

Chaque radiologue a réalisé le calage séparément, mais leurs observations ont conduit à des résultats analogues.

#### **2.3.3.2. Coupes IRM-SCAN – coupes anatomiques**

Le nombre de coupes anatomiques étant plus limité et leur épaisseur plus variable, chaque coupe anatomique a été calée individuellement par rapport aux coupes IRM-SCAN déjà calées.

Les mêmes structures de référence ont été utilisées pour établir la correspondance anatomie-imagerie ainsi que certaines structures musculaires non masticatrices ou nerveuses particulièrement visibles (foramens de la base du crâne, canaux semi-circulaires latéraux, symétrie de l'apparition des sinus, symétrie des structures cérébrales).

Lorsque les références observées montraient une bascule de la tête dans un plan frontal sur la coupe anatomique, le calage a été effectué sur les deux héli-coupes droite et gauche séparément (4 cas).

## **2.4. METHODES D'ANALYSE STATISTIQUE**

Dans les différentes étapes de ce travail, l'analyse des mesures a été réalisée :

- sur les valeurs individuelles de chaque coupe (analyse coupe à coupe) ;
- sur les valeurs moyennes de chaque sujet (analyse globale).

Ces dernières, en effet, permettent une approche globale du muscle étudié. Elles représentent donc les variables musculaires dimensionnelles à prendre en compte dans une analyse biomécanique. Ce sont aussi celles retenues par les différents auteurs pour les études comparatives entre les différentes typologies squelettiques.

L'étude coupe à coupe présente un double intérêt : elle permet une comparaison beaucoup plus précise des mesures répétées (études intra, inter-observateur ou différentes techniques d'imagerie) et surtout de localiser les zones musculaires les plus difficilement repérables ou les plus représentatives du muscle.

### **2.4.1. Etude descriptive**

Avant toute analyse comparative, une étude descriptive (moyenne, écart type, maximum, minimum) a été réalisée, pour toutes les variables musculaires, au niveau des individus étudiés et de l'ensemble de l'échantillon.

## 2.4.2. Etude de la répétitivité et de la reproductibilité des mesures

L'analyse des données des études intra-observateur et inter-observateur cliniques ou sur cadavre a été conduite, pour l'ensemble des sujets, puis par sujet, selon la méthode suivante :

- Réalisation du nuage des points ((observation 1, observation 2) ou (observateur 1, observateur 2)) ;
- Etude de sa forme, valeur du coefficient de corrélation ;
- Détermination de la droite de régression et comparaison de sa pente et de son ordonnée à l'origine avec la droite d'identité.

Cette étude des liaisons entre les deux séries de mesures a été complétée par l'étude des différences observées entre elles.

Nous avons calculé :

- Les différences relatives entre les deux séries de mesures :

$$DR = O1-O2 / \text{Moyenne } (O1, O2) \times 100$$

Dans le cadre des comparaisons avec les coupes anatomiques, la moyenne des deux mesures est remplacée par la mesure de la coupe anatomique, qui est la référence.

- L'erreur de mesure selon la méthode de Dahlberg

$$\text{Erreur} = \sqrt{\Sigma d^2 / 2N} \quad \begin{array}{l} \Sigma d^2 = \text{somme des carrés des différences} \\ N = \text{nombre de couples de mesures répétées} \end{array}$$

Cette erreur est ensuite exprimée en pourcentage de la moyenne de la mesure correspondante.

Nous avons réalisé la représentation graphique de Bland et Altman qui permet de visualiser les différences obtenues en fonction de la moyenne des mesures effectuées. (Bland et Altman<sup>9</sup>, 1986 ; Grenier<sup>49</sup>, 2000).

La valeur statistique des différences observées a été testée en fonction du nombre de mesures effectuées et de la distribution des variables par un test t de Student pour séries appariées ou par un test de Wilcoxon.

La localisation des discordances a été recherchée par sujet en analysant les deux courbes représentant les mesures en fonction du niveau de coupe.

Dans le cadre de l'étude rétrospective, le nombre de sujets a permis l'analyse des valeurs moyenne par sujet, qui ont été étudiées de la même manière puis comparées grâce à un test de Wilcoxon.

## 2.4.3. Etude comparative des méthodes de mesure

### 2.4.3.1. Comparaison IRM-SCAN

Une étude préliminaire globale sur l'ensemble des coupes de tous les sujets, basée sur le calcul des coefficients intra-classe et les représentations graphiques de Bland et Altman, a mis en évidence des différences relatives non négligeables. Elle nous a conduit à rechercher les erreurs de saisie puis à analyser les discordances entre les deux méthodes de mesure.

Nous avons donc appliqué le protocole d'analyse suivant aux résultats de chaque sujet :

- Réalisation des 2 courbes représentant les valeurs obtenues avec chaque méthode en fonction des coupes recalées ;
- Recherche et correction des valeurs aberrantes (variations brutales et importantes dans la courbe). Les erreurs de saisie ont été corrigées directement et les mesures aberrantes ont été modifiées après nouvelle mesure de la coupe concernée mais aussi des 2 coupes précédentes et des 2 coupes suivantes ;
- Réalisation des 2 courbes corrigées et identification des coupes présentant des mesures discordantes pour localiser ces zones et rechercher ultérieurement les causes de la discordance.

L'analyse comparative des mesures réalisées sur IRM et sur scanner a dans un deuxième temps été conduite de manière identique à l'étude de la répétitivité et de la reproductibilité (étude coupe à coupe et étude des paramètres moyens).

Les différences observées sont interprétées à la lueur de la répétitivité et de la reproductibilité des mesures effectuées sur scanner et sur IRM.

#### **2.4.3.2. Etude comparative des mesures en imagerie et des mesures sur pièces anatomiques**

La comparaison simultanée des mesures effectuées sur les 3 supports a été effectuée grâce à une ANOVA à une dimension pour mesures répétées, puis les mesures sur examen tomodensitométrique et les mesures en IRM ont été comparées séparément avec les mesures anatomiques, selon le protocole d'étude de la répétitivité des mesures déjà décrit. Les mesures anatomiques représentent la valeur de référence, les différences et variations observées seront donc interprétées par rapport au coefficient de variation de ces mesures anatomiques.

#### **2.4.4. Etude des paramètres musculaires en fonction de la typologie squelettique**

Les variations significatives des paramètres musculaires moyens en fonction des typologies squelettiques verticale et antéro-postérieure ont été recherchées grâce à un test de Kruskal-Wallis complété par des comparaisons multiples analysant les différences entre les sous groupes 2 à 2. Les typologies squelettiques verticale et antéro-postérieure ont été étudiées séparément puis simultanément

### **3. RESULTATS**

Pour faciliter la comparaison des différents résultats obtenus, nous avons choisi de les regrouper en fonction de la finalité des études menées.

#### **3.1. ETUDE DE LA REPETITIVITE ET DE LA REPRODUCTIBILITE DES MESURES DES MUSCLES MASTICATEURS**

##### **3.1.1. Etude rétrospective sur examen tomodensitométrie de patients**

(Tableaux de présentation des résultats : annexe 2.1)

Ce travail a donné lieu à une publication :

##### **Reliability of masticatory muscles measurements on CT scans.**

M Sampeur, M Ben-Malek, MJ Boileau. Soumis à *Dentomaxillofac Radiol*

Le nombre de cas étudiés (10) a permis une étude des mesures regroupées de toutes les coupes de tous les sujets portant sur 150 coupes pour les masséters et 120 coupes pour les ptérygoidiens médiaux, et une étude des résultats moyens par individu.

##### **3.1.1.1. Etude coupe à coupe sur l'ensemble des sujets**

###### *3.1.1.1.1. Répétitivité intra-observateur*

Le volume, la surface de section et la largeur du **masséter** présentent tous une répétitivité moyennement satisfaisante dans les conditions de l'étude (mesure d'une coupe sur 5 sans les coupes extrêmes).

En effet, les nuages de points montrent une bonne concordance des mesures confirmée par des coefficients de corrélation supérieurs à 0,93. Les différences relatives moyennes sont inférieures à 6,5 % mais présentent des dispersions modérées pour le volume (écart-type = 7 %) et plus importantes pour les surfaces (écart-type = 16,5 %) et les largeurs (écart-type = 12 %).

Ceci est confirmé par les erreurs de mesure calculées selon la méthode de Dahlberg respectivement de 5,70 % pour le volume, 9,20 % pour les surfaces et 6,97 % pour les largeurs.

Les tests de comparaison des séries montrent des différences significatives pour les trois mesures.

Pour le **ptérygoidien médial**, la répétitivité est moins bonne quelles que soient les mesures effectuées : les différences relatives sont plus élevées, ainsi que leurs écarts-types. Les coefficients de corrélation entre les deux séries de mesure sont légèrement inférieurs (compris entre 0,873 et 0,917), et surtout les erreurs de la méthode sont plus importantes.

###### *3.1.1.1.2. Reproductibilité inter-observateur*

La reproductibilité des mesures du **masséter** est supérieure à la fiabilité intra-observateur pour les trois mesures. Les erreurs de la méthode sont faibles, moins de 1 % pour les surfaces, et respectivement 6,5 et 7,5 % pour les distances et les volumes. Les tests de comparaison des séries confirment ce résultat, ne mettant en évidence aucune différence significative.

A l'opposé, pour le **ptérygoidien médial**, les résultats sont inférieurs à ceux de l'étude intra-observateur. Les erreurs calculées selon la méthode de Dahlberg atteignent 20,05 % pour les surfaces et sont supérieures à 10 % pour les deux autres mesures. Cette variabilité des mesures entre les deux observateurs est illustrée par les nuages de points.

### 3.1.1.2. Etude des valeurs moyennes par individu

#### 3.1.1.2.1. Répétitivité intra-observateur

Les calculs des surfaces moyennes et des largeurs moyennes d'après les deux séries de mesures montrent que la répétitivité intra-observateur de ces deux variables est nettement supérieure à celle de l'étude précédente.

Ainsi, pour le masséter, les différences relatives moyennes sont de 6 % pour les surfaces et 3 % pour les distances, mais surtout les paramètres de dispersion sont beaucoup plus faibles et les erreurs de mesure sont limitées à 5,25 % pour les surfaces et 2,39 % pour les distances.

Ce résultat est retrouvé pour le ptérygoidien médial, même si la fiabilité intra-observateur de ses mesures reste inférieure à celles du masséter.

#### 3.1.1.2.2. Reproductibilité inter-observateur

Comme pour l'étude précédente, l'étude inter-observateur révèle une nette amélioration de la reproductibilité lorsque l'on considère les valeurs moyennes.

### 3.1.2. Etude sur pièces anatomiques

(Annexes 2.1.2.)

#### 3.1.2.1. Mesures sur examen tomодensitométrique

Les masséters et ptérygoidiens médiaux droits et gauches de deux têtes ont été détournés et mesurés deux fois par le même observateur et une fois par un deuxième observateur. 258 coupes ont été ainsi étudiées pour les masséters et 197 pour les ptérygoidiens médiaux.

##### 3.1.2.1.1. Répétitivité intra-observateur

La répétitivité intra-observateur des mesures du **masséter** est excellente, quelle que soit la mesure considérée, surface, largeur, épaisseur :

- la moyenne des différences entre les deux observations est très peu différente de 0, traduisant dans le diagramme de Bland et Altman l'absence de biais ;
- la moyenne des différences relatives entre les deux mesures est égale à 2,34 % pour les surfaces et à 0,6 % et 0,42 % respectivement pour les largeurs et les épaisseurs ; les écarts-types montrent cependant une grande dispersion (8,60 à 15 %) ;
- l'erreur de la mesure selon la méthode de Dahlberg est inférieure à 8,5 %
- les coefficients de corrélation entre les deux séries de mesure sont supérieurs à 0,93, même si la droite de régression diffère de la droite d'identité
- le test t pour séries appariées ne met en évidence aucune différence significative entre les deux séries de mesure.

Les mesures de largeur sont plus reproductibles que celles de surface et d'épaisseur, ces dernières présentant la plus grande variabilité.

La répétitivité des mesures du **ptérygoidien médial** est légèrement moins bonne :

- la moyenne des différences est légèrement différente de 0, traduisant une légère surestimation lors de la première mesure ;
- les différences relatives sont supérieures, surtout pour les surfaces (10,22 % ± 18,40) et les épaisseurs (5,82 % ± 19,30) ; celles des largeurs sont voisines des résultats obtenus pour le masséter ;

- l'erreur de mesure est, là encore, supérieure à 10 % ;
- les coefficients de corrélation entre les deux séries de mesure sont compris entre 0,87 et 0,94 ;
- les tests de comparaison mettent en évidence des différences significatives entre les deux séries pour la surface et l'épaisseur.

Comme pour le masséter, la largeur est la mesure la plus reproductible en intra-observateur, et la surface présente la plus grande variabilité.

Les nuages de points comme les diagrammes de Bland et Altman illustrent la différence de répétitivité des mesures des deux muscles. Pour le ptérygoidien médial, la moindre concordance des deux séries de mesure concerne davantage les coupes de petites dimensions pour les largeurs et celles de grandes dimensions pour les surfaces.

#### 3.1.2.1.2. Reproductibilité inter-observateur

Pour le **masséter**, la reproductibilité est très légèrement inférieure à la répétitivité :

- les différences relatives moyennes sont faibles (comprises entre 3,83 % et 0,58 %), mais avec, là encore, une dispersion importante ;
- les coefficients de corrélation varient entre 0,934 et 0,967.

Elle reste donc très satisfaisante, sans biais au niveau du diagramme de Bland et Altman, même si les tests de comparaison mettent en évidence une différence statistiquement significative entre les deux séries de mesures pour les surfaces (tests t pour séries appariées).

Pour le **ptérygoidien médial**, comme précédemment, la reproductibilité des mesures est inférieure à celle du masséter. Elle est également légèrement inférieure à la répétitivité intra-observateur.

Malgré des coefficients de corrélation entre les deux séries de mesure acceptables pour toutes les dimensions (R compris entre 0,829 et 0,895) et l'absence de différence significative soulignée par les tests t pour séries appariées, les différences relatives moyennes sont supérieures et présentent des dispersions importantes (écarts-types > 20 %), et les variations évaluées par la méthode de Dahlberg sont comprises entre 13,14 % (pour les largeurs) et 17,26 % (pour les surfaces).

Les nuages de points montrent une dispersion beaucoup plus importante que pour la reproductibilité des mesures du masséter. Cette dispersion semble augmenter avec la dimension des coupes.

### 3.1.2.2. Mesures sur IRM

#### 3.1.2.2.1. Répétitivité intra-observateur

La répétitivité des mesures du **masséter** sur IRM, bien qu'inférieure à celle obtenue sur examen tomodensitométrique, reste acceptable, comme le montrent toutes les méthodes d'évaluation de cette variabilité (coefficients de corrélation compris entre 0,862 et 0,944, moyennes des différences relatives comprises entre -4,33 % ± 18,49 % pour les surfaces et -0,04 % ± 14,74 % pour les largeurs ; erreurs de la méthode de 11 % environ). Certaines différences importantes entre les deux séries de mesures entraînent une dispersion plus marquée des points des nuages. Le test t de Student met en évidence une différence significative entre les deux séries de mesures pour la surface et l'épaisseur. De plus, 30 à 40 % des différences relatives observées, en valeur absolue, sont supérieures à 10 %.

Les résultats concernant le **ptérygoidien médial** sont proches de ceux du masséter. Les différences relatives sont à peu près identiques à celles des mesures du masséter, voire légèrement inférieures, mais leur dispersion est légèrement supérieure (écarts-types plus importants). Les autres résultats sont équivalents. Les différences entre les deux séries de mesures des largeurs et des épaisseurs sont statistiquement significatives.

#### 3.1.2.2.2. Reproductibilité inter-observateur

La reproductibilité des mesures du **masséter** sur IRM est inférieure à celle des mesures sur examen tomodensitométrique.

Les nuages de points sont beaucoup plus dispersés, surtout pour les épaisseurs et les largeurs. Cette dispersion se traduit par des coefficients de corrélation plus faibles et des écarts-types des différences relatives importants, surtout pour le masséter. Au niveau des épaisseurs, la dispersion est maximale pour les mesures faibles. Les erreurs calculées selon la méthode de Dahlberg varient entre 4 % pour les surfaces et 13,65 % pour les épaisseurs. Les différences sont statistiquement significatives pour les épaisseurs. La reproductibilité des mesures du **ptérygoïdien médial** est inférieure à celle des mesures du masséter. La dispersion des différences relatives et les écarts calculés selon la méthode de Dahlberg sont importants, surtout pour les surfaces (20,78 %). Les différences observées entre les deux séries de mesures sont statistiquement significatives pour les épaisseurs. Les nuages de points permettent de visualiser nettement la moins bonne concordance des mesures répétées sur IRM.

### **3.1.2.3. Mesures sur coupes anatomiques : variabilité intra-observateur**

A la différence des mesures en imagerie, la répétitivité des mesures sur coupes anatomiques du ptérygoïdien médial est supérieure à celle des mesures du masséter. Pour les deux muscles, la répétitivité des mesures est très bonne, comparable voire légèrement supérieure à celle du CT comme le montrent tous les indicateurs. L'erreur de mesure est évaluée à 7 % pour les surfaces, à 5 % pour les largeurs et à 10 % pour les épaisseurs.

## **3.2. FIABILITE DE LA MESURE DE LA SANGLE PTERYGOMASSETERINE PAR ANALYSE TOMODENSITOMETRIQUE**

L'étude de la fiabilité a été menée en deux étapes :

- une étude comparative entre les mesures tomодensitométriques et sur IRM qui a permis l'analyse d'un millier de coupes environ ;
- une étude comparative coupes anatomiques / IRM / tomодensitométrie, l'addition des coupes anatomiques assurant une référence fiable mais limitant le nombre de coupes pouvant être analysées.

### **3.2.1. Etude comparative entre les mesures scanner et IRM**

Comme pour l'étude rétrospective sur patients, le nombre de pièces anatomiques étudiées (10) a permis :

- une étude « coupe à coupe » regroupant la totalité des coupes étudiées sur les 10 sujets soit 1142 coupes pour les masséters et 839 coupes pour les ptérygoïdiens ;
- une étude des valeurs moyennes de surface, largeur, et épaisseur par individu.

#### **3.2.1.1. Etude coupe à coupe**

La concordance des deux séries de mesures, quelle que soit la dimension étudiée, est inférieure à celle des mesures intra ou inter-observateur sur scanner ou sur IRM.

Les coefficients de corrélation entre les séries sont de l'ordre de 0,7 excepté pour les surfaces où ils sont supérieurs à 0,8.

Les paramètres de dispersion des différences relatives sont significativement plus importants que dans les études de répétitivité et de reproductibilité ; ainsi, les écarts-types dépassent tous 25 % excepté celui de la largeur du masséter.

Au niveau individuel, 65 % des valeurs absolues des différences relatives dépassent 10 %. Là encore, seules les mesures de largeur, au niveau du masséter et à un degré moindre, du ptérygoïdien médial, obtiennent des résultats plus favorables.

Les écarts évalués selon la méthode de Dahlberg confirment ces résultats : pour le masséter, excepté pour la largeur, l'écart est de l'ordre de 19 % : pour le ptérygoïdien médial, les écarts varient entre 21,33 % pour les surfaces et 16,39 % pour les largeurs.

L'observation des diagrammes de Bland et Altman et des nuages de points concernant le masséter montre que le scanner tend à sous-évaluer les surfaces de section importantes par rapport à l'IRM ou inversement. De plus, la discordance des mesures de largeur sur IRM et sur scanner augmente avec cette dimension.

Pour le ptérygoïdien médial, la discordance des mesures augmente avec la surface. Dans le nuage des points des largeurs, une série de coupes de mesures très discordantes par sous-évaluation par le scanner ou surévaluation par l'IRM se détache.

### **3.2.1.2. Etude des valeurs moyennes des 10 têtes étudiées**

Au niveau des valeurs moyennes, comme pour les études intra et inter-observateur sur patients, la discordance entre les deux séries de mesures est atténuée pour toutes les dimensions.

La concordance des valeurs est acceptable, avec des écarts-types des différences relatives inférieurs à 10 %, excepté pour les surfaces du masséter et du ptérygoïdien médial et l'épaisseur du masséter. Les écarts de mesure sont eux aussi inférieurs : voisins de 10 % pour les surfaces, ils restent nettement inférieurs pour les autres mesures.

La meilleure concordance des mesures est obtenue pour la largeur du masséter, les surfaces du masséter comme du ptérygoïdien médial montrant le plus de discordance. Pour les valeurs moyennes, au niveau surface comme au niveau largeur du masséter, le scanner semble très légèrement surévaluer la mesure par rapport à l'IRM (dans plus de 80 % des cas).

### **3.2.2. Validation sur pièces anatomiques de la fiabilité des mesures des muscles masticateurs sur IRM et sur scanner**

La découpe de 5 têtes a permis d'étudier 60 coupes intéressant les masséters et 44 intéressant les ptérygoïdiens médiaux.

Les surfaces de section, les largeurs et les épaisseurs musculaires ont été mesurées après calage :

- sur les coupes anatomiques et tomodensitométriques, grâce au logiciel Osirix ;
- sur les coupes tomodensitométriques et IRM, avec le logiciel C 2000.

Pour les deux muscles, l'ANOVA et le test de Friedman révèlent des différences significatives pour les mesures de surface et de largeur en fonction de la méthode de détourage et de mesure utilisée. A l'opposé, les tests ne mettent pas en évidence une telle différence pour les épaisseurs.

La comparaison des groupes 2 à 2 précise l'existence de différences significatives par rapport aux mesures sur coupes anatomiques :

- pour les mesures sur coupes densitométriques, avec le logiciel Osirix, :
  - des surfaces de section du ptérygoïdien médial
  - des épaisseurs du ptérygoïdien médial ;
- pour les mesures sur IRM, avec le logiciel C2000, :
  - des largeurs du masséter
  - des largeurs du ptérygoïdien médial.
- et entre les mesures sur coupes tomodensimétriques et sur coupes IRM pour les largeurs et les surfaces des deux muscles.

Les différences relatives moyennes sont inférieures à 10 %, excepté :

- pour les surfaces du masséter entre les mesures sur coupes anatomiques et sur IRM d'une part, et sur coupes tomodensitométriques d'autre part ;
- pour les surfaces du ptérygoïdien médial entre les mesures sur coupes anatomiques et sur IRM d'une part, sur coupes tomodensitométriques mesurées avec le logiciel Osirix d'autre part.

Par contre, les paramètres de dispersion sont extrêmement importants. Ainsi, les écarts-types des différences relatives dépassent 45 % pour les surfaces du masséter (coupes anatomiques – IRM ; coupes anatomiques – CT C2000), pour celles du ptérygoïdien médial (coupes anatomiques – CT C2000) et pour les épaisseurs de ce même muscle.

Les écarts évalués selon la méthode de Dahlberg sont nettement supérieurs à la variabilité intra-observateur constatée lors des mesures sur coupes anatomiques.

Les diagrammes de Bland et Altman et les nuages de points soulignent des écarts différents en fonction de la taille du muscle sur les différentes coupes. En effet, quels que soient le muscle et la dimension mesurés, les techniques d'imagerie (CT Osirix, CT C2000 et IRM C2000) surestiment toutes les dimensions des coupes où le muscle est petit, par rapport aux mesures effectuées sur coupes anatomiques. A l'opposé, elles tendent à sous-évaluer les dimensions sur les coupes musculaires de grandes dimensions. Ce comportement est particulièrement marqué pour les épaisseurs.

L'étude des valeurs moyennes des mesures étudiées pour chaque individu confirme les résultats précédents, et, comme pour les études de reproductibilité et la comparaison scanner – IRM, montre une réduction considérable des écarts observés.

### **3.3 MORPHOLOGIE MUSCULAIRE ET TYPOLOGIE SQUELETTIQUE** (Annexe 2.3.)

#### **3.3.1. Caractéristiques musculaires et divergence faciale**

Les 3 échantillons classés selon la divergence squelettique diffèrent significativement pour les paramètres étudiés, quel que soit le muscle, excepté pour le volume des temporaux et la surface moyenne des ptérygoïdiens latéraux.

Les comparaisons multiples montrent que le groupe des hypodivergents diffère significativement des deux autres pour tous les paramètres musculaires concernant les masséters et les ptérygoïdiens médiaux, et à un degré moindre les ptérygoïdiens latéraux. Ces sujets possèdent une musculature significativement plus développée.

Pour le temporal, les comparaisons des groupes 2 à 2 montrent des différences moins significatives qui tendent plutôt à souligner un hypodéveloppement de ce muscle chez les sujets hyperdivergents.

#### **3.3.2. Morphologie musculaire et classe squelettique**

La morphologie des muscles masticateurs semble moins liée à la typologie squelettique sagittale qu'à la divergence mandibulaire. Seules les surfaces et les largeurs du masséter diffèrent significativement en fonction de la classe squelettique en raison d'un moindre développement de ce muscle dans les classes III. Un résultat identique, mais isolé, est retrouvé pour la largeur maximale du ptérygoïdien médial.

Les longueurs maximales des ptérygoïdiens latéraux sont significativement plus réduites dans les classes III en raison de la configuration anatomique squelettique.

#### **3.3.3. Morphologie musculaire et type squelettique**

Malgré le faible nombre de cas disponibles dans chaque sous-groupe trié en fonction simultanément de la divergence et de la classe squelettique, la comparaison de ces sous-groupes par le test de Kruskal-Wallis met en évidence des différences significatives, principalement pour les masséters et les ptérygoïdiens médiaux.

En effet, au niveau des **ptérygoïdiens latéraux** les seules différences significatives observées montrent le sous-développement de ces muscles chez les sujets hyperdivergents en classe III, confirmant les résultats verticaux et sagittaux précédents.

De même, au niveau des **temporaux**, la liaison entre les dimensions musculaires et la typologie squelettique verticale est soulignée par les différences significatives entre les classes III hyperdivergentes et les classes III mésodivergentes ou entre les classes II hypodivergentes et les classes II hyperdivergentes.

Les modifications morphologiques musculaires liées à la typologie squelettique antéro-postérieure et le moindre développement musculaire dans les classes III sont quant à eux confirmés par la différence significative observée entre les hypodivergents en classe I et ceux en classe III

Pour le **masséter**, les comparaisons multiples mettent en évidence plusieurs différences significatives. Comme précédemment, le groupe des classes III hyperdivergentes se distingue, par ses surfaces et largeurs massétériques :

- de tous les groupes hypodivergents, confirmant la forte influence de la dimension verticale squelettique ;
- des classes I hyperdivergentes, montrant ici encore un développement plus important de la musculature des classes I et soulignant ainsi, à divergence identique, l'effet du décalage squelettique antéro-postérieur.

A un degré moindre, il en est de même pour les classes III mésodivergentes.

D'autres différences significatives supplémentaires apparaissent pour les largeurs confirmant l'effet classe squelettique (entre les classes I et les classes III mésodivergentes) et les effets divergence et classe squelettique cumulés qui se renforcent, séparant nettement les classes III hyperdivergentes et les classes II hypodivergentes, ou s'atténuent, minimisant les différences entre classes II hyperdivergentes et classes III hypodivergentes.

Les **ptérygoïdiens médiaux** présentent le même type de résultats que les masséters, en particulier pour les classes III hyperdivergentes. Le groupe des classes II mésodivergentes se distingue, d'une part, des classes I mésodivergentes, confirmant le développement musculaire plus important des sujets en classe I et d'autre part, des classes II hypodivergentes, traduisant l'effet divergence.

## 4. DISCUSSION

Initié par une étude rétrospective sur des examens tomodensitométriques de patients, ce travail est centré sur la fiabilité des mesures effectuées évaluée par trois paramètres :

- leur répétitivité et leur reproductibilité,
- leur concordance avec les mesures sur coupes anatomiques,
- leur concordance avec les données de la littérature.

L'étude rétrospective initiale a, en effet, mis en évidence certaines difficultés pour détourer avec précision les muscles masticateurs étudiés, particulièrement au niveau des coupes extrêmes. Elle montre aussi une répétitivité et une reproductibilité légèrement inférieures à celles indiquées dans la littérature, satisfaisantes pour le masséter mais juste acceptables pour le ptérygoïdien médial. Ces premiers résultats justifiaient donc la poursuite de cette étude de la fiabilité des mesures de la musculature masticatrice en tomodensitométrie.

### 4.1. REPETITIVITE ET REPRODUCTIBILITE

#### 4.1.1. Interprétation des résultats statistiques

La répétitivité et la reproductibilité ont été évaluées par différentes méthodes : coefficient de corrélation, différences relatives, méthode de Dahlberg et méthode de Bland et Altman afin de pouvoir les comparer avec les principaux travaux de la littérature. Dans l'interprétation nous avons privilégié l'étude des différences relatives et de leur dispersion ainsi que la méthode de Dahlberg qui donnent une bonne évaluation des écarts entre les séries de mesures. L'observation des nuages de points et les diagrammes de Bland et Altman complètent cette approche.

#### 4.1.2 Répétitivité et reproductibilité des mesures tomodensitométriques

La répétitivité intra-observateur et la reproductibilité inter-observateur des mesures sont variables en fonction :

- du muscle étudié
- du type de mesure effectuée
- du type d'étude : étude intra ou inter-observateur  
étude sur patients ou étude sur pièces anatomiques

Les résultats sont globalement acceptables même si les différences observées dépassent 15% dans un nombre non négligeable de cas. Ils sont comparables à ceux de la littérature regroupés dans le tableau I.

##### 4.1.2.1. Incidence du muscle étudié

La variabilité des mesures intra et inter-observateur est nettement plus faible pour le masséter que pour le ptérygoïdien médial comme l'ont déjà démontré plusieurs auteurs (Van Spronsen<sup>142</sup> (1989), Huisinga-Fischer<sup>61</sup> (2004), Nichol<sup>98</sup>(2003)).

Cette différence entre les 2 muscles peut-être expliquée par plusieurs facteurs.

Si, comme le souligne Hudash<sup>58</sup>, le tissu musculaire grâce à sa densité spécifique se distingue bien sur les coupes tomodensitométriques l'individualisation des différents faisceaux ou des différents muscles dépend beaucoup de la quantité de tissu graisseux interstitiel.

Au niveau facial, cette quantité est extrêmement réduite ne permettant pas ou mal la différenciation, des muscles.

Ce facteur est plus important pour le ptérygoïdien médial en raison de la proximité du ptérygoïdien latéral sur une partie de son trajet rendant l'interprétation des coupes plus difficile et, par suite, moins reproductible.

Ceci est conforté par l'observation des nuages de points qui montre que les variations les plus importantes se situent au niveau des coupes de dimensions moyennes qui peuvent correspondre à l'incorporation ou non du ptérygoïdien latéral débutant à l'image du ptérygoïdien médial.

De plus, la taille réduite des muscles étudiés particulièrement du ptérygoïdien médial, majeure, au niveau des différences relatives observées ou de l'erreur relative, l'erreur liée au détournement et à la mesure.

#### 4.1.2.2. Incidence du type de mesure

##### ❖ Surface – Largeur – Epaisseur – Volume

Les mesures de largeur présentent la variabilité intra et inter-observateur la plus faible au niveau de l'étude coupe à coupe lorsqu'on analyse les écarts selon la méthode de Dahlberg ou les différences relatives.

En revanche, les coefficients de corrélation montrent une liaison en général plus forte au niveau des mesures de surface.

Dans l'étude rétrospective, les mesures de volume ont une répétitivité très satisfaisante ( $5,9\% \pm 7,1\%$ ) comparable aux résultats de Xu<sup>153</sup> 1994.

##### ❖ Mesures coupe à coupe – valeurs moyennes

Les valeurs moyennes par individu présentent une répétitivité et une reproductibilité nettement meilleure rejoignant les résultats de la littérature (Bakke, Xu<sup>153</sup>) la moyenne pondère les variations observées coupe à coupe permettant ainsi une évaluation plus fiable et plus reproductible.

En effet, la mesure de toutes les coupes millimétriques s'accompagne de fluctuations d'une coupe à l'autre qui perturbe l'analyse de la reproductibilité (figure 1).

Goto<sup>46</sup> en 2006 propose, pour atténuer ces erreurs parasites une méthode de lissage consistant à calculer la moyenne de trois coupes consécutives.

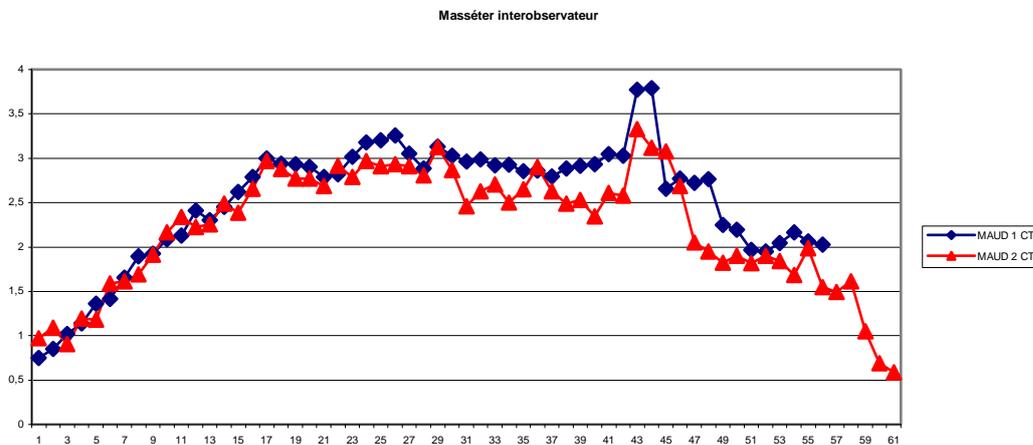


Figure 1 : Mesure intra-observateur des coupes millimétriques sur scanner.

#### 4.1.2.3. Incidences du type d'étude

##### ❖ Etude intra-observateur et étude inter-observateur

Dans l'étude rétrospective, la répétitivité et la reproductibilité des mesures du masséter sont équivalentes alors que la reproductibilité des mesures de surface du ptérygoïdien médial est nettement inférieure à leur répétitivité.

Dans l'étude sur pièces anatomiques, la répétitivité des mesures est dans l'ensemble légèrement supérieure à leur reproductibilité.

##### ❖ Etude rétrospective – étude sur pièce anatomique

Pour les deux muscles, la répétitivité des mesures est équivalente dans les 2 études. Toutes les mesures intra-observateur ayant été réalisées par le même opérateur cette similitude des résultats des 2 études traduit l'absence d'effet d'apprentissage une fois la formation initiale effectuée.

#### 4.1.3 Comparaison de la répétitivité des mesures tomodensitométriques et des mesures sur IRM ou sur coupes anatomiques.

La répétitivité des mesures sur coupes anatomiques est très bonne, surtout pour les surfaces et les largeurs du masséter et du ptérygoïdien médial.

En effet, les erreurs de la méthode calculées selon Dahlberg sont respectivement de 6,77 % et 3,13% pour le masséter et de 6,27% et 5,7% pour le ptérygoïdien médial.

Par rapport à cette référence, la répétitivité des mesures tomодensitométriques sur les mêmes coupes sont inférieures, très légèrement pour le masséter (erreur méthode 7,02 % et 4,66 %) mais nettement pour la largeur du ptérygoïdien médial (9,41 %)

La répétitivité des mesures sur IRM est inférieure à celles des mesures anatomiques et des mesures sur tomодensitométrie (respectivement 11,27 % et 8,72 % pour le masséter et 12,33 % et 7,57 % pour le ptérygoïdien médial).

## **4.2. ETUDE COMPARATIVE DES MESURES SUR TOMODENSITOMETRIE SUR IRM ET SUR COUPES ANATOMIQUES**

### **4.2.1. Comparaison IRM – tomодensitométrie**

Les écarts entre les mesures sur IRM et sur Scanner sont nettement supérieures à la variabilité des deux types de mesures, signant une discordance entre elles. Au niveau coupe à coupe, les variations sont importantes (écarts selon la méthode de Dahlberg : 19% pour le masséter et 21% pour le ptérygoïdien médial ) et sans doute liées au cumul des erreurs d'une coupe à l'autre. A ces erreurs de détournement peut se rajouter aussi une difficulté de calage parfait des coupes.

Les diagrammes de Bland et Altman et les nuages de points montrent pour la largeur du masséter un biais : dans l'ensemble les mesures sur scanner sont supérieures à celles sur l'IRM ( la moyenne des différences est de 0,197)

De plus, la discordance entre les 2 types de mesures augmente avec la dimension mesurée. Pour les surfaces importantes, la mesure sur IRM semble surévaluée par rapport au scanner. Ces particularités ne se retrouvent pas pour les ptérygoïdiens médiaux.

Au niveau des valeurs moyennes par cas les écarts observés sont inférieurs à 10 % et se rapprochent donc des valeurs avancées par Van Spronsen<sup>144</sup>, 1992. Là encore, ces écarts sont tout à fait compatibles avec nos besoins, les différences observées entre les sujets de typologie squelettique différente étant le plus souvent inférieures à 10%.

### **4.2.2. Comparaison Coupes anatomiques – IRM - tomодensitométrie**

Les résultats de cette étude montrent une discordance entre les mesures effectuées sur imagerie, quelle que soit la technique utilisée, et les mesures sur coupes anatomiques. D'après la méthode de Dahlberg et les coefficients de corrélation les écarts de mesure par rapport aux coupes anatomiques semblent identiques avec la tomодensitométrie et avec l'IRM, les mesures étant effectuées dans le logiciel C2000.

Lorsque les mesures sont réalisées avec le logiciel Osirix les résultats diffèrent encore plus des mesures sur coupes anatomiques.

On constate une surévaluation des mesures des coupes de petites dimensions et une sous évaluation de celles de grandes dimensions avec les deux techniques d'imagerie. Au niveau des coupes de petites dimensions cette surestimation des dimensions pourrait, en IRM, s'expliquer par un effet de sous estimation des reliefs osseux contigus signalé par Preidler et al.<sup>105</sup>, 1997. Cependant ces auteurs constatent le phénomène inverse avec le scanner, à l'opposé de nos résultats. Cette explication ne peut donc pas être retenue.

## **4.3. DIMENSIONS DES MUSCLES ET TYPOLOGIE SQUELETTIQUE**

Les dimensions des muscles mesurées sur les pièces anatomiques sont inférieures à celles habituellement rapportées dans la littérature (Tableau 2). Cette réduction de la taille des muscles est en rapport avec l'âge et le sexe des sujets étudiés et à la réduction du volume des muscles masticateurs en fonction de l'âge. En effet, l'échantillon comprenait plus de femmes que d'hommes (7 femmes) et les sujets étaient tous âgés de plus de 58 ans

Pour les caractéristiques musculaires en fonction de la typologie squelettique faciale notre étude confirme les résultats de la littérature concernant la dimension verticale et à un degré moindre la dimension sagittale.

Les différences significatives observées en fonction de la divergence mandibulaire traduisent un développement des muscles masticateurs plus important chez les hypodivergents.

Ce résultat est en accord avec les études précédentes en imagerie musculaire (Weijs et Hillen <sup>148</sup>, Djoudi <sup>26</sup>, Gionhaku <sup>43</sup>, Satiroglu <sup>120</sup>, Higashino <sup>55</sup>, Dicker <sup>25</sup>) mais aussi avec les études électromyographiques (Moller <sup>96</sup>, Boileau <sup>11b</sup>, Koolstra <sup>78</sup>) ou les enregistrements de pressions occlusales.

A l'opposé, le développement musculaire des hyperdivergents est plus limité.

Les variations anatomiques des muscles masticateurs en fonction de la classe squelettique ont été beaucoup moins étudiées dans la littérature. Bien que moins marquées que les précédentes, les différences significatives observées dans cette étude les mettent en évidence et montrent un développement musculaire plus important chez les sujets en classe I et plus faible chez ceux en classe III.

Là encore, ces résultats sont conformes aux travaux antérieurs et rejoignent ceux de Arijji<sup>1</sup> qui note lui aussi une surface de section plus réduite du masséter dans les Classes III que chez les sujets normaux ou les études électromyographiques de Boileau qui constate une musculature plus performante en classe I.

Par contre, la liaison entre les surfaces de section du masséter et du ptérygoïdien médial et la longueur mandibulaire constatée par Weijs et Hillen pouvait laisser attendre un développement plus important du masséter dans les Classes III.

## CONCLUSION

Cette étude de la variabilité intra et inter observateur des mesures de la sangle ptérygo-massétéline sur coupes tomодensitométriques montre à la fois leur fiabilité relative tout à fait acceptable en ce qui concerne les valeurs moyennes et la nécessité d'améliorer les protocoles d'acquisition et de traitement des images.

Le temps nécessaire à la reconstruction des images et surtout à leur mesure (plus de 5 heures par examen) n'est pas compatible avec un usage clinique quotidien.

La mise au point d'une analyse musculaire impose donc deux étapes successives avant son utilisation clinique :

- l'amélioration des protocoles d'acquisition, de reconstruction et de mesures
  - en optimisant le choix des filtres pour une meilleure visualisation des sangles musculaires
  - en reconstruisant les images selon différents plans de coupe complémentaires
  - en détournant les muscles dans ces différents plans de coupe pour préciser le détournage musculaire et affiner l'individualisation des faisceaux avant la réalisation de mesures
  
- la sélection d'un nombre limité de mesures reproductibles et adaptées aux besoins des modèles biomécaniques (type de mesure et localisation) et l'établissement de leurs normes.

Les progrès actuels des techniques d'imagerie en général et de tomодensitométrie, laissent présager leur utilisation de plus en plus fréquente en orthopédie dento-faciale. L'analyse biomécanique des sangles musculaires représente un de ses principaux intérêts.

## Bibliographie

1. Abate N, Burns D, Peshock RM, Garg A, Grundy SM. Estimation of adipose tissue mass by magnetic resonance imaging: validation against dissection in human cadavers. *J Lipid Research* 1994, 35(8):1490-6
2. Amezian A. Surface de section du masséter et du ptérygoïdien médial et asymétrie cranio-faciale. Mémoire DUO. Bordeaux : Univ Bordeaux 2, 1995.
3. Arijji Y, Kawamata A, Yoshida K, Sakuma S, Nawa H, Fujishita M, Arijji E. Three-dimensional morphology of the masseter muscle in patients with mandibular prognathism. *Dentomaxillofac Radiol* 2000, 29:113-8.
4. Bakke M, Tuxen A, Vilmann P, Jensen BR, Vilmann A, Toft M. Ultrasound image of human masseter muscle related to bite force, electromyography, facial morphology and occlusal factors. *Scand J Dent Res* 1992, 100:164-71.
5. Bance M, Erb J. A reliable radiologic landmark for the facial nerve in axial temporal bone computed tomography scans. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2003, 128:251-6.
6. Benington PC, Gardener JE, Hunt NP. Masseter muscle volume measured using ultrasonography and its relationship with facial morphology. *Eur J Orthod* 1999, 21:659-70.
7. Birou G, Garcier JM, Guillot M, Vanneuville G, Chazal J. A study of the lateral pterygoid muscle : anatomic section and CT appearances. *Surg Radiol Anat* 1991, 13:307-11.
8. Birou G, Garcier JM, Guillot M, Vanneuville G, Escande G. Correlations of CT and MRI imaging of the lateral pterygoid muscle. *Ann Radiol* 1992, 35:193-203.
9. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986, i, 307-10.
10. Blum A, Regent D. Scanner hélicoïdal, principes et modalités pratiques d'utilisation. Paris, éd. Masson 1995, pp.1-26 et pp. 53-56.
11. Boileau MJ, Sampeur M, Rzadkiewicz A. Apport de la tomodensitométrie dans l'étude de la musculature cranio-faciale. *Revue de la littérature. Rev Orthop Dento Faciale* 2003, 37:75-92.
- 11b. Boileau MJ. Etude topographique du masséter chez l'homme : Analyse comparative en fonction de la typologie anatomique. Thèse de Doctorat d'Etat en Odontologie soutenue le 19 février 1996 à l'unité de formation et de recherche d'Odontologie de l'Université de Bordeaux II.
12. Boucays F, Madrid C, Borianne P, Casteigt J, Faeger M. Approche statistique de la céphalométrie de Treil. *Biol Human Anthropol* 1998, 16:67-76.
13. Brunel G, El Haddioui A, Bravetti P, Zouaoui A, Gaudy J-F. General organization of the human intra-masseteric aponeuroses: changes with ageing. *Surg Radiol Anat* 2003, 25:270-83.
14. Carat T. Influence du placement des points sur l'analyse de Treil et Casteigt. Mémoire CECSMO. Bordeaux : Univ Bordeaux 2, 2002.

15. Casteigt J, Faure J, Labarrère H, Treil J. Symbiose chirurgico-occluso-orthodontique dans les dysmorphies maxillofaciales. EMC (Elsevier SAS, Paris), Odontologie/Orthopédie dentofaciale, 23-499-A-10, 2006.
16. Cavezian R, Pasquet G, Bel G. Imagerie dento-maxillaire, approche radio-clinique. Paris, éd Masson 1994, 270p.
17. Cevidanes LHS, Franco AA, Gerig G, Proffit WR, Slice DE, Enlow DH, Yamashita HK, Kim YJ, Scanavini MA, Vigorito JW. Assessment of mandibular growth and response to orthopedic treatment with 3-dimensional magnetic resonance images. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005, 128:16-26.
18. Cha BK, Kim CH, Baek SH. Skeletal sagittal and vertical facial types and electromyographic activity of the masticatory muscle. Angle Orthod 2007, 77(3):463-70.
19. Chidiac JJ, Shofer FS, Al-Kutoubi A, Laster LL, Ghafari J. Comparaison of CT scanograms and cephalometric radiographs in craniofacial imaging. Orthod Craniofacial Res 2002, 5:104-13.
20. Chong J, Hinckley LK, Ginsberg LE. Masticator space abnormalities associated with mandibular osteoradionecrosis: MR and CT findings in five patients. Am J Neuroradiol 2000, 21:175-8.
21. Close PJ, Stokes MJ, L'Estrange PR, Rowell J. Ultrasonography of masseter muscle size in normal young adults. J Oral Rehab 1995, 22 :129-34.
22. Couly G. Anatomie maxillo-faciale. Paris, éd. J. Prêlat, 1974.
23. Coward TJ, Scot BJ, Watson RM, Richards R. A comparison between computerized tomography, magnetic resonance imaging, and laser scanning for capturing 3-dimensional data from a natural ear to aid rehabilitation. Int J Prosthodont 2006, 19(1):92-100.
24. Dheyriat A, Sappey-Marinier D, Lissac M, Bonmartin A. Etude anatomique par IRM d'un muscle de petite dimension: le masséter. J Radiol 1997, 78(5):359-66.
25. Dicker G, Van Spronsen P, Van Schijndel R, Van Ginkel F, Manoliu R, Boom H, Tuizing B. Adaptation of jaw closing muscles after surgical mandibular advancement procedures in different vertical craniofacial types: a magnetic resonance imaging study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007, 103:475-82.
26. Djoudi P. Etude scannographique de la surface de section des muscles masséter et ptérygoïdien médial en fonction de la divergence squelettique. Th : Chir Dent : Univ Bordeaux 2, 1995.
27. Dupont S. Etude anatomique du Masséter et du Temporal, leur influence sur la morphogénèse mandibulaire. Th : Chir. Dent : Univ Bordeaux 2, 1991.
28. Eckardt L, Harzer W, Schneevoigt R. Comparative study of excitation patterns in the masseter muscle before and after orthognathic surgery. J Cranio Maxillofac Surg 1997, 25:344-52.
29. Eckardt L, Harzer W. Facial structure and functional findings in patients with progressive muscular dystrophy. Am J Orthod Dentofac Orthop 1996, 110:185-90.
30. El Haddioui A, Bravetti P, Gaudy J-F. Anatomical study of the arrangement and attachments of the human pterygoid muscle. Surg Radiol Anat 2007, 29:115-24.

31. El Haddioui A, Laison F, Zouaoui A, Bravetti P. Functional anatomy of the human lateral pterygoid muscle.  
Surg Radiol Anat 2005, 27:271-86.
32. Endo H, Taru H, Nakamura K, Koie H, Yamaya Y, Kimura J. MRI examination of the masticatory muscles in the Gray Wolf (*Canis lupus*), with special reference to the M. temporalis  
J Vet Med Sci 1999, 61(6):581-6.
33. Ericksson PO, Ringqvist M., Ringqvist I. Histochemical fibre-type profile in the human masseter muscle.  
J Neurol Sci 1982, 53(2):273-82.
34. Faure J, Treil J, Borianne P, Casteigt J, Baron P. Céphalométrie tridimensionnelle en orthopédie dento-faciale. Les possibilités actuelles du logiciel Cépha 3DT.  
Orthod Fr 2002, 73:19-37.
35. Ferrario VF, Sforza C. Biomechanical model of the human mandible in unilateral clench: distribution of temporomandibular joint reaction forces between working and balancing sides.  
J Prosthet Dent 1994, 72:169-76.
36. Francone M, Napoli A, Carbone I, Cavacece M, Nardis PG, Lanciotti K, Visconti S, Bertolotti L, Di Castro E, Catalano C, Passariello R. Noninvasive imaging of the coronary arteries using a 64-row multidetector CT scanner: initial clinical experience and radiation dose concerns.  
Radiol Med 2007, 112(1):31-46.
37. Furst I M, Austin Peter, Pharoab M, Mahoney J. The use of computed tomography to define zygomatic complex position.  
J Oral Maxillofac Surg 2001, 59:647-54.
38. Furuuchi T, Kochi S, Sasano T, Iikubo M, Komai S, Igari K. Morphologic characteristics of masseter muscle in cleidocranial dysplasia: A report of 3 cases.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2005, 99:185-90.
39. Gaspard M. Exploration structurale et fonctionnelle du complexe temporo-masséterin par la tomoéchographie.  
Cah Proth 1993, 81:37-73.
40. Gaudy JF, Zouaoui A, Bravetti P, Charrier JL, Guettaf A. Functional organization of the human masseter muscle.  
Surg Radiol Anat 2000, 22:181-90.
41. Gaudy J-F, Zouaoui A, Bri P, Charrier J-L, Laison F. Functional anatomy of the human temporal muscle.  
Surg Radiol Anat 2001, 23:389-98.
42. Gedrange T, Hietschold V, Haase I, Haase J, Laniado M, Harzer W. Computed tomographic examination of muscle volume, cross-section and density in patients with dysgnathia.  
Rofo 2005, 177(2):204-9.
43. Gionhaku N, Lowe AA. Relationship between jaw muscle volume and craniofacial form.  
J Dent Res 1989, 68:805-9.
44. Goto TK, Langenbach GE, Hannam AG. Length changes in the human masseter muscle after jaw movement.  
Anat Rec 2001, 262(2):293-300.
45. Goto TK, Nishida S, Nakamura Y, Tokumori K, Nakamura Y, Kobayashi K, Yoshida Y, Yoshiura K. The accuracy of 3-dimensional magnetic resonance 3D vbe images of the mandible: an in vitro comparison of magnetic resonance imaging and computed tomography.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol Endod 2007; 103(4):550-9.

46. Goto TK, Nishida S, Yahagi M, Langenbach GEJ, Nakamura Y, Tokumori K, Sakai S, Yabuuchi H, Yoshiura K. Size and orientation of masticatory muscles in patients with mandibular laterognathism. *J Dent Res* 2006, 85(6):552-6.
47. Goto TK, Tokumori K, Nakamura Y, Yahagi M, Yuasa K, Okamura K, Kanda S. Volume changes in human masticatory muscles between jaw closing and opening. *J Dent Res* 2002, 81(6):428-32.
48. Goto TK, Yahagi M, Nakamura Y, Tokumori K, Langenbach GEJ, Yoshiura K. In vivo cross-sectional area of human jaw muscles varies with section location and jaw position. *J Dent Res* 2005, 84(6):570-5.
49. Grenier B, Dubreuil M, Journois D. Comparaison de deux méthodes de mesure d'une même grandeur : méthode de Bland et Altman. *Ann Fr Anesth Réanim* 2000, 19:128-35.
50. Gysi A. Studies on leverage problem of the mandible. *aDent Digest* 1921, 27:144-203.
51. Hannam AG, Wood WW. Relationship between the size and spatial morphology of human masseter and medial pterygoid muscles, the craniofacial skeleton and jaw biomechanics. *Am J Phys Anthropol* 1989, 80:429-45.
52. Haskell B, Day M, Tetz J. Computer-aided modelling in the assessment of the biomechanical determinants of diverse skeletal patterns. *Am J Orthod* 1986, 89:363-82.
53. Hauthuille C, Taha F, Dechauville B, Testelin S. Comparison of two computer-assisted surgery techniques to guide a mandibular distraction osteogenesis procedure technical note. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2005, 34:197-201.
54. Herring SW. Masticatory muscles and the skull: a comparative perspective. *Arch Oral Biol* 2007, 52:296-9.
55. Higashino R. Relationship between jaws and the masseter muscle by superimposing MR images on the cephalogram. *Kokubyo Gakkai Zasshi* 2006, 73(1):116-24.
56. Holmback A M, Askaner K, Holtas S, Downmham D, Lexell J. Assessment of contractile and noncontractile components in human skeletal muscle by magnetic resonance imaging. *Muscle Nerve* 2002, 25:251-8.
57. Horger M, Claussen CD, Bross-Bach U, Vonthein R, Trabold T, Heuschmid M, Pfannenber C. Whole-body low-dose multidetector row-CT in the diagnosis of multiple myeloma: an alternative to conventional radiography. *Eur J Radiol* 2005, 54(2):289-97.
58. Hudash G, Albright JP, McAuley E, Martin RK, Fulton M. Cross-sectional thigh components: computerized tomographic assessment. *Med Sci Sports Exerc* 1985, 17(4):417-21.
59. Huisinga-Fischer CE, Zonneveld FW, Vaandrager JM, Prah-Andersen B. Relationship in hypoplasia between the masticatory muscles and the craniofacial skeleton in hemifacial microsomia, as determined by 3-D CT imaging. *J Craniofac Surg* 2001, 12:31-40.
60. Huisinga-Fischer CE, Zonneveld FW, Vaandrager JM, Prah-Anderson B. CT-based size and shape determination of the craniofacial skeleton: a new scoring system to assess bony deformities in hemifacial microsomia. *J Craniofac Surg* 2001, 12(1):87-94.
61. Huisinga-Fischer CE, Vaandrager JM, Prah-Andersen B, Van Ginkel FC. Masticatory muscle right-left differences in controls and hemifacial microsomia patients. *J Craniofac Surg* 2004, 15(1):42:6.

62. Hylander WL. The human mandible: lever or link?  
Am J Phys Anthropol 1975, 43:227-42.
63. Ingervall B, Helkimo E. Masticatory muscle face and facial morphology in man.  
Arch Oral Biol 1978, 23:203-6.
64. Ingervall B. Inclination of and type of tooth contacts on functional and non-functional sides in children and adults with normal occlusion.  
Fortschr Kieferorthop 1983, 44(1):39-42.
65. Jonasson G, Kiliaridis S. The association between the masseter muscle, the mandibular alveolar bone mass and thickness in dentate women.  
Arch Oral Biol 2004, 49:1001-6
66. Kamaz M, Deemet K, Oguz H, Emlik D, Levendoglu F. CT measurement of trunk muscle areas in patients with chronic low back pain.  
Diagn Interv Radiol 2007; 13:144-8.
67. Kamina P. Anatomie. Introduction à la clinique – tome I : tête et cou : muscles, vaisseaux, nerfs et viscéres.  
Paris, éd. Maloine, 1996, 199 p.
68. Kane AA, Lo LJ, Christensen GE, Vannier MW, Marsh JL. Relationship between bone and muscles of mastication in hemifacial microsomia.  
Plast Reconstr Surg 1997, 99(4):990-7.
69. Kantomaa T, Hall BK. Organ culture providing an articulating function for the temporomandibular.  
J Anat 1988 161:195-201.
70. Kasai K, Richards LC, Kanazawa E, Iwasawa T. Cephalometric analysis of masseter muscle and dentoskeletal morphology in dentate and edentulous humans.  
J Nihon Univ Sch Dent 1997, 39:78-85.
71. Kasai K, Richards LC, Kanazawa E, Ozaki T, Iwasawa T. Relationship between attachment of the superficial masseter muscle and craniofacial morphology in dentate and edentulous human.  
J Dent Res 1994, 73:1142-9.
72. Katsumata A, Fujishita M, Arijii Y, Arijii E, Langlais R P. 3D CT evaluation of masseter muscle morphology after setback osteotomy for mandibular prognathism.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2004, 98:461-70.
73. Kiliaridis S, Kalebo P. Masseter muscle thickness measured by ultrasonography and its relation to facial morphology.  
J Dent Res 1991, 70(9):1262-5.
74. Kiliaridis S, Mahboudi PH, Raadsheer MC, Katsaros C. Ultrasonographic thickness of the masseter muscle in growing individuals with unilateral crossbite.  
Angle Orthod 2007, 77(4):607-11.
75. Kitai N, Fujii Y, Murakami S, Furukawa S, Kreiborg S, Takada K. Human masticatory muscle volume and zygomatico-mandibular form in adults with mandibular prognathism.  
J Dent Res 2002; 81:752-6.
76. Kleinbaum DG, Kupper LL. Comparing two straightline regression models.  
Applied Regression Analysis and Other Multivariate Methods. North Scituate, MA: Duxbury, 1978, 95-112.
77. Konno M, Sato K, Mito T, Mitani H. Relationship between the direction of mandibular growth and the masseter muscle conduction velocity.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2005, 128(1):35-43.

78. Koolstra JH, van Eijden TMGJ, Van Spronsen PH, Weijs WA, Valk J. Computer-assisted estimation of lines of action of human masticatory muscles reconstructed in vivo by means of magnetic resonance imaging of parallel sections.  
Arch Oral Biol 1990, 35(7):549-56.
79. Korach G, Vignaud J. Manuel de techniques radiographiques et tomodensitométries du crâne.  
Paris, éd. Masson, 1987.
80. Kubota M, Nakano H, Sanjo I, Satoh K, Sanjo T, Kamegai T, Ishikawa F. Maxillofacial morphology and masseter muscle thickness in adults.  
Eur J Orthod 1998, 20:535-42.
81. Kwon T-G, Park H-S, Ryoo H-M, Lee S-H. A comparison of craniofacial morphology in patients with and without facial asymmetry – a three-dimensional analysis with computed tomography.  
Int J Oral Maxillofac Surg 2006, 35:43-8.
82. L'Engle Williams F, Richtsmeier JT. Comparison of mandibular landmarks from computed tomography and 3D digitizer data.  
Clin Anat 2003, 16:494-500.
83. Lacan A. Nouvelle imagerie dentaire.  
Paris, éd CdP, 1993, 372p.
84. Langman S. Embryologie médicale.  
Paris, éd. Masson, 1994.
85. Larson-Meyer E, Smith SR, Heilbronn LK, Kelley DE, Ravussin E, Newcomer BR. Muscle-associated triglyceride measured by computed tomography and magnetic resonance spectroscopy.  
Obesity 2006, 14:73-87.
86. Lo LJ, Lin WY, Wong HF, Lu KT, Chen YR. Quantitative measurement on the three-dimensional tomography: an experimental validation using phantom objects.  
Chang Gung Med J 2000; 23(6):354-9.
87. Lo LJ, Mardini S, Chen YR. Volumetric change of the muscles of mastication following resection of mandibular angles: a long-term follow-up.  
Ann Plast Surg 2005, 54(6):615-21.
88. Lou L, Lagravere M O, Compton S, Major P W, Flores-Mir C. Accuracy of measurements and reliability of landmark identification with computed tomography (CT) techniques in the maxillofacial area: a systematic review.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007, 104:402-11.
89. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT.  
Dentomaxillofac Radiol 2006, 35(4): 219-26.
90. Mackool RJ, Hopper RA, Grayson BH, Holliday R, McCarthy JG. Volumetric change of the medial pterygoid following distraction osteogenesis of the mandible: an example of the associated soft-tissue changes.  
Plast Reconstr Surg 2003, 111(6):1804-7.
91. Maeda M, Katsumata A, Arijii Y, Muramatsu A, Yoshida K, Goto S, Kurita K, Arijii E. 3D-CT evaluation of facial asymmetry in patients with maxillofacial deformities.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2006, 102:382-90.
92. Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003, 96:508-13.
93. Maki K, Miller A J, Okano T, Hatcher D, Yamaguchi T, Kobayashi H, Shibasaki Y. Cortical bone mineral density an asymmetrical mandibles: a three dimensional quantitative computed tomography study.  
Eur J Orthod 2001, 23:217-32.

94. Matsushima S, Nakano H, Latsushima K, Seino Y, Kamegai T, Ishiwaga F, Shozushima M, Sakamaki K. Relationship between the volume of masticatory muscles and dentofacial morphology. *Eur J Orthod* 1998, 20(4):463-86.
95. Mitsiopoulos N, Baumgartner RN, Heymsfield SB, Lyons W, Gallagher D, Ross R. Cadaver validation of skeletal muscle measurement by magnetic resonance imaging and computerized tomography. *J Appl Physiol* 1998, 85(1):115-22.
96. Moller AJ, Vargervik K. Neuromuscular adaptation of cranio-facial muscles to altered oral sensation. *Am J Orthod* 1968, 87:303-10.
97. Murray G M, Bhutada M, Peck C C, Phanachet I, Sae-lee D, Whittle T. The human lateral pterygoid muscle. *Arch Oral Biol* 2007, 52:377-80.
98. Nichol A.M., Smith S.L., D'Yachkova Y, Robar J.L., Barbett L.R., Rolleston J.L., Hay J.H. Quantification of masticatory muscle atrophy after high-dose radiotherapy. *Int J Rad Oncol Biol Phys* 2003, 54:1170-9.
99. Osborn J W, Baragar F A. Predicted pattern of human muscle activity during clenching derived from a computer assisted model: Symmetric vertical bite forces. *J Biomech* 1985, 18:599-612.
100. Papadopoulos M A, Christou P C, Athanasiou A E, Boettcher P. Three-dimensional craniofacial reconstruction imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2002; 93:382-93.
101. Prabhu NT, Munshi AK. Measurement of masseter and temporalis muscle thickness using ultrasonographic technique. *J Clin Pediatr Dent* 1994, 19:41-4.
102. Pruim GJ, De Jongh HJ, Ten Bosch JJ. Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels. *Biomech* 1980, 13:755-63.
103. Raadsheer MC, Van Eijden TMGJ, Van Spronsen PH, Van Ginkel FC, Kiliaridis S, Prah-Andersen B. A comparison of human masseter muscle thickness measured by ultrasonography and magnetic resonance imaging. *Arch Oral Biol* 1994, 39(12):1079-84.
104. Raadsheer MC, Kiliaridis S, Van Eijden TMGJ, Van Ginkel FC, Prah-Andersen B. Masseter muscle thickness in growing individuals and its relation to facial morphology. *Arch Oral Biol* 1996, 41(4):323-32.
105. Raadsheer SA, Prabhu NT, Munshi AK. Electromyographic and ultrasonographic observations of masseter and anterior temporalis muscles in children. *J Clin Pediatr Dent* 1996, 20:127-32.
106. Raadsheer MC, Van Eijden TMGJ, Van Ginkel FC, Prah-Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *J Dent Res* 1999, 78(1):31-42.
107. Radzkiewicz A. Analyse céphalométrique de Steiner en téléradiographie et en tomodensitométrie via les reconstructions 3D des logiciels C2000 et CEPHA 3DT : étude comparative des résultats sur 5 crânes secs. Mémoire CECSMO. Univ Bordeaux 2, 2002.
108. Raustia AM, Oikarinen KS, Pyhtinen J. Densities and size of main masticatory muscles in patients with internal derangements of temporomandibular joint obtained by computed tomography. *J Oral Rehab* 1998, 25:59-63.
109. Raustia AM, Salonen MAM, Pyhtinen J. Evaluation of masticatory muscles of edentulous patients by computed tomography and electromyography. *J Oral Rehab* 1996, 23:11-6.

110. Ringqvist M. Isometric bite force and its relation to dimensions of the facial skeleton. *Acta Stomatol Scand* 1973, 31:35-42.
111. Rouviere H. *Anatomie humaine descriptive et topographique – tome I : tête et cou*. Paris, éd Masson, 1959, 544 p.
112. Rouviere H. *Précis d'anatomie et de dissection*. Paris, éd Masson, 1976.
113. Ruf S, Pancherz H, Kirschbaum M. Gesichts-morphologie, Grosse und Aktivität des Musculus masseter. *Fortschritte der Kieferorthopädie* 1994, 23: 219-27.
114. Salame TH, Peck CC, Murray GM. A new method for lateral pterygoid electromyographic electrode placement. *J Prosthet Dent* 2007, 98:224-31.
115. Sampeur M, Ben-Malek M, Boileau MJ. Reliability of masticatory muscles measurements on CT scans. *Dentomaxillofac Radiol*, soumis.
116. Sampeur M, Boileau MJ. Caractéristiques des muscles masticateurs en tomodensitométrie : variations en fonction de la typologie squelettique. *Orthod Fr*, accepté pour publication.
117. Sannomiya EK, Goncalves M, Cavalcanti MP. Masseter muscle hypertrophy – Case report. *Braz Dent J* 2006, 17(4):347-50.
118. Sasaki K, Hannam AG, Wood WW. Relationships between the size, position and angulation of human jaw muscles and unilateral first molar bite force. *J Dent Res* 1989, 68:499-503.
119. Sassouni V. A classification of skeletal facial types. *Am J Orthod* 1969, 55:109-23.
120. Satiroglu F, Arun T, Isik F. Comparative data on facial morphology and muscle thickness using ultrasonography. *Eur J Orthod* 2005, 27:562-7.
121. Sato H, Kawamura A, Yamaguchi M, Kasai K. Relationship between masticatory function and internal structure of the mandible based on computed tomography findings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005, 128:766-73.
122. Sayeeda A R, Prabhu N T, Munshi A K. Electromyographic and ultrasonographic observations of masseter and anterior temporalis in children. *J Clin Pediatr Dent* 1996, 20(2):127-32.
123. Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2004, 33(2) :83-6.
124. Smith DM, Mac Lachlan KR, Mac Call WD. A numerical model of temporomandibular joint loading. *J Dent Res* 1986, 65:1046-52
125. Takashima M, Kitai N, Murakami S, Furukawa S, Kreiborg S, Takada K. Volume and shape of masticatory muscles in patients with hemifacial microsomia. *Cleft Palate Cranofacial J* 2003, 40(4):437-45.
126. Throckmorton G S, Throckmorton L S. Quantitative calculations of temporomandibular joint reaction forces. I. The importance of the magnitude of the jaw muscle forces. *J Biomech* 1985, 18:445-52.
127. Throckmorton G S. Quantitative calculations of temporomandibular joint reaction forces. II. *J Biomech* 1985, 18:453-61.

128. Throckmorton GS, Finn RA, Bell WH. Biomechanics of differences in lower face height. *Am J Orthod* 1980, 77:410-20.
129. Torsten B, Moller. Atlas de poche d'anatomie en coupes sériées TDM-IRM – tome I : tête et cou, rachis et articulations. Paris, éd Médecine-sciences Flammarion, 2001, 259 p.
130. Treil J, Casteigt J, Escude B. Intérêt de l'imagerie 3D dans le bilan pré-chirurgical des dysmorphoses maxillofaciales. *Radiol J Cepur* 1992, 12:20-5.
131. Treil J, Casteigt J, Jaeger M, Cavezian R. La charpente maxillo-mandibulaire : nouvelle approche cranio-facio-métrique tridimensionnelle. *Actual Odonto Stomatol* 1993, 188:627-33.
132. Treil J, Casteigt J, Roch P, Puech CH, Cavezian R. Imagerie 3D des dysmorphoses maxillofaciales.. *Orthod Fr* 1994, 65:295-308.
133. Treil J, Casteigt J, Madrid C, Borianne P. Une nouvelle construction céphalométrique tridimensionnelle. Un nouveau paramétrage d'analyse tridimensionnel : les axes d'inertie. Un nouveau concept de l'équilibre maxillofacial. *Orthod Fr* 1997, 68:171-181.
134. Treil J, Madrid C, Jaeger M, Casteigt J, Borianne P. Biométrie tridimensionnelle maxillofaciale. *Cah Anthropol Biom Hum* 1997, 15:65-73.
135. Treil J, Casteigt J, Faure J, Madrid C, Borianne P, Jaeger M. Architecture cranio-facio-maxillo-dentaire. Un modèle tridimensionnel. Applications en clinique orthodontique et chirurgie orthognatique. EMC (Elsevier SAS, Paris), Odontologie, 23-455-E-40, 2000.
136. Treil J, Faure J, Braga J, Casteigt J, Borianne P. Imagerie et céphalométrie tridimensionnelles des asymétries craniofaciales. *Orthod Fr* 2002, 73:179-97.
137. Treil J, Casteigt J, Faure J, Horn A, Labadie MP. Orthodontie et tomodensitométrie. *Rev Orthop Dentofac* 2003, 37:9-21.
138. Troulis M J, Everett P, Seldin E B, Kikinis R, Kaban L B. Development of a three-dimensional treatment planning system based on computed tomographic data. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002, 31:349-57.
139. Ueki K, Takazakura D, Marakuva K, Shimada M, Nakagawa K, Yamamoto E. Relationship between the morphologies of the masseter muscle and the ramus and occlusal force in patients with mandibular prognathism. *J Oral Maxillofac Surg* 2006, 64:1480-6.
140. Valeri C J, Cole T M, Lele S, Richtsmeier J T. Capturing data from three dimensional surfaces using fuzzy landmarks. *Am J Physical Anthropol* 1998, 107: 113-24.
141. Van Eijden TMGJ. Three dimensional analysis of human bite force magnitude and moment. *Arch Oral Biol* 1991, 36:535-9.
142. Van Spronsen PH, Weijs WA, Valk J, Prahl-Andersen B, Van Ginkel FC. Comparaison of jaw-muscle bite force cross sections obtained by means of magnetic resonance imaging and high-resolution CT scanning. *J Dent Res* 1989, 68:1765-70.
143. Van Spronsen PH, Weijs WA, Valk J, Prahl-Andersen B, Van Ginkel FC. Relationships between jaw muscle cross sections and craniofacial morphology in normal adults studied with magnetic resonance imaging. *Eur J Orthod* 1991, 13:351-61.
144. Van Spronsen PH, Weijs WA, Valk J, Prahl-Andersen B, Van Ginkel FC. A comparaison of jaw muscle cross section of long face and normal adults. *J Dent Res* 1992, 71:1279-85.

145. Van Spronsen PH, Weijts WA, Van Ginkel FC, Prahlandersen B. Jaw muscle orientation and moments arms of long face and normal adults.  
J Dent Res 1996, 75:1372-80.
146. Van Spronsen PH, Koolstra JH, Van Ginkel FC, Weijts WA, Valk J, Prahlandersen B. Relationships between the orientation and moment arms of the human jaw muscles and normal craniofacial morphology.  
Eur J Orthod 1997, 19:313-28.
147. Vergez F. Caractéristiques scannographiques du masséter et du ptérygoïdien médial et asymétries mandibulaires.  
Mémoire CECSMO. Bordeaux: Univ Bordeaux 2, 1997.
148. Weijts W A, Hillen B. Relationship between masticatory muscle cross-section and skull shape.  
J Dent Res 1984, 63:1154-7.
149. Weijts W A, Hillen B. Relationship between the physiological cross-section areas in computer tomograms.  
Acta Anat 1984, 118:129-38.
150. Weijts W A, Hillen B. Physiological cross-section of the human jaw muscles.  
Acta Anat 1985, 121:31-5.
151. Weijts W A, Hillen B. Correlation between the cross sectional area of the jaw muscles and cranio-facial size and shape.  
Am J Phys Anthropol 1986, 7:423-31.
152. Weller R, Pfau T, Ferrari M, Griffith R, Bradford T, Wilson A. The determination of muscle volume with a freehand 3D ultrasonography system.  
Ultrasound Med Biol 2007, 33:402-7.
153. Xu JA, Yuasa K, Yoshiura K, Kanda S. Quantitative analysis of masticatory muscles using computed tomography.  
Dento Maxillofac Radiol 1994, 23:154-8.
154. Yamaguchi S, Rikimaru H, Yamaguchi K, Itoh M, Watanabe M. Overall activity of all masticatory muscles during lateral excursion.  
J Dent Res 2006; 85(1):69-73.
155. Yu CC, Wong FH, Lo LJ, Chen YR. Craniofacial deformity in patients with uncorrected congenital muscular torticollis: an assessment from three-dimensional computed tomography imaging.  
Plast Reconstr Surg 2004; 113(1):24-33.



Apport de la tomodensitométrie dans l'étude de la musculature craniofaciale  
Revue de la littérature

MJ Boileau, M Sampeur, A Radzkiewicz. Rev Orthop Dento Faciale 37 :75-92, 2003.

# **APPORT DE LA TOMODENSITOMETRIE DANS L'ETUDE DE LA MUSCULATURE CRANIO-FACIALE.**

## **REVUE DE LA LITTERATURE**

**Marie-José BOILEAU, Maud SAMPEUR, Alain RZADKIEWICZ**

### **Résumé**

Les analyses biomécaniques du système masticateur ont montré l'influence des caractéristiques morphologiques musculaires sur le fonctionnement et le développement du système stomatognathique.

Le développement des techniques d'imagerie permet une étude précise de ces sangles musculaires.

Après un rappel des principaux avantages et inconvénients de l'imagerie par résonance magnétique et de l'échotomographie, les auteurs présentent les approches possibles des muscles masticateurs grâce à la tomodensitométrie et rapportent les résultats de travaux qui montrent les relations liant la morphologie musculaire à la morphologie squelettique.

**Mots clés :** Tomodensitométrie tridimensionnelle - Muscles masticateurs - Développement cranio-facial - Biomécanique.

## Introduction

Depuis le début du 20<sup>ème</sup> siècle, de nombreux auteurs<sup>8,13,15,23,25,34-37</sup> ont, à la suite de Gysi<sup>11</sup>, essayé de modéliser le système stomatognathique pour tenter de mieux connaître son fonctionnement et de préciser les charges supportées par l'ATM.

Ces analyses biomécaniques permettent de comprendre l'étiopathogénie de certaines dysfonctions articulaires ainsi que certaines modalités du développement cranio-facial.

Cependant, si l'électromyographie et les capteurs de forces occlusales fournissent une évaluation des caractéristiques fonctionnelles des sangles musculaires impliquées<sup>39</sup>, leurs caractéristiques anatomiques n'ont longtemps été connues qu'au travers des dissections puis extrapolées à ces modèles mathématiques.

Les conditions de conservation et de fixation des pièces anatomiques<sup>18</sup> et leur état d'édentement fréquent entraînant une atrophie musculaire<sup>18,40</sup> ainsi que la difficulté du report des repères squelettiques utilisés<sup>43</sup> rendent ces évaluations très imprécises. Ces causes d'erreur, associées à la variabilité individuelle très importante de ces paramètres (Christiansen<sup>in 21</sup>), conduisent à des approximations telles que ces résultats sont difficilement exploitables au niveau clinique individuel et justifient une détermination personnalisée de ces paramètres musculaires.

Le développement, depuis une vingtaine d'années, des techniques d'imagerie médicale permet aujourd'hui une approche individualisée de ces différents paramètres.

Ainsi, diverses études<sup>1,2-4,7,10,12,19,22,27,29,32,33,39,41-49</sup> ont pu montrer que les caractéristiques anatomiques musculaires (zones d'insertion, volume, orientation) sont étroitement liées aux caractéristiques morphologiques squelettiques et qu'elles contribuent à expliquer en partie les différences fonctionnelles observées chez les sujets de types squelettiques dissemblables.

## 1. IMAGERIE DES MUSCLES MASTICATEURS

### *1.1. L'imagerie par résonance magnétique nucléaire (IRM)*

Parmi les trois principales techniques d'imagerie disponibles aujourd'hui pour l'exploration des muscles, l'imagerie par résonance magnétique nucléaire est considérée comme la technique de choix. Elle assure une excellente visualisation des tissus mous. La distinction aisée entre les muscles et le tissu adipeux facilite la différenciation des faisceaux musculaires.

Employée dans de nombreuses études, elle permet une approche fiable<sup>40</sup> des caractéristiques morphologiques de tous les muscles masticateurs notamment :

- leur surface de section<sup>12,32,41,42</sup>
- leur volume<sup>21</sup>
- leur orientation<sup>21,32,43,44</sup>

Cependant, son utilisation est actuellement limitée par son coût et la disponibilité des appareils. De plus, la visualisation des détails osseux est ici nettement inférieure aux performances du scanner et aucune analyse squelettique architecturale ou dimensionnelle n'est disponible pour une étude simultanée des éléments musculaires et squelettiques.

### *1.2. L'ECHOTOMOGRAPHIE*

Simple, peu coûteuse<sup>3,28</sup>, sans effet biologique néfaste actuellement connu<sup>19,26,28</sup> l'échotomographie permet, selon Gaspard<sup>9</sup>, d'étudier tous les muscles masticateurs excepté le ptérygoïdien latéral, trop profond.

Surtout utilisée pour le masséter et le temporal<sup>3,21,24,26</sup>, muscles superficiels facilement accessibles<sup>28</sup>, elle fournit une évaluation quantitative fiable<sup>3,17,20,24,26</sup> de l'épaisseur musculaire au repos et en contraction.

Raadsheer et al<sup>26</sup> montrent ainsi que l'épaisseur musculaire en contraction mesurée par l'échotomographie est très fortement corrélée à l'épaisseur musculaire au repos, mesurée sur une IRM. Cependant, le muscle temporal étant très mince, l'épaisseur est un mauvais indicateur de ses propriétés biomécaniques<sup>29</sup>.

Certains auteurs (Ruf<sup>in 28</sup>) ont estimé par cette technique la surface de section du muscle.

Malgré la possibilité de réaliser des études longitudinales de l'épaisseur musculaire au cours de la croissance<sup>26</sup> on peut reprocher à cette méthode :

- la difficulté d'interprétation des coupes obtenues qui nécessite une habitude des techniques d'échotomographie ;
- l'influence importante des conditions d'enregistrement (pression exercée sur le capteur<sup>28</sup> et niveau d'activité musculaire) sur l'épaisseur musculaire, principal paramètre étudié ;
- l'absence de visualisation du squelette ;
- les réalisations de reconstructions tridimensionnelles restent encore exceptionnelles<sup>4</sup> privant d'informations sur le volume et surtout l'orientation du muscle étudié.

### *1.3. LA TOMODENSITOMETRIE*

Pour Raustia<sup>30,31</sup>, la tomodensitométrie est une excellente méthode d'observation et d'analyse quantitative de la morphologie des muscles masticateurs.

L'augmentation de la vitesse d'acquisition et la diminution des doses de radiations délivrées autorisent aujourd'hui une utilisation plus large de la tomodensitométrie crânienne.

Malgré une visualisation des sangles musculaires légèrement inférieure à celle de l'IRM, différents travaux<sup>40</sup> ont montré que les résultats obtenus avec le scanner étaient comparables à ceux de l'IRM.

Les reconstructions tridimensionnelles et les capacités de calcul des nouveaux logiciels permettent, sur un même examen, l'étude simultanée des caractéristiques anatomiques des muscles et du squelette cranio-facial. Cette possibilité constitue le point fort de cette technique lors d'analyses biomécaniques du système masticateur ou d'études du développement cranio-facial.

## 2. APPORT DE LA TOMODENSITOMETRIE DANS L'ETUDE DES MUSCLES MASTICATEURS EN ORTHODONTIE

### *2.1 Paramètres étudiés*

Grâce aux coupes d'acquisition axiales ou coronales<sup>30-31</sup> et aux reconstructions tridimensionnelles, les principaux paramètres anatomiques musculaires sont correctement quantifiables par la tomodensitométrie.

#### 2.1.1 La surface de section (figure 2)

La surface de section des muscles masticateurs a été le premier paramètre étudié. Elle est particulièrement intéressante dans les études biomécaniques car c'est un bon indicateur de la force maximale qu'un muscle peut produire (Schantzin 42, Morrisin 29, Manghan in 46, Weijs et Hillen 46).

Elle peut être directement évaluée sur les coupes d'acquisition, lorsqu'elles sont réalisées perpendiculairement au grand axe du muscle<sup>40, 47</sup>, c'est à dire :

- parallèlement au plan de Francfort pour le temporal<sup>40</sup>,
- inclinées à 30° par rapport à Francfort pour le masséter et le ptérygoïdien médial<sup>1,7,40,45,47</sup>,
- perpendiculairement au plan de Francfort pour le ptérygoïdien latéral<sup>40</sup>.

Cependant, la variabilité d'orientation des muscles masticateurs<sup>2</sup> et la possibilité de réaliser, après reconstruction tridimensionnelle, des coupes selon d'autres orientations, conduisent aujourd'hui les auteurs à réaliser de plus en plus souvent leurs acquisitions parallèlement au plan de Francfort.

Plusieurs auteurs ont étudié la fiabilité de la détermination de la surface de section par la tomodensitométrie en comparant les valeurs obtenues aux surfaces de section déterminées lors de dissections<sup>5, 47</sup> ou grâce à l'IRM<sup>6, 40</sup>. ( Tables I)

Même en n'utilisant qu'une seule coupe tomodensitométrique au niveau de la partie la plus épaisse du muscle, Van Spronsen et al<sup>40</sup> notent, pour le masséter et le ptérygoïdien médial, une très bonne concordance des valeurs obtenues avec celles de l'IRM.

Pour le temporal, les résultats sont moins fiables mais acceptables alors que la correspondance est faible pour le ptérygoïdien latéral (Table Ib). L'orientation de ces deux muscles par rapport au plan sagittal médian rend les mesures obtenues plus sensibles à la position du sujet, certains faisceaux pouvant être coupés obliquement.

La réalisation de séries de coupes tomodensitométriques lors d'un examen et les possibilités de reconstructions bi- et tridimensionnelles améliorent la fiabilité de leur exploration<sup>40</sup>.

Ainsi, Birou et al<sup>5-6</sup> constatent la bonne qualité des images tomodensitométriques qui se superposent aux coupes anatomiques<sup>5</sup> et aux images IRM<sup>6</sup>.

L'analyse de séries de coupes parallèles permet, quelque soit le muscle étudié, :

- de déterminer avec une plus grande précision la surface de section maximale ;
- de mesurer la surface de section du muscle à différents niveaux de son trajet ;
- de situer le niveau de la surface de section maximale. Ainsi, celles du masséter et du ptérygoïdien médial sont situées relativement haut, quasi systématiquement au-dessus du plan d'occlusion pour Djoudi 7 (1cm à 1,5cm le plus souvent) ou 8mm au-dessus du foramen mandibulaire pour le masséter et au niveau de ce foramen pour le ptérygoïdien médial, selon Xu et al 50 ;
- de calculer la surface de section moyenne d'un muscle<sup>1,7</sup> facilitant certaines comparaisons musculaires.

Actuellement, la réalisation de coupes jointives et fines augmente significativement la précision de ces mesures.

La surface de section maximale moyenne varie selon les études, mais les résultats restent comparables (elles sont de l'ordre de 5.5 à 7.5 cm<sup>2</sup> pour le masséter et de 3.5 à 4.5 cm<sup>2</sup> pour le ptérygoïdien médial). Les conditions d'examen et surtout la grande variabilité individuelle expliquent ces variations et la grande dispersion des mesures obtenues dans les différentes études. De plus, Newtonin 7 a montré que la surface de section des muscles diminuait avec l'âge de 47% pour le masséter et 35% pour le ptérygoïdien médial. Elle diminue en cas d'atrophie musculaire consécutive à un dysfonctionnement du système stomatognathique<sup>30-31</sup>.

### 2.1.2 L'épaisseur musculaire (figure 3)

Peu réalisée sur les coupes tomодensitométriques axiales, elle correspond, le plus souvent, à l'épaisseur maximale sur une coupe donnée. Ainsi, Vergez<sup>45</sup>, par exemple, l'étudie au niveau du plan d'occlusion. Ce paramètre permet de comparer les résultats obtenus en tomодensitométrie avec ceux de l'échotomographie. Raustia et al<sup>30</sup> l'évaluent sur une coupe coronale, au niveau de l'épaisseur maximale du masséter. Conjointement aux mesures de la surface de section de la coupe et de la densité musculaire, évaluée en unités Hounsfield, l'étude de ce paramètre participe à la recherche de modifications morphologiques, voire d'une atrophie musculaire, dans les cas d'édentement prolongé<sup>30</sup>, de fracture condylienne<sup>31</sup>, d'arthrite rhumatoïde<sup>31</sup> ou de dysfonction articulaire<sup>31</sup>.

### 2.1.3 Le volume musculaire (figures 4 à 6)

Grâce au progrès des logiciels de calcul, à la multiplication des coupes et aux reconstructions tridimensionnelles, le volume des différents muscles peut être calculé, permettant de s'affranchir de l'orientation et du niveau des coupes effectuées.

Pour le masséter et le ptérygoïdien médial, muscles les plus étudiés, le volume est très fortement corrélé

- à la surface maximale de section

- pour le masséter  $r = 0,82$  avec  $p < 0,001$  (Gionhaku et al 10)  
 $r = 0,903$  avec  $p = 0,0001$  (Xu 50)

- pour le ptérygoïdien médial  $r = 0,77$  avec  $p < 0,001$  (Gionhaku et al 10)  
 $r = 0,818$  avec  $p = 0,0001$  Xu 50

- à la moyenne des surfaces de section des coupes analysées (Vergez 45)

- pour le masséter droit  $r = 0,951$ , pour le masséter gauche  $r = 0,946$  avec  $p < 0,001$   
- pour le ptérygoïdien médial droit  $r = 0,78$ , pour le masséter gauche  $r = 0,79$

Il représente donc, lui aussi, un bon indicateur de la force pouvant être développée par le muscle.

Comme la surface de section maximale ou moyenne, le volume des muscles étudiés est soumis à de fortes variations individuelles :

- Masséter : volume moyen = 30,4 +/- 4,1 cm<sup>3</sup> (dispersion 22,4-38,1) 10  
21,22 +/- 6,1 cm<sup>3</sup> (50)

-Ptérygoïdien médial : volume moyen = 11,5 +/- 2,1 cm<sup>3</sup> (dispersion 7,4-15,2) 10  
9,31 +/- 2,1 cm<sup>3</sup> (50)

### 2.1.4 L'orientation du muscle et les zones d'insertions (figure 6)

Les reconstructions tridimensionnelles du squelette cranio-facial et des muscles masticateurs permettent d'étudier leur orientation en évaluant leur grand axe :

- soit visuellement sur les images reconstruites en utilisant son bord antérieur<sup>2</sup>
- soit en le calculant par diverses méthodes comme celle des axes d'inertie<sup>38</sup> dans les logiciels C2000 et cépha 3 DT ou la méthode des centroïdes utilisée par Koolstra et al<sup>21</sup> sur des coupes IRM.

La visualisation des zones d'insertion musculaire sur ces reconstructions peut permettre d'étudier leur position et leur étendue sur leur support osseux. Même si de telles études ne semblent pas avoir été menées en tomodynamométrie, des dissections ont montré que cette localisation varie en fonction du type squelettique et de l'activité masticatrice<sup>17,18</sup>. Ces paramètres influencent fortement la biomécanique du système masticateur et les forces occlusales développées.

Ainsi, à partir de ces reconstructions et de la détermination des axes musculaires il sera sans doute bientôt possible de calculer pour chaque muscle :

- la direction et le point d'application de la force développée
  - son bras de levier et son avantage mécanique
- conduisant à une analyse biomécanique individualisée de chaque patient.

### **2.2 Apport de la tomodynamométrie dans l'étude comparative des différents muscles masticateurs**

Actuellement, la plupart des études ne concernent que quatre muscles : les ptérygoïdiens médiaux et les masséters limitant les comparaisons des différents groupes musculaires.

#### 2.2.1 Masséter et ptérygoïdien médial

Les muscles masséters sont plus développés que les ptérygoïdiens médiaux<sup>40, 7-1, 10, 45</sup> mais tous les auteurs s'accordent à reconnaître de très fortes corrélations entre les principaux paramètres musculaires de ces deux muscles.

Le coefficient de corrélation entre les volumes de ces deux muscles est de 0,82 ( $p < 0,0001$ ) pour Xu et al<sup>50</sup> et de 0,7 pour Gionhaku et al<sup>10</sup>. Celui entre les surfaces de section maximales est de 0,73<sup>50</sup>.

Ces liaisons très fortes conduisent Xu et al<sup>50</sup> à conclure que si la morphologie des muscles masticateurs influence les forces occlusales ou la morphologie cranio-faciale, son effet est dû à l'action conjointe de ces deux muscles.

L'atrophie musculaire avec l'âge ne modifie pratiquement pas cette relation (Newton in<sup>50</sup>)

#### 2.2.2 Symétrie musculaire

Même si tous les auteurs constatent de faibles différences entre les muscles droits et gauches, elles restent modérées chez les sujets présentant une symétrie faciale.

Vergez<sup>45</sup> constate en effet dans ce cas, une différence relative moyenne des volumes de 5,46 % +/- 3,8 pour le masséter et de 6,58 % +/- 2,71 pour le ptérygoïdien médial.

Là encore, les volumes des muscles droit et gauche sont très fortement corrélés

$$r=0,923 \text{ pour les masséters}$$

$$r=0,897 \text{ pour les ptérygoïdiens médiaux.}$$

### **2.3 Apport de la tomodynamométrie dans l'étude des relations musculature-squelette**

Les différentes études tomodynamométriques réalisées mettent en évidence des liaisons entre les caractéristiques musculaires et les caractéristiques squelettiques dans les trois dimensions de l'espace.

Leurs résultats sont en parfaite concordance avec ceux des autres travaux basés sur l'imagerie par résonance magnétique<sup>12,41-44</sup> ou sur l'échotomographie<sup>3,4,19,27,29</sup>.

#### 2.3.1. Liaisons avec les caractéristiques squelettiques verticales

Dès 1986, Weijs et Hillen<sup>49</sup> constatent que la surface de section des muscles masséter et ptérygoïdien médial est augmentée chez les sujets présentant un angle goniale réduit et une forte hauteur ramale.

Djoudi<sup>7</sup>, comparant des sujets hypo-, méso- et hyperdivergents observe aussi, des surfaces de section supérieures chez les hypodivergents.

En étudiant les volumes musculaires, Gionhaku et al<sup>10</sup> trouvent des corrélations significatives entre ce paramètre et la morphologie squelettique faciale:

- le volume du masséter est corrélé négativement avec l'inclinaison du plan mandibulaire et celle du plan d'occlusion et l'ouverture de l'angle goniale et positivement avec la hauteur faciale postérieure, la hauteur ramale et le rapport hauteur faciale postérieure sur hauteur faciale antérieure ;

le volume du ptérygoïdien médial, comme celui du masséter, est corrélé négativement avec l'angle goniale et positivement avec la hauteur faciale postérieure et la hauteur ramale.

L'étude de Vergez<sup>45</sup> confirme la liaison de la hauteur ramale avec le volume et la surface de section des muscles masséter et ptérygoïdien médial homolatéraux : le ramus est d'autant plus haut que l'angle ptérygo-massétérien est développée.

### 2.3.2. Liaisons avec les caractéristiques squelettiques sagittales

Ces relations sont plus controversées.

Weijts et Hillen<sup>49</sup> notent une liaison positive entre la surface de section du masséter et du ptérygoïdien médial et la longueur mandibulaire qu'ils attribuent à l'action protractrice de ces muscles.

Vergez<sup>45</sup> ne constate cette liaison entre la longueur mandibulaire et le développement des muscles élévateurs qu'au niveau de la morphologie du masséter homolatéral, principalement avec son volume et son épaisseur.

Gionhaku et al<sup>10</sup>, quant à eux, ne retrouvent pas de corrélation entre le volume des masséters et des ptérygoïdiens médiaux et les longueurs maxillaire ou mandibulaire.

Pour Arijji et al<sup>2</sup>, le masséter chez les sujets prognathes présente une orientation plus verticale par rapport au plan de Francfort (77° environ) et une surface de section plus réduite (320 mm<sup>2</sup> environ) que les sujets normaux (respectivement 65° et 375 mm<sup>2</sup> environ).

### 2.3.3. Liaisons avec les caractéristiques squelettiques transversales

Des liaisons positives entre les caractéristiques de la musculature élévatrice et le développement transversal de la face ont été mises en évidence par plusieurs auteurs.

Weijts et Hillen<sup>49</sup> constatent que plus la surface de section du masséter et du temporal est importante, plus la face est large.

Vergez<sup>45</sup> confirme ces résultats en mettant en évidence de fortes corrélations positives entre :

- l'hémi-largeur maxillaire et le volume, la moyenne des surfaces de section et l'épaisseur du masséter et du ptérygoïdien médial homolatéraux ainsi qu'à un degré moindre, ceux des muscles controlatéraux ;
- l'hémi-largeur mandibulaire et les caractéristiques morphologiques des muscles élévateurs homolatéraux.

### 2.3.4. Asymétrie musculaire et asymétrie squelettique

Dans des cas d'asymétrie faciale, plusieurs auteurs ont trouvé des relations étroites entre l'asymétrie de développement musculaire et l'asymétrie squelettique.

Dans des cas de microsomies hémifaciales, Kane et al<sup>16</sup> montrent que la quantité d'hypoplasie musculaire permet de prédire le degré d'hypoplasie squelettique de leurs zones d'insertion, l'inverse n'étant pas vrai. De même, Huisinga-Fischer et al<sup>14</sup> précisent que les malformations osseuses observées sont associées à l'hypodéveloppement des muscles masséter et temporal.

Chez sept sujets asymétriques, Amézian<sup>1</sup> constate que l'asymétrie musculaire est plus marquée au niveau du ptérygoïdien médial et relève des différences relatives entre les deux côtés importantes pour les surfaces de section de ces muscles dans les cas d'asymétries ramales. Le ptérygoïdien médial est plus développé du côté où le ramus est le plus haut, confirmant les relations verticales déjà signalées.

Enfin, Vergez<sup>45</sup>, comparant 11 sujets asymétriques à 19 sujets symétriques, remarque que les différences relatives entre les côtés droit et gauche sont en moyenne deux fois plus importantes chez les sujets asymétriques que chez les sujets normaux. Les asymétries musculaires importantes se rencontrent plutôt

chez les sujets présentant une asymétrie squelettique mais certains sujets asymétriques peuvent présenter une musculature symétrique.

## **Conclusion**

Les différentes études tomodensitométriques des muscles masticateurs nous renseignent sur la morphologie de ces muscles et soulignent ses étroites relations avec la morphologie squelettique, surtout dans les dimensions verticale et transversale.

Actuellement, les progrès techniques de cette méthode d'exploration autorisent des études beaucoup plus précises et plus fiables (réalisation de séries de coupes jointives, diminution de l'épaisseur des coupes, réduction du temps d'acquisition...)

Si les examens tomodensitométriques à visée diagnostique se généralisent en orthodontie, les analyses squelettiques qui ne manqueront pas de se développer pourront s'enrichir d'une analyse quantitative des sangles musculaires d'analyses biomécaniques individualisées du système masticateur de nos patients. Nous ne pouvons, en effet, oublier que ces notions biomécaniques quelque peu abstraites ont des applications cliniques quotidiennes nous apportant, entre autre une meilleure connaissance de la direction de croissance condylienne et de ses éventuelles modifications thérapeutiques et une meilleure évaluation de l'ancrage naturel vertical et sagittal.

## BIBLIOGRAPHIE

1. Amezian A. Surface de section du masseter et du ptérygoïdien médial et asymétrie cranio-faciale. Mémoire DUO. Bordeaux : Univ Bordeaux 2, 1995.
2. Arijji Y, Kawamata A, Yoshida K, Sakuma S, Nawa H, Fujishita M, Arijji E. Three-dimensional morphology of the masseter muscle in patients with mandibular prognathism. *Dentomaxillofac Radiol* 2000;29:113-8.
3. Bakke M, Tuxen A, Vilmann P, Jensen BR, Vilmann A, Toft M. Ultrasound image of human masseter muscle related to bite force, electromyography, facial morphology and occlusal factors. *Scand J Dent Res* 1992;100:164-71.
4. Benington PCM, Gardener JE, Hunt NP. Masseter muscle volume measured using ultrasonography and its relationship with facial morphology. *Eur J Orthod* 1999;21:659-70.
5. Birou G, Garcier JM, Guillot M, Vanneuville G, Chazal J. A study of the lateral pterygoid muscle : anatomic section and CT appearances. *Surg Radiol Anat* 1991;13(4):307-11.
6. Birou G, Garcier JM, Guillot M, Vanneuville G, Escande G. Correlations of CT and MRI Imaging of the lateral pterygoid muscle. *Ann Radiol* 1992;35(4):193-203.
7. Djoudi P. Etude scanographique de la surface de section des muscles masséter et ptérygoïdien médial en fonction de la divergence squelettique. Thèse Chir Dent. Bordeaux : Univ Bordeaux 2, 1995.
8. Ferrario VF, Sforza C. Biomechanical model of the human mandible in unilateral clench : distribution of temporomandibular joint reaction forces between working and balancing sides. *J Prosthet Dent* 1994;72:169-76.
9. Gaspard M. Exploration structurale et fonctionnelle du complexe temporo-massétrin par la tomoéchographie. *Cah Proth* 1993;81:37-73.
10. Gionhaku N, Lowe AA. Relationship between jaw muscle volume and craniofacial form. *J Dent Res* 1989;68(5):805-9.
11. Gysi A. Studies on leverage problem of the mandible. *Dent Digest* 1921;27:144-203.
12. Hannam AG, Wood WW. Relationship between the size and spatial morphology of human masseter and medial pterygoid muscles, the craniofacial skeleton and jaw biomechanics. *Am J Phys Anthropol* 1989;80:429-45.
13. Haskell B, Day M, Tetz J. Computer-aided modelling in the assessment of the biomechanical determinants of diverse skeletal patterns. *Am J Orthod* 1986;89(5):363-82.
14. Huisinga-Fischer CE, Zonneveld FW, Vaandrager JM, Prah-Andersen B. Relationship in hypoplasia between the masticatory muscles and the craniofacial skeleton in hemifacial microsomia, as determined by 3-D CT imaging. *J Craniofac Surg* 2001;12(1):31-40.
15. Hylander WL. The human mandible: lever or link? *Am J Phys Anthropol* 1975;43:227-42.
16. Kane AA, Lo LJ, Christensen GE, Vannier MW, Marsh JL. Relationship between bone and muscles of mastication in hemifacial microsomia. *Plast Reconstr Surg* 1997;99(4):990-7.
17. Kasai K, Richards LC, Kanazawa E, Ozaki T, Iwasawa T. Relationship between attachment of the superficial masseter muscle and craniofacial morphology in dentate and edentulous human . *J Dent Res* 1994;73(6):1142-9.
18. Kasai K, Richards LC, Kanazawa E, Iwasawa T. Cephalometric analysis of masseter muscle and dentoskeletal morphology in dentate and edentulous humans. *J Nihon Univ Sch Dent* 1997;39(2):78-85.
19. Kiliaridis S, Kälebo P. Masseter muscle thickness measured by ultrasonography and its relation to facial morphology. *J Dent Res* 1991;70(9):1262-5.
20. Kitai N, Fujii Y, Murakami S, Furukawa S, Kreiborg S, Takada K. Human masticatory muscle volume and zygomatico-mandibular form in adults with mandibular prognathism. *J Dent Res* 2002; 81(11):752-6.

21. Koolstra JH, Van Eijden TMGJ, Van Spronsen PH, Weijs WA, Valk J. Computed-assisted estimation of lines of action of human masticatory muscles reconstructed in vivo by means of magnetic resonance imaging of parallel sections. *Arch Oral Biol* 1990;35(7):549-56.
22. Kubota M, Nakano H, Sanjo I, Satoh K, Sanjo T, Kamegai T, Ishikawa F. Maxillofacial morphology and masseter muscle thickness in adults. *Eur J Orthod* 1998;20:535-42.
23. Osborn J W, Baragar F A. Predicted pattern of human muscle activity during clenching derived from a computer assisted model: Symmetric vertical bite forces. *J Biomech* 1985;18: 599-612.
24. Prabhu NT, Munshi AK. Measurement of masseter and temporalis muscle thickness using ultrasonographic technique. *J Clin Pediatr Dent* 1994;19(1):41-4.
25. Pruim GJ, De Jongh HJ, Ten Bosch JJ. Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels. *J Biomech* 1980;13:755-63.
26. Raadsheer MC, Van Eijden TMGJ, Van Spronsen PH, Van Ginkel FC, Kiliaridis S, Prah-Andersen B. A comparison of human masseter muscle thickness measured by ultrasonography and magnetic resonance imaging. *Arch Oral Biol* 1994;39(12):1079-84.
27. Raadsheer SA, Kiliaridis S, Van Eijden TMGJ, Van Ginkel FC, Prah-Andersen B. Masseter muscle thickness in growing individuals and its relation to facial morphology. *Arch Oral Biol* 1996; 41(4):323-32.
28. Raadsheer SA, Prabhu NT, Munshi AK. Electromyographic and ultrasonographic observations of masseter and anterior temporalis muscles in children. *J Clin Pediatr Dent* 1996;20(2):127-32.
29. Raadsheer MC, Van Eijden TMGJ, Van Ginkel FC, Prah-Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *J Dent Res* 1999; 78(1):31-42.
30. Raustia AM, Salonen MAM, Pyhtinen J. Evaluation of masticatory muscles of edentulous patients by computed tomography and electromyography. *J Oral Rehab* 1996;23:11-6.
31. Raustia AM, Oikarinen KS, Pyhtinen J. Densities and size of main masticatory muscles in patients with internal derangements of temporomandibular joint obtained by computed tomography. *J Oral Rehab* 1998;25:59-63.
32. Sasaki K, Hannam AG, Wood WW. Relationships between the size, position and angulation of human jaw muscles and unilateral first molar bite force. *J Dent Res* 1989;68(3):499-503.
33. Sassouni V. A classification of skeletal facial types. *Am J Orthod* 1969;55:109-23.
34. Smith DM, Mac Lachlan KR, Mac Call WD. A numerical model of temporomandibular joint loading. *J Dent Res* 1986;65(8):1046-52.
35. Throckmorton GS, Finn RA, Bell WH. Biomechanics of differences in lower face height. *Am J Orthod* 1980;77:410-20.
36. Throckmorton G S, Throckmorton L S. Quantitative calculations of temporomandibular joint reaction forces. I. The importance of the magnitude of the jaw muscle forces. *J Biomech* 1985;18:445-52.
37. Throckmorton G S. Quantitative calculations of temporomandibular joint reaction forces. II. *J Biomech* 1985;18:453-61.
38. Treil J, Roch P, Casteigt J, Jeager M, Cavezian R, Pasquet G. La charpente maxillo-mandibulaire : nouvelle approche cranio facio métrique tridimensionnelle. *Actual Odonto Stomatol* 1994;188:627-36.
39. Van Eijden TMGJ. Three dimensional analysis of human bite force magnitude and moment. *Arch Oral Biol* 1991;36(7):535-9.
40. Van Spronsen PH, Weijs WA, Valk J, Prah-Andersen B, Van Ginkel FC. Comparaison of jaw-muscle bite force cross sections obtained by means of magnetic resonance imaging and high-resolution CT scanning. *J Dent Res* 1989;68(12):1765-70.

41. Van Spronsen PH, Weijs WA, Valk J, Prah-Andersen B, Van Ginkel FC. Relationships between jaw muscle cross sections and craniofacial morphology in normal adults studied with magnetic resonance imaging. *Eur J Orthod* 1991;13:351-61.
42. Van Spronsen PH, Weiss WA, Valk J, Prah-Andersen B, Van Ginkel FC. A comparison of jaw muscle cross section of long face and normal adults. *J Dent Res* 1992;71(6):1279-85.
43. Van Spronsen PH, Weijs WA, Van Ginkel FC, Prah-andersen B. Jaw muscle orientation and moments arms of long face and normal adults. *J Dent Res* 1996;75(6):1372-80.
44. Van Spronsen PH, Koolstra JH, Van Ginkel FC, Weijs WA, Valk J, Prah-Andersen B. Relationships between the orientation and moment arms of the human jaw muscles and normal craniofacial morphology. *Eur J Orthod* 1997;19:313-28.
45. Vergez F. Caractéristiques scanographiques du masséter et du ptérygoïdien médial et asymétries mandibulaires. Mémoire CECSMO. Bordeaux: Univ Bordeaux 2, 1997.
46. Weijs W A, Hillen B. Relationship between masticatory muscle cross-section and skull shape. *J Dent Res* 1984;63:1154-7.
47. Weijs W A, Hillen B. Relationship between the physiological cross-section areas and their cross-sectional area in computer tomograms. *Acta Anat* 1984;118:129-38.
48. Weijs W A, Hillen B. Physiological cross-section of the human jaw muscles. *Acta Anat* 1985;121:31-5.
49. Weijs W A, Hillen B. Correlation between the cross sectional area of the jaw muscles and cranio-facial size and shape. *Am J Phys Anthropol* 1986;7:423-31.
50. Xu JA, Yuasa K, Yoshiura K, Kanda S. Quantitative analysis of masticatory muscles using computed tomography. *Dentomaxillo Fac Radiol* 1994;23(3):154-8.

## LEGENDES

Figure 1 : Modèle en 2 dimensions de la biomécanique articulaire selon Throckmorton<sup>37</sup>.

- CO condyle
- CN pointe du corané
- FM force exercée par le masséter
- FT force exercée par le temporal
- FB force occlusale

a = distance de la ligne d'action de FM au condyle

b= distance de la ligne d'action de FT au condyle

c= distance de la ligne d'action de FB au condyle.

Figure 2 : Coupe axiale d'acquisition au niveau de l'arcade maxillaire montrant les surfaces de section du masséter (en rose) et du ptérygoïdien médial (en vert).

Figure 3 : Mesure de l'épaisseur et de la largeur du masséter sur la coupe axiale de la figure 2.

Figure 4 : Vue de face d'une reconstruction 3D du squelette cranio-facial et du muscle masséter gauche avec ses axes d'inertie .

Figure 5 : Vue de profil d'une reconstruction 3D du squelette cranio-facial et des muscles masséter et temporal.

Figure 6 : Sur une vue de profil d'une reconstruction 3D, visualisation de l'orientation du temporal (axes d'inertie) et du masséter (axes d'inertie (en bleu) et bord antérieur (en rose)).

Figures 7 : Visualisation simultanée de la charpente maxillo-faciale de l'analyse de Treil<sup>38</sup> et des axes d'inertie du muscle masséter gauche.

a : vue de face

b : vue de profil

Table I : Comparaison des surfaces de section des muscles masticateurs obtenues grâce à l'IRM et à la tomodensitométrie d'après Van Spronsen et al<sup>40</sup>.

a : moyennes et écarts-types

b : coefficients de corrélation entre les 2 types de mesures

		<b>SCANNER</b>	<b>IRM</b>
<b>Masséter droit</b>	Moyenne	5,14	4,68
	Ecart-type	1,42	1,58
<b>Masséter gauche</b>	Moyenne	5,2	4,6
	Ecart-type	1,4	1,04
<b>Temporal droit</b>	Moyenne	5,15	6,04
	Ecart-type	0,64	1,25
<b>Temporal gauche</b>	Moyenne	5,2	4,81
	Ecart-type	0,74	0,86
<b>Ptérygoidien médial droit</b>	Moyenne	3,81	3,63
	Ecart-type	0,77	0,6
<b>Ptérygoidien médial gauche</b>	Moyenne	3,83	3,58
	Ecart-type	0,75	0,57
<b>Ptérygoidien latéral droit</b>	Moyenne	4,25	4,08
	Ecart-type	0,58	0,64
<b>Ptérygoidien latéral gauche</b>	Moyenne	4,29	4,35
	Ecart-type	0,55	0,5

Tableau I a

	<b>Masséter</b>	<b>Temporal</b>	<b>Ptérygoidien Médial</b>	<b>Ptérygoidien Latéral</b>
<b>Droit</b>	0,95 **	0,67 *	0,81 **	0,26
<b>Gauche</b>	0,88 **	0,73 *	0,81 **	0,15

\* p< 0,01

\*\* p< 0,001

Table I b

## Reliability of masticatory muscles measurements on CT scans

Sampeur Maud, Ben-Malek Mehdi, Boileau Marie-José

Two-dimensional cephalometric evaluation of craniofacial skeletal morphology and electromyographic registration of masticatory muscles have provided informations for a better understanding of the relationship between the masticatory muscles function and the craniofacial skeletal form. Mathematical models of masseter and medial pterygoid muscles (Hylander, Throckmorton, Gionhaku) have showed the influence of muscle cross-sectional areas, muscle lever arms and muscle orientations on the magnitude and the direction of the bite force and of the joint reaction force (Van Spronsen). This could explain the wide impact of masticatory muscles in the control of craniofacial growth.

The use of 3D CT has increased dramatically over the past decade, even in orthodontics, particularly for the understanding of craniofacial abnormalities and severe asymetries. It provides significant clinical informations and allows the development of a new 3D cephalometry. But it can also be useful for qualitative and quantitative analysis of masticatory muscles. (Mah)

These in vivo measurements would facilitate more the construct of realistic biomechanical models of the masticatory apparatus and could help the clinicians in predicting craniofacial growth. However, few critical validations of these muscular measurements have currently been published. No single, accurate and reproducible technique is readily available to orthodontists for an easy and current masticatory muscles analysis.

The aim of this study was to evaluate repeatability and reproducibility of masseter and pterygoid muscles measurements made by orthodontists on 3D CT scans with a cephalometric software C2000, developed by the CIRAD (Montpellier – France) (Treil).

## **MATERIALS AND METHODS**

### **SUBJECTS**

The subjects' CT examinations were obtained in retrospect from a database of patients who had had sinuses investigation or craniofacial 3D imaging before orthognathic surgery. All patients had provided their informed written consent to a use of their examination for research purposes.

Ten subjects, 5 women ( $25,1 \pm 1,7$  yrs old) and 5 men ( $23,8 \pm 2,2$  yrs old), were selected for this study.

### **CT IMAGE PROCEDURE**

CT data were obtained between 2000-2002 with a CT scan twin Flash (Elcint – Haifa, Israel) by using standard procedures (120 kVp, XmA, 512 x 512 matrix and a 25 cm field of view)

### **Calculation of masseter and medial pterygoid muscles dimensions :**

CT image data were analysed by a 3D cephalometric software (C2000 – Cepha – CIRAD Montpellier, France) (Trigem). The segmentation method used to determine muscle area on each slice was based on image morphology. The observer contoured manually left and right masseter and medial pterygoid muscles with a mouse pointer. When muscle contour was completely drawned, muscle region was automatically filled by using color codes (pink for the right masseter muscle, red for the left masseter muscle, dark blue for the right medial pterygoid muscle, light blue for the left medial pterygoid muscle).

To calculate muscle area ( $\text{cm}^2$ ), the respective selected muscle regions in the slice were computed automatically by summing the given pixels and multiplying by the pixel surface area. Muscle volume ( $\text{cm}^3$ ) was calculated by summing muscle volume for each slice obtained and by multiplying the selected area by splice thickness.

To measure linear muscle dimension, two targets were positioned onto the limits and the distance between them was automatically calculated by the software.

We measured the maximal dimension on the selection which corresponded the width of these two muscles.

Surface areas and maximal dimensions were measured on one slice among five. The total volume of each muscle was calculated.

### **RELIABILITY**

Repeatability and reproducibility were evaluated by comparing intra- and interobserver estimates for repeated measurements. The precision of the method refered to how close to each other these measurements are.

For intraobserver error, a single observer contoured muscles on each slice and quantitatively analysed from 5 to 8 slices for each muscle for the 10 subjects. The procedure was repeated twice in 2 different months.

For interobserver error, 2 observers contoured all slices and measured the same slices. Reproducibility was determined by comparing the two observers measurements.

### **STATISTICAL ANALYSIS**

Statistical analysis was performed in two steps.

First, the precision of the slice analysis for masseter muscles and for medial pterygoid muscles was evaluated. All measurements concerning left and right muscles of all the subjects were gathered.

The intraobserver error was estimated by calculating the differences and relative differences between the two repeated measurements. A Bland and Altman graphic representation was drawn and the repeatability coefficient was calculated.

To check the significance level of these differences, repeatability data were compared by using a paired t test or a Wilcoxon test when the distribution did not follow a bell curve. Regression analyses completed this approach. Respective regression lines were compared with a line of identity by using the t test for the slope and the intercept described by Kleinbaum and Kuffer.

The same procedure was applied to evaluate the interobserver errors.

Then, to test the influence of the subject CT scan, we compared the slices measurements subject by subject by using the Wilcoxon test.

In a second step, we studied repeatability and reproducibility of mean surface areas and mean maximal distances for each subject which are the commonly studied variables in biomechanical analyses of masticatory muscles.

Their differences and relative differences were also calculated. Statistical comparisons of these variables were performed by using a Wilcoxon test.

## **RESULTS**

### **RELIABILITY OF SLICE MEASUREMENTS**

Intraobserver study results are reported in table 1 and Bland and Altman graphs and regression diagrams are showed in figures 1 and 2. Coefficients of repeatability vary according to the muscles and the type of measurement between the two sets of measurements, excepted for the medial pterygoid muscle.

Interobserver results are reported in table 2 and Bland and Altman graphs and regression diagrams are showed in figures 3 and 4. All regression lines differ from the line of identity (the slopes differ significantly from 1) but paired t test or Wilcoxon test do not show a significant difference.

### **INDIVIDUAL CASES STUDY**

Comparison of the two sets of slice measurements for each CT scan is showed in tables 3 and 4. It confirms that standard deviations of relative differences vary from 7.6 % to 16 %.

### **RELIABILITY OF MEAN SURFACE AREAS, MEAN MAXIMAL DISTANCE AND VOLUME**

Intraobserver and interobserver results are reported respectively in tables 5 and 6. For the two studies, the mean differences are less than 8 % and Wilcoxon test does not reveal a significant difference between the two series of mean measurements.

## **DISCUSSION**

The primary result of this study is that both intraobserver and interobserver errors have near similar and relatively important magnitude in the slice analysis, especially when they are set out in a relative differences form.

The reproducibility error is a little bit higher than the repeatability error as it was excepted especially for medial pterygoid muscles.

The absolute intra- and interobserver differences are about 0.30 cm<sup>2</sup> and 0.41 cm<sup>2</sup> for medial pterygoid muscles. The relative difference seems to be greater because of the impact of the error on the extreme slices, nearby muscle insertions where muscles dimensions are reduced. Thus, the plotting of the muscle is more difficult.

Sometimes, artefacts caused by metal obturations increase the toughness of plotting muscles on slices near the occlusion plane.

Comparison of intra- and interobserver results for the analysis of the individual cases shows that most often cases which present poor repeatability have poor reproducibility. This reveals an impact of the quality of the CT examination or of the individual morphology.

The study of the mean measurements for each subject leads to more convenient results. Surface areas and distances means are conform to literature norms (Van Spronsen). Intraobserver relative differences are about 8 % for distances, 7 % for areas and 6 % for volume. Volume results show a variability lightly higher than the one reported by Huisinga Fisher et al., but in our study less repeated measurements were performed. The differences are significantly smaller than variations related to skeletal typology.

Distance measurements are more repeatable and more reproducible than area measurements. Distance relative intraobserver differences are equal to 61 % of the area relative differences. The ratios are nearly the same for intraobserver relative differences (respectively 65 % for the masseter muscles and 55 % for the medial pterygoid muscles).

Despite the imprecision of the targets positioning, anterior and posterior limits of the muscles are selected more easily than the whole contour.

#### Muscle studied masseter versus medial pterygoid muscles

Reliability of all masseter muscles measurements is greater than the one of the medial pterygoid muscle, excepted for mean masseter muscle area. This result is in agreement with the results of Huisinga et al. It seems to be related to the closeness of medial and lateral pterygoid muscles which makes the contouring of the superior part of pterygoid muscle difficult.

#### **CONCLUSION**

Quantitative analysis of masticatory muscles on CT scan by orthodontists requires a complementary formation in medical imaging and a sufficient training (identification of the various structures and computer software procedures).

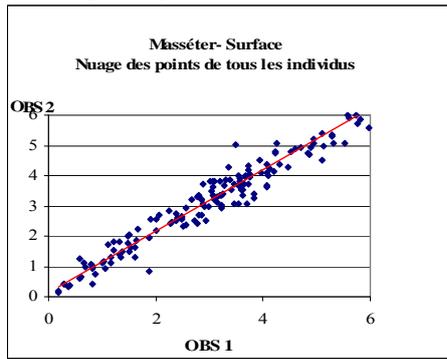
As segmentation methods cannot be employed to select and individualize the masticatory muscles, this analysis is very time consuming. Improving the quality of the selection needs good scans and an increased number of slices, but it also increases the treatment time of a scan. However, the reliability of the means of measurement for every subject makes this type of quantitative analysis possible and of great interest for biomechanical analysis of masticatory muscles.

#### REFERENCES

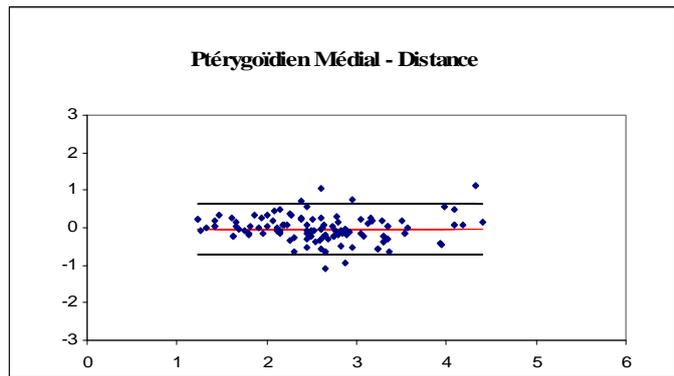
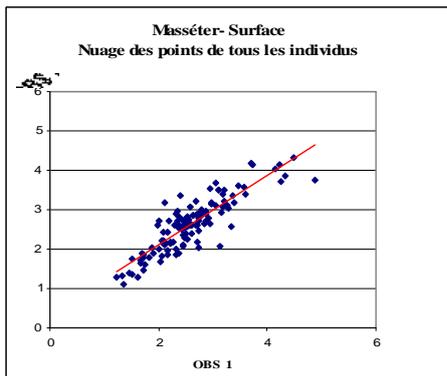
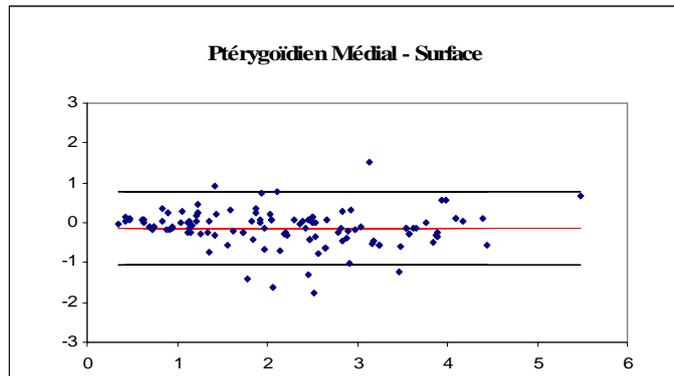
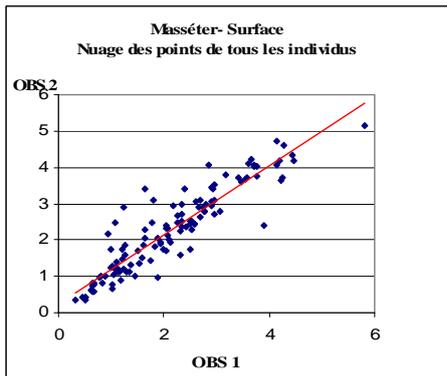
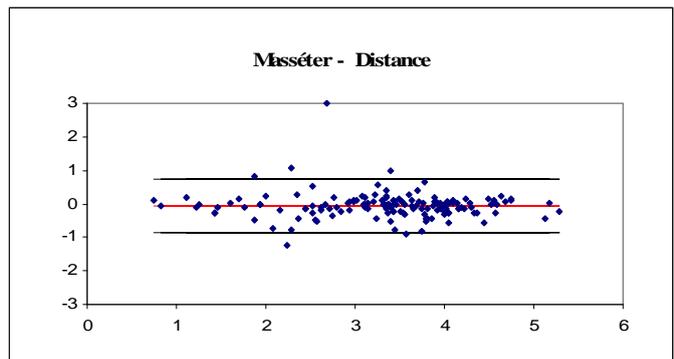
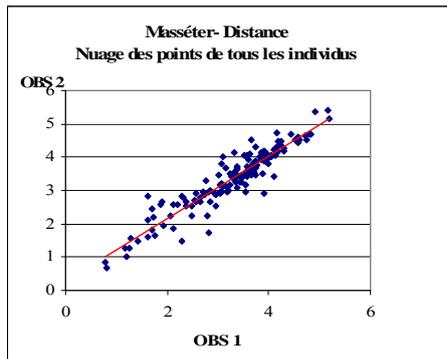
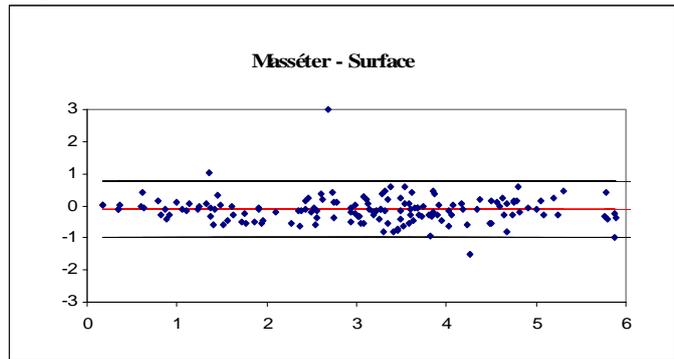
1. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986, i, 307-10.
2. Gionhaku N, Lowe AA. Relationship between jaw muscle volume and craniofacial form. *J Dent Res* 1989, 68:805-9.
3. Huisinga-Fischer CE, Zonneveld FW, Vaandrager JM, Prah-Andersen B. Relationship in hypoplasia between the masticatory muscles and the craniofacial skeleton in hemifacial microsomia, as determined by 3-D CT imaging. *J Craniofac Surg* 2001, 12:31-40.
4. Huisinga-Fischer CE, Zonneveld FW, Vaandrager JM, Prah-Anderson B. CT-based size and shape determination of the craniofacial skeleton: a new scoring system to assess bony deformities in hemifacial microsomia. *J Craniofac Surg* 2001, 12(1):87-94.
5. Huisinga-Fischer CE, Vaandrager JM, Prah-Andersen B, Van Ginkel FC. Masticatory muscle right-left differences in controls and hemifacial microsomia patients. *J Craniofac Surg* 2004, 15(1):42:6.
6. Hylander WL. The human mandible: lever or link? *Am J Phys Anthropol* 1975, 43:227-42.
7. Kleinbaum DG, Kupper LL. Comparing two straightline regression models. *Applied Regression Analysis and Other Multivariate Methods*. North Scituate, MA: Duxbury, 1978, 95-112.
8. Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003, 96:508-13.

9. Throckmorton G S, Throckmorton L S. Quantitative calculations of temporomandibular joint reaction forces. I. The importance of the magnitude of the jaw muscle forces. *J Biomech* 1985, 18:445-52.
10. Throckmorton G S. Quantitative calculations of temporomandibular joint reaction forces. II. *J Biomech* 1985, 18:453-61.
11. Throckmorton GS, Finn RA, Bell WH. Biomechanics of differences in lower face height. *Am J Orthod* 1980, 77:410-20.
12. Treil J, Roch P, Casteigt J, Jeager M, Cavezian R, Pasquet G. La charpente maxillo-mandibulaire : nouvelle approche cranio facio métrique tridimensionnelle. *Actual Odonto Stomatol* 1994, 188:627-36.
13. Van Spronsen PH, Weijs WA, Valk J, Prahl-Andersen B, Van Ginkel FC. Comparaison of jaw-muscle bite force cross sections obtained by means of magnetic resonance imaging and high-resolution CT scanning. *J Dent Res* 1989, 68:1765-70.
14. Van Spronsen PH, Weijs WA, Valk J, Prahl-Andersen B, Van Ginkel FC. Relationships between jaw muscle cross sections and craniofacial morphology in normal adults studied with magnetic resonance imaging. *Eur J Orthod* 1991, 13:351-61.
15. Van Spronsen PH, Weijs WA, Valk J, Prahl-Andersen B, Van Ginkel FC. A comparaisn of jaw muscle cross section of long face and normal adults. *J Dent Res* 1992, 71:1279-85.
16. Van Spronsen PH, Weijs WA, Van Ginkel FC, Prahl-andersen B. Jaw muscle orientation and moments arms of long face and normal adults. *J Dent Res* 1996, 75:1372-80.
17. Van Spronsen PH, Koolstra JH, Van Ginkel FC, Weijs WA, Valk J, Prahl-Andersen B. Relationships between the orientation and moment arms of the human jaw muscles and normal craniofacial morphology. *Eur J Orthod* 1997, 19:313-28.

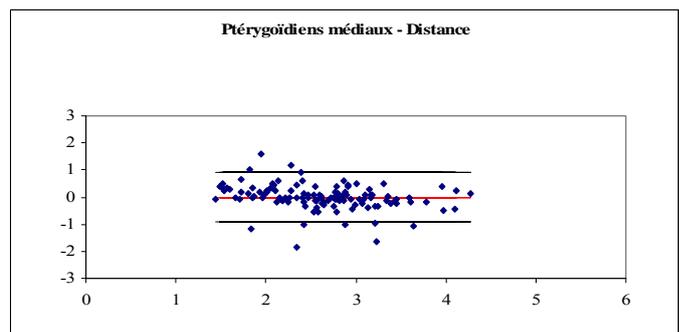
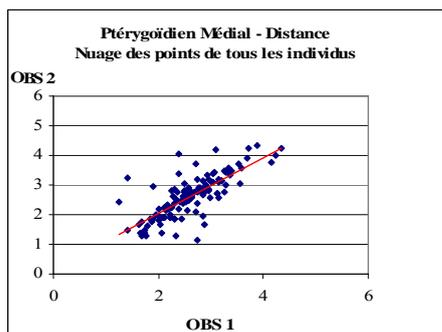
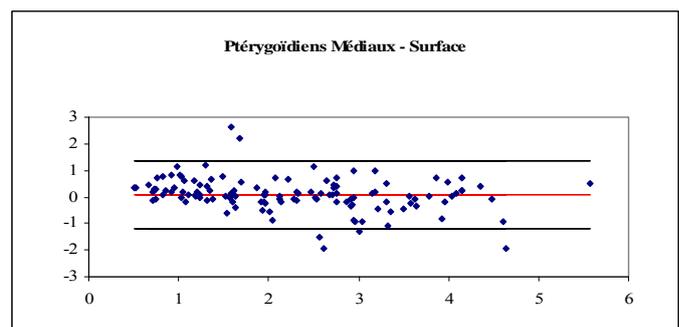
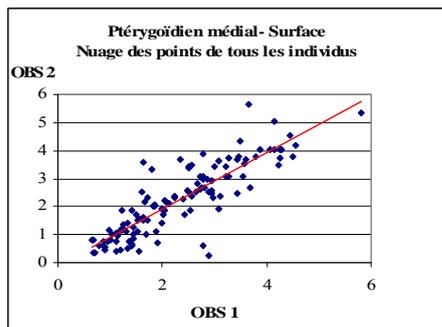
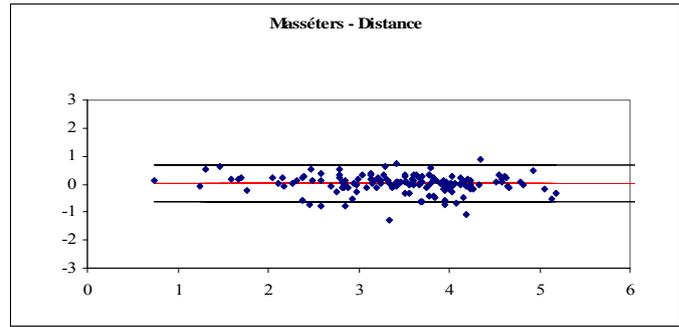
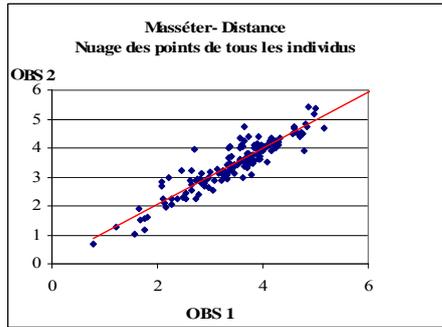
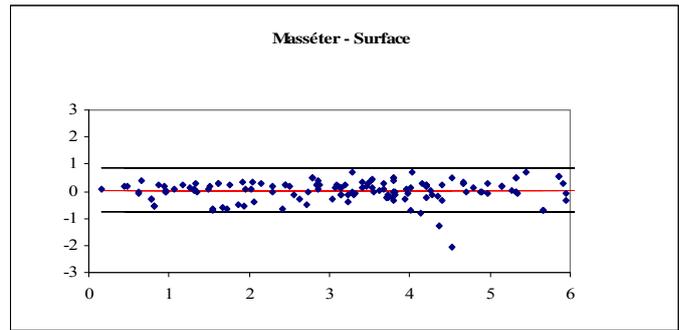
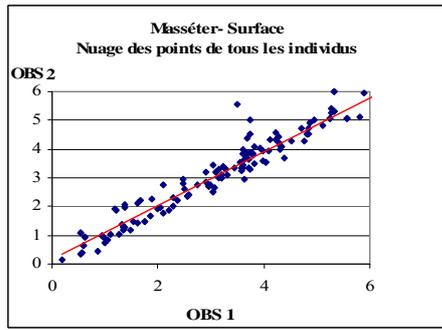
Nuages de points Obs1-Obs2



Diagrammes de Bland et Altman



ETUDE DE LA REPRODUCTIBILITE INTER-OBSERVATEUR



Caractéristiques des muscles masticateurs en tomodynamométrie : variations en  
fonction de la typologie squelettique

**Maud Sampeur, Marie-José Boileau**  
(accepté pour publication dans l'Orthodontie Française)

## **Caractéristiques des muscles masticateurs en tomодensitométrie : variations en fonction de la typologie squelettique**

**Maud Sampeur<sup>a</sup>, Marie-José Boileau<sup>b</sup>**

<sup>a</sup> 235 avenue d'Arès, 33200 Bordeaux Caudéran, France

<sup>b</sup> 549 route de Toulouse, 33140 Villenave d'Ornon, France

Auteur pour correspondance : maudsampeur@wanadoo.fr

### **Résumé**

L'objectif de cette étude est d'évaluer à partir d'exams tomодensitométriques à l'aide du logiciel C2000 de la gamme Cépha les dimensions des muscles masticateurs humains et d'étudier leur variation en fonction de la typologie squelettique verticale et antéro-postérieure.

La dimension maximale, la surface et le volume des muscles masticateurs droits et gauches ont été mesurés sur les exams tomодensitométriques de 34 patients sélectionnés en fonction de leur typologie squelettique.

L'analyse des résultats montre que les caractéristiques dimensionnelles des muscles masticateurs varient en fonction de la typologie squelettique antéro-postérieure et surtout verticale des sujets.

La musculature masticatrice est significativement plus développée chez les hypodivergents et à un degré moindre chez les sujets en classe II squelettique.

Cette méthode, même si elle reste longue à mettre en oeuvre, permet une évaluation satisfaisante de ces caractéristiques.

### **Mots-clés :**

Muscles masticateurs, divergence, tomодensitométrie.

### **Abstract**

The aim of the study was to assess the dimensions of the masticatory muscles from CT scans using C2000 software and to analyse their variations depending on sagittal and vertical skeletal pattern.

The maximal length, the area and the volume of the right and left masticatory muscles were measured from CT scans of 34 subjects selected upon their skeletal pattern.

The analysis of the results shows that masticatory muscles dimensions vary depending on sagittal and vertical skeletal pattern. They are more developed in brachyfacial subjects and to a lesser degree in subjects without antero-posterior skeletal discrepancy.

This method is time-consuming but allows a good evaluation of masticatory muscles dimensions.

### **Keywords :**

Masticatory muscle, computed tomography, short face and long face.

## **1. Introduction**

De nombreux auteurs ont, depuis plus d'un siècle, tenté de modéliser le système stomatognathique pour évaluer, entre autres, l'intensité et la direction des tensions et pressions supportées par l'ATM<sup>8,9</sup>. Les applications thérapeutiques de ces modèles sont multiples :

- prévision de croissance, les travaux de Kantomaa et Hall<sup>10</sup> ayant montré l'importance de ces charges sur la croissance condylienne,
- évaluation des modifications biomécaniques liées aux thérapeutiques orthopédiques et chirurgicales,
- estimation des risques de récurrence...

Quelque soit le modèle proposé, les paramètres musculaires sont des éléments clés de ces évaluations. D'abord estimés à partir de dissections, ils ont fait l'objet de nombreuses études en IRM, en tomodensitométrie<sup>18</sup> et en ultrasonographie<sup>16,12</sup>, le plus souvent sur des échantillons restreints<sup>3</sup>. Ces travaux ont souligné la grande variabilité individuelle des résultats observés<sup>4</sup> et le fort développement des sangles masticatrices chez les sujets hypodivergents<sup>18,15</sup>.

L'utilisation de paramètres musculaires individualisés augmenterait la précision de ces modèles et, par suite, la valeur des déductions cliniques qui en découlent. Aujourd'hui, les progrès techniques en tomodensitométrie, en particulier la réduction des doses d'irradiation, autorisent à envisager dans un avenir proche l'utilisation de ce type d'examen en remplacement de l'imagerie conventionnelle. Déjà, la gamme de logiciels Cépha développée par le docteur Treil et l'équipe du CIRAD de Montpellier en partenariat avec la SFODF permet une analyse céphalométrique tridimensionnelle du squelette cranio-facial adaptée à l'orthopédie dento-faciale<sup>17</sup>. L'analyse de la musculature masticatrice sur de tels examens pourrait fournir les informations personnalisées nécessaires à une individualisation des modèles biomécaniques.

L'objectif de ce travail est donc d'évaluer sur des examens tomodensitométriques grâce au logiciel C2000 les caractéristiques anatomiques des muscles masticateurs et d'étudier leurs variations en fonction de la typologie squelettique verticale et antéro-postérieure.

## **2. Matériel et méthode**

### **2. 1. Echantillon étudié**

34 examens tomodensitométriques du crâne, réalisés dans le cadre d'explorations sinusiennes ou de bilans pré chirurgicaux dans le service de neuroradiologie du Dr Treil à la clinique Pasteur ont été sélectionnés pour cette étude en fonction de la typologie squelettique verticale et sagittale des patients.

L'échantillon est composé de 18 femmes et 16 hommes d'âge compris entre 20 ans et 45 ans. La classe squelettique et la divergence des sujets ont été évaluées sur le scout view (cliché d'orientation des coupes d'acquisition réalisé en mode radiographique). La composition de l'échantillon selon ces deux critères est présentée dans le tableau I.

L'acquisition des données tomодensitométriques a été réalisée avec un scanner CT Twin Flash de la société Elscint (Haifa Israel), selon le plan orbito-méatal, de la région sous mentale aux toits orbitaires avec les paramètres d'acquisition suivants :

- diamètre du champ d'acquisition 250 mm
- collimation du faisceau de rayons x 2,7 mm
- épaisseur des coupes reconstruites 0,9 mm
- matrice des coupes reconstruites 512 x 512
- pitch de 0,7

## **2. 2. Méthode de mesure**

Après conversion au format AMAP (logiciel Conv. de la gamme Cépha développée par le CIRAD de Montpellier), les examens tomодensitométriques ont été traités grâce au logiciel C2000 de la gamme Cépha.

Le tracé des contours (détourage) des huit muscles masticateurs, masséters, temporaux, ptérygoïdiens médiaux et latéraux droits et gauches a été réalisé sur toutes les coupes à l'aide d'une tablette graphique puis les masses musculaires ont été coloriées grâce à la fonction « remplissage » du logiciel (figure 1).

Les muscles ainsi mis en évidence sont alors considérés par le logiciel comme 8 sélections distinctes dont il peut déterminer automatiquement, grâce à sa fonction « mesure », le volume ou les surfaces dans chaque coupe sélectionnée pour les mesures.

Grâce à la fonction « distance » les dimensions linéaires sont mesurées en positionnant deux cibles cruciformes sur les extrémités du segment à mesurer. La plus grande dimension du muscle sur chaque coupe a été ainsi déterminée.

Les muscles ont été détourés sur toutes les coupes où ils sont visibles afin de pouvoir calculer leur volume sur une reconstruction tridimensionnelle mais leur surface et leur largeur n'ont été mesurées que sur 1 coupe sur 5 en raison de la durée de traitement de chaque scanner (4 à 6 heures)

## **2.3. Méthode statistique**

Pour chaque muscle et chaque sujet 5 paramètres musculaires ont été mesurés ou calculés :

- la moyenne des surfaces mesurées
- la surface maximale
- la moyenne des largeurs mesurées
- la largeur maximale
- le volume

Dans l'analyse statistique, les valeurs des muscles homologues droit et gauche ont été regroupées.

La moyenne et l'écart type des 5 variables étudiées ont été calculés dans les 3 sous groupes triés en fonction de la divergence.

L'influence de ce critère squelettique sur les résultats obtenus a été évaluée par la comparaison ces 3 sous-groupes grâce au test de Kruskal Wallis. Les différences observées ont ensuite été testées 2 à 2 par un test de comparaisons multiples.

Le même traitement statistique a été effectué pour les 3 sous-groupes triés selon la classe squelettique.

L'influence combinée de ces 2 paramètres squelettiques a été ensuite recherchée en comparant les 9 sous-groupes triés selon les 2 paramètres simultanément grâce au test de Kruskal Wallis pour 9 échantillons indépendants. Là encore, les différences observées ont été ensuite testées 2 à 2.

### **3. Résultats**

#### **3. 1. Morphologie musculaire et divergence faciale**

Les paramètres descriptifs des sous-groupes triés selon la divergence sont reportés dans les tableaux II assortis des résultats du test de Kruskal Wallis et des résultats des comparaisons multiples.

Les 3 échantillons diffèrent significativement pour les paramètres étudiés, quelque soit le muscle excepté pour le volume des temporaux et la surface moyenne des ptérygoïdiens latéraux.

Les comparaisons multiples montrent que le groupe des hypodivergents diffère significativement des 2 autres pour tous les paramètres musculaires concernant les masséters et les ptérygoïdiens médiaux et à un degré moindre les ptérygoïdiens latéraux. Ces sujets possèdent une musculature significativement plus développée.

Pour le temporal, ces comparaisons des groupes 2 à 2 sont moins significatives et tendant plutôt à souligner un hypo-développement de ces muscles chez les sujets hyperdivergents.

#### **3. 2. Morphologie musculaire et classe squelettique**

Les tableaux III regroupent les résultats des analyses statistiques descriptive et comparative des différents muscles en fonction de la classe squelettique.

La morphologie des muscles masticateurs semble moins liée à la typologie squelettique sagittale qu'à la divergence mandibulaire. Seules les surfaces et les largeurs du masséter diffèrent significativement entre les 3 groupes en raison d'un moindre développement de ce muscle dans les classes III. Un résultat identique, mais isolé, est retrouvé pour la largeur maximale du ptérygoïdien médial.

Les longueurs maximales des ptérygoïdiens latéraux sont significativement plus réduites dans les classes III en raison de la configuration anatomique squelettique.

#### **3. 3. Morphologie musculaire et type squelettique**

Malgré le faible de nombre de cas disponibles dans chaque sous-groupe trié selon la divergence et la classe squelettique, la comparaison de ces sous-groupes par le test de Kruskal Wallis met en évidence des différences significatives. Les moyennes des variables musculaires, les résultats de cette comparaison et ceux des comparaisons multiples sont présentés dans les tableaux IV.

Les différences significatives observées sont plus nombreuses et plus marquées pour les masséters et les ptérygoïdiens médiaux.

En effet, au niveau des ptérygoïdiens latéraux les seules différences significatives observées montrent le sous développement de ces muscles chez les sujets hyperdivergents en classe III, confirmant les résultats verticaux et sagittaux précédents.

De même, au niveau des temporaux, ce sous-groupe se distingue significativement de celui des classes III mésodivergentes soulignant la liaison entre les dimensions musculaires et la typologie squelettique verticale. Cette liaison est également mise en évidence par la différence significative observée entre les sous-groupes des classes II hypodivergentes et des classes II hyperdivergentes. De même, la différence significative observée entre les hypodivergents en classe I et ceux en classe III confirme les modifications morphologiques musculaires liées à la typologie squelettique antéro-postérieure et le moindre développement musculaire dans les classes III.

Pour le masséter, les comparaisons multiples mettent en évidence plusieurs différences significatives. Comme précédemment, le groupe des classes III hyperdivergentes se distingue par ses surfaces et largeurs massétériques de plusieurs autres :

- tous les groupes hypodivergents, confirmant la forte influence de la dimension verticale squelettique,
- les classes I hyperdivergentes montrant ici encore un développement plus important de la musculature des classes I et soulignant ainsi, à divergence identique, l'effet du décalage squelettique antéro-postérieur.

A un degré moindre, il en est de même pour les classes III mésodivergentes.

En ce qui concerne les largeurs, d'autres différences significatives supplémentaires apparaissent confirmant l'effet classe squelettique (entre les classes I et les classes III mésodivergentes) et les effets divergence et classe squelettique cumulés qui se renforcent séparant nettement les classes III hyperdivergentes et les classes II hypodivergentes ou s'atténuent minimisant les différences entre classes II hyperdivergentes et classes III hypodivergentes.

Les ptérygoïdiens médiaux présentent le même type de résultats que les masséters en particulier pour les classes III hyperdivergentes. Le groupe des classes II mésodivergentes se distingue d'une part, des classes I mésodivergentes, confirmant le développement musculaire plus important des sujets en classe I et d'autre part, des classes III hypodivergentes traduisant l'effet divergence.

## **4. Discussion**

### **4. 1. Méthode**

L'utilisation des coupes axiales pour l'évaluation des caractéristiques musculaires évite des reconstructions complémentaires qui allongeraient encore le temps de traitement des scanners.

Excepté pour le temporal, cette orientation des coupes permet une évaluation de la taille des muscles par une mesure de surface qui ne correspond pas à leur surface de section réelle, mesurée perpendiculairement à leur grand axe.

De même, en respectant cette orientation, la plus grande dimension mesurée correspond à une largeur pour la sangle ptérygo-massétérique mais à une longueur pour les ptérygoïdiens latéraux.

Enfin, le volume crânien exploré lors de ces examens ne permet qu'une étude partielle des temporaux limitée à leur partie inférieure.

Cependant les résultats obtenus sont exploitables. En effet, leur reproductibilité intra et inter-observateur a été démontrée <sup>16</sup> et ils sont conformes à ceux de la littérature.

Ainsi, Gionaku<sup>7</sup> rapporte pour le masséter un volume moyen de  $30,4 \pm 4,1 \text{ cm}^3$  avec une dispersion de 22,4 à 38,1  $\text{cm}^3$  et pour le ptérygoïdien médial un volume moyen de  $11,5 \pm 2,1$  avec une dispersion de 7,4 à 15,2  $\text{cm}^3$ . Pour Xu<sup>20</sup>, ces volumes sont légèrement plus faibles, leurs moyennes étant de respectivement  $21,22 \pm 6,1$  et  $9,31 \pm 2,1 \text{ cm}^3$ .

La comparaison des surfaces de section des différents muscles avec les travaux de Van Spronsen et al<sup>18</sup> (Tableau V) montre une bonne concordance de leurs résultats et des nôtres.

## 4. 2. Caractéristiques musculaires et typologie squelettique

L'importance des écarts types calculés pour les différents muscles souligne la grande variabilité individuelle, signalée par Christensen<sup>4</sup>. Les variations musculaires en fonction de la typologie squelettique verticale et antéro-postérieure contribuent à cette variabilité individuelle.

Les différences significatives observées en fonction de la divergence mandibulaire traduisent un développement des muscles masticateurs plus important chez les hypodivergents.

Ce résultat est en accord avec les études précédentes en imagerie musculaire (Weijs et Hillen<sup>19</sup>, Djoudi<sup>6</sup>, Gionhaku<sup>7</sup>, Satiroglu<sup>16</sup>, Higashino<sup>11</sup>, Dicker<sup>5</sup>) mais aussi avec les études électromyographiques (Moller<sup>14</sup>, Boileau<sup>2</sup>, Koolstra<sup>13</sup>) ou les enregistrements de pressions occlusales.

A l'opposé, le développement musculaire des hyperdivergents est plus limité.

Les variations anatomiques des muscles masticateurs en fonction de la classe squelettique ont beaucoup moins été étudiées dans la littérature. Bien que moins marquées que les précédentes, les différences significatives observées dans cette étude les mettent en évidence et montrent un développement musculaire plus important chez les sujets en classe I et plus faible chez ceux en classe III.

Là encore, ces résultats sont conformes aux travaux antérieurs et rejoignent ceux de Arijji<sup>1</sup> qui note lui aussi une surface de section plus réduite du masséter dans les Classes III que chez les sujets normaux ou les études électromyographiques de Boileau<sup>2</sup> qui constate une musculature plus performante en classe I.

Par contre, la liaison entre les surfaces de section du masséter et du ptérygoïdien médial et la longueur mandibulaire constatée par Weijs et Hillen<sup>19</sup> pouvait laisser attendre un développement plus important du masséter dans les Classes III.

## **5. Conclusion**

La reproductibilité des mesures musculaires effectuées avec C2000 sur des examens tomodensitométriques réalisés à des fins de diagnostic squelettique et leur concordance avec les résultats de la littérature montrent leur validité et leur intérêt pour une meilleure connaissance du système musculaire et de son implication dans les processus de croissance ou d'adaptation à nos thérapeutiques.

Cependant, à ce jour, cette technique, basée sur un détournement musculaire totalement manuel est très consommatrice de temps (4 à 5 heures par examen).

## Bibliographie

1. Arijji Y, Kawamata A, Yoshida K, Sakuma S, Nawa H, Fujishita M, Arijji E. Three-dimensional morphology of the masseter muscle in patients with mandibular prognathism. *Dentomaxillofac Radiol* 2000;29:113-8.
2. Boileau MJ. Etude topographique du masséter chez l'homme : analyse comparative en fonction de la typologie anatomique. These Doct Etat Odontol. Bordeaux, 1996
3. Boileau M.J, Sampeur M, Rzadkiewicz A. Apport de la tomodensitométrie dans l'étude de la musculature cranio-faciale. *Revue de la littérature. Rev Orthop Dento Faciale* 2003;37:75-92.
4. Christensen FG. Some anatomical concept associated with the temporomandibular joint. *Ann Austral Coll Dent Surg* 1969; 2:39-60.
5. Dicker G, Van Spronsen P, Van Schijndel R, et al. Adaptation of jaw closing muscles after surgical mandibular advancement procedures in différent vertical craniofacial types: a magnetic resonance imaging study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;103:475-482.
6. Djoudi P. Etude scanographique de la surface de section des muscles masséter et ptérygoïdien médial en fonction de la divergence squelettique. Thèse Chir Dent. Bordeaux : Univ Bordeaux 2, 1995.
7. Gionhaku N, Lowe AA. Relationship between jaw muscle volume and craniofacial form. *J Dent Res* 1989;68(5):805-9.
8. Gysi A. Studies on leverage problem of the mandible. *Dent Digest* 1921;27:144-203.
9. Haskell B, Day M, Tetz J. Computer-aided modelling in the assessment of the biomechanical determinants of diverse skeletal patterns. *Am J Orthod* 1986;89(5):363-82.
10. Higashino R. Relationship between jaws and the masseter muscle by superimposing MR images on the cephalogram. *Kokubyo Gakkai Zasshi* 2006;73(1):116-124.
11. Kantomaa T, Hall B. Organ culture providing an articulating function for the temporomandibular joint. *J Anat* 1988;161:195-201.
12. Kiliaridis S, Kålebo P. Masseter muscle thickness measured by ultrasonography and its relation to facial morphology. *J Dent Res* 1991;70(9):1262-5.
13. Koolstra JH, Van Eijden TMGJ, Van Spronsen PH, Weijs WA, Valk J. Computed-assisted estimation of lines of action of human masticatory muscles reconstructed in vivo by means of magnetic resonance imaging of parallel sections. *Arch Oral Biol* 1990;35(7):549-56.
14. Moller AJ, Vargervik K. Neuromuscular adaptation of cranio-facial muscles to altered oral sensation. *Am J Orthod* 1968;87:303-10.
15. Sampeur M, Giza V. Exploration scannographique des muscles masticateurs : validation d'un protocole d'analyse sous C2000. Mémoire CECSMO Bordeaux 2004
16. Satiroglu F, Arun T, Isik F. Comparative data on facial morphology and muscle thickness using ultrasonography. *Eur J Orthod* 2005;27(6):562-567.
17. Treil J, Roch P, Casteigt J, Jeager M, Cavezian R, Pasquet G. La charpente maxillo-mandibulaire : nouvelle approche cranio facio métrique tridimensionnelle. *Actual Odonto Stomatol* 1994;188:627-36.
18. Van Spronsen PH, Weijs WA, Valk J, Prahl-Andersen B, Van Ginkel FC. Comparaison of jaw-muscle bite force cross sections obtained by means of magnetic resonance imaging and high-resolution CT scanning. *J Dent Res* 1989;68(12):1765-70.
19. Weijs W A, Hillen B. Correlation between the cross sectional area of the jaw muscles and cranio-facial size and shape. *Am J Phys Anthropol* 1986;7:423-31.

20. Xu JA, Yuasa K, Yoshiura K, Kanda S. Quantitative analysis of masticatory muscles using computed tomography. *Dentomaxillo Fac Radiol* 1994;23(3):154-8.

## Légendes des figures

Tableau I : Répartition de l'échantillon selon la typologie squelettique verticale et sagittale.

Tableau II : Moyennes et écart-types des paramètres musculaires en fonction de la typologie squelettique verticale - Comparaison par le test de Kruskal Wallis –

Tableau III : Moyennes et écart-types des paramètres musculaires en fonction de la typologie squelettique sagittale - Comparaison par le test de Kruskal Wallis –

Tableau IV : Moyennes et écart-types des paramètres musculaires en fonction de la typologie squelettique sagittale et verticale - Comparaison par le test de Kruskal Wallis – Comparaisons multiples.

Il a : les masséters

Il b : les ptérygoïdiens médiaux

Il c : les ptérygoïdiens latéraux

Il d : les temporaux

Tableau V : Comparaisons des moyennes des surfaces mesurées avec les résultats de Van Spronsen

Figures 1a : Coupe Tomodensitométrie axiale Le Masséter (Rouge), le Ptérygoïdien Médial (Turquoise), le Temporal (vert) et le Ptérygoïdien latéral (Orange) sont contourés. (Côté gauche)

Figures 1b : Coupe Tomodensitométrie axiale : La sélection représentant le masséter est remplie.

Figures 1c : Coupe Tomodensitométrie axiale : les 4 muscles masticateurs gauches sont mis en évidence par leurs couleurs respectives.

Figure 2 : Coupes tomographiques axiales d'un sujet Hyperdivergent et d'un sujet Hypodivergent

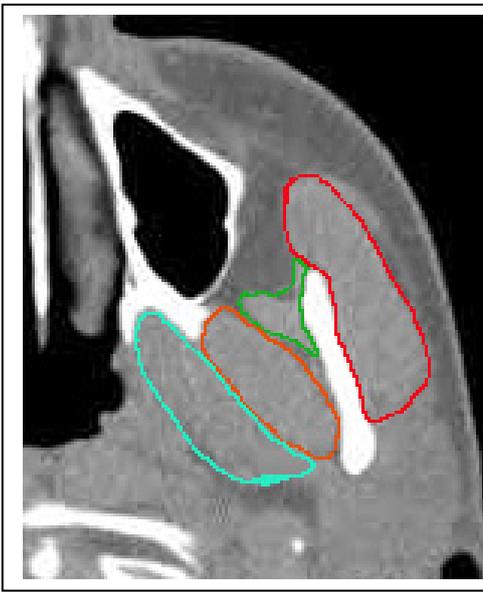


Figure  
1 a

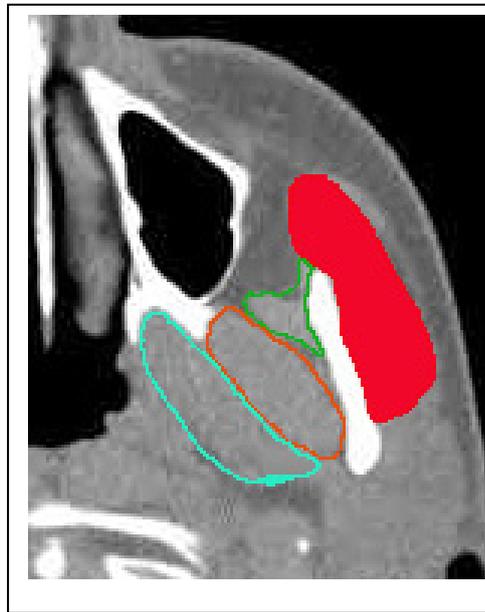


Figure  
1 h



Figure 1c

**Tableaux**

	Hyperdivergents	Hypodivergents	Mésodivergents	Total par classe squelettique
Classe I	3	3	3	9
Classe II	4	5	3	12
Classe III	5	4	4	13
Total par type vertical	12	12	10	34

**Tableau I**

	Masséters				Ptérygoidiens medians			
	Hypo	Méso	Hyper	Différences significatives	Hypo	Méso	Hyper	Différences significatives
Surfaces moyennes	3,71	3,06	2,85	Hypo - Hyper Hypo - Méso	2,33	2,15	2,03	Hypo - Hyper
Surfaces maximales	5,64	4,78	4,32	Hypo - Hyper Hypo - Méso	4,24	3,54	3,5	Hypo - Hyper Hypo - Méso
Distances moyennes	3,6	3,36	3,25	Hypo - Hyper Hypo - Méso	2,71	2,54	2,47	Hypo - Hyper Hypo - Méso
Distances maximales	4,68	4,39	4,23	Hypo - Hyper Hypo - Méso	3,67	3,28	3,14	Hypo - Hyper Hypo - Méso
Volumes	24,51	19,56	17,39	Hypo - Hyper Hypo - Méso	12,28	10,38	9,57	Hypo - Hyper Hypo - Méso

**Tableau II**

	Masséter				Ptérygoidien médial			
	Classe I	Classe II	Classe III	Différences significatives	Classe I	Classe II	Classe III	Différences significatives
Surfaces moyennes	3,49	3,25	2,99	CI I - CI III	2,29	2,09	2,17	
Surfaces maximales	5,22	5,22	4,43	CI I - CI III II - CI III	3,87	3,63	3,83	CI
Distances moyennes	3,54	3,39	3,33	CI I - CI III	2,66	2,6	2,5	CI I - CI III
Distances maximales	4,62	4,57	4,18	CI I - CI III II - CI III	3,4	3,44	3,29	CI
Volumes	22,52	20,43	19,27		11,26	10,48	10,68	

**Tableau III**

Masséter	cl I hyper	cl I hypo	cl I méso	cl II hyper	cl II hypo	cl II méso	cl III hyper	cl III hypo	cl III méso	Différences significatives
Surfaces moyennes	3,31	3,59*	3,56*	2,81	3,77*°	2,99	2,6	3,72*	2,74°	* avec Cl III hyper ° avec Cl III méso
Surfaces maximales	5,05*	5,29	5,32*	4,39^	6,1*	4,88	3,82^	4,69*	4,07^	* avec Cl III hyper ^ avec Cl II hypo
Distances moyennes	3,38	3,58°	3,66°**	3,18	3,62°**	3,3	3,22	3,23°**	2,98	* avec Cl III hyper ° avec Cl III méso * avec Cl II hyper
Distances maximales	4,37	4,79°*	4,71°	4,28^	4,86	4,45	4,11^	3,93	3,8^	* avec Cl III hyper ° avec Cl III méso ^ avec Cl II hypo
Volumes	20,38	23,87	23,31	16,71	25,41**	17,08	16,13	20,95**	17,71	* avec Cl III hyper * avec Cl II hyper

Tableau IV a

Pterygoidien median	cl I Hyper	cl I hypo	cl I méso	cl II hyper	cl II hypo	cl II méso	cl III hyper	cl III hypo	cl III méso	Différence Significatives
Surfaces moyennes	2,31	2,12	2,44*	1,98*	2,34*°	1,8*	1,91*	2,46	2,04	* avec Cl II méso ° avec Cl III hyper * avec Cl III hypo
Surfaces maximales	3,98	3,63	4,01	3,37*	4,15	3,11*	3,31*	4,23*	3,64*	* avec Cl III hypo
Distances moyennes	2,62	2,62	2,73°	2,51	2,81*°	2,37	2,35 *	2,37	2,35	* avec Cl II méso ° avec Cl III hyper * avec Cl III hypo
Distances maximales	3,32	3,46	3,41	3,2	3,78°	3,19	2,99 *	3,28	3,11	° avec Cl III hyper * avec Cl III hypo
Volumes	10,31	10,98	12,5	9,22*^	12,62*°	8,61*	9,42*	11,36	10,13	* avec Cl II méso ° avec Cl III hyper * avec Cl III hypo ^ avec Cl II hypo

Tableau IV b

Pterygoidien median	Cl I hyper	Cl I hypo	Cl I méso	Cl II hyper	Cl II hypo	Cl II méso	Cl III hyper	Cl III hypo	Cl III méso	Différences Significative
Surfaces moyennes	2,75	2,74	2,66	2,85	2,86	2,33	2,37 *	3,07	2,54	* avec Cl III hypo
Surfaces maximales	4,18	4,83	4,33	5,06	5,03	3,99	3,98	4,59	4,27	
Distances moyennes	2,84	2,78	2,93°	2,77	2,93	2,82	2,47	2,53	2,52	° avec Cl III hyper
Distances maximales	3,53	3,74	3,74	3,69	3,87°	3,59	3,27	3,29	3,26	° avec Cl III hyper
Volumes	7,65	9,22	8,35	8,8	9,34	6,81*	7,18*	8,85	8,06	* avec Cl III hypo

Tableau IV c

Temporal	CI I hyper	CI I hypo	CI I méso	CI II hyper	CI II hypo	CI II méso	CI III hyper	CI III hypo	CI III méso	Différences Signicatives
Surfaces moyennes	3,78	3,6	4,33	3,87	4,06	3,52	3,33*	4,35	3,5	* avec CI III hypo * avec CI II méso ° avec CI III hyper * avec CI III hypo ^ avec CI II hypo
Surfaces maximales	5,95	5,99	6,86	5,21^*	6,62°	5,29	5,17*	6,11	5,53	* avec CI II méso ° avec CI III hyper * avec CI III hypo ^ avec CI II hypo
Distances moyennes	6	5,28*	6,66°	5,9	5,93	6,05	5,28*	6,41	5,8	* avec CI II méso ° avec CI III hyper * avec CI III hypo ^ avec CI II hypo
Distances maximales	10,12	9,29	10,83	9,53	10,19	9,35*	9,15*	10,58	9,79	* avec CI III hypo
Volumes	29,12	25,05	35,49	26,48	34,91	26,69	24,74	30,76	27,61	

Tableau IV d

	VAN SPRONSEN			ETUDE PERSONNELLE		
	SCANNER	IRM	Moyenne	Hyperdivergents	Hypodivergents	Mésodivergents
Masséter droit	5,14	4,68	4,95	4,28	5,63	4,93
Masséter gauche	5,2	4,6	4,89	4,36	5,65	4,62
Ptérygoïdien médial droit	3,81	3,63	3,73	3,49	4,09	3,59
Ptérygoïdien médial gauche	3,83	3,58	3,81	3,5	4,39	3,48
Ptérygoïdien latéral droit	4,25	4,08	4,62	4,43	5,02	4,35
Ptérygoïdien latéral gauche	4,29	4,35	4,55	4,34	5,02	4,25
Temporal droit	5,15	6,04	6,07	5,41	6,65	6,17
Temporal gauche	5,2	4,81	5,88	5,35	6,46	5,8

Tableau V

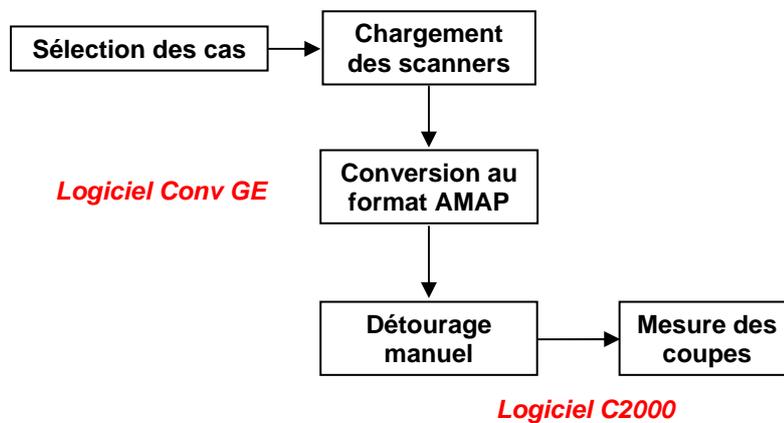
## **ANNEXES**

**Annexe 1 :**

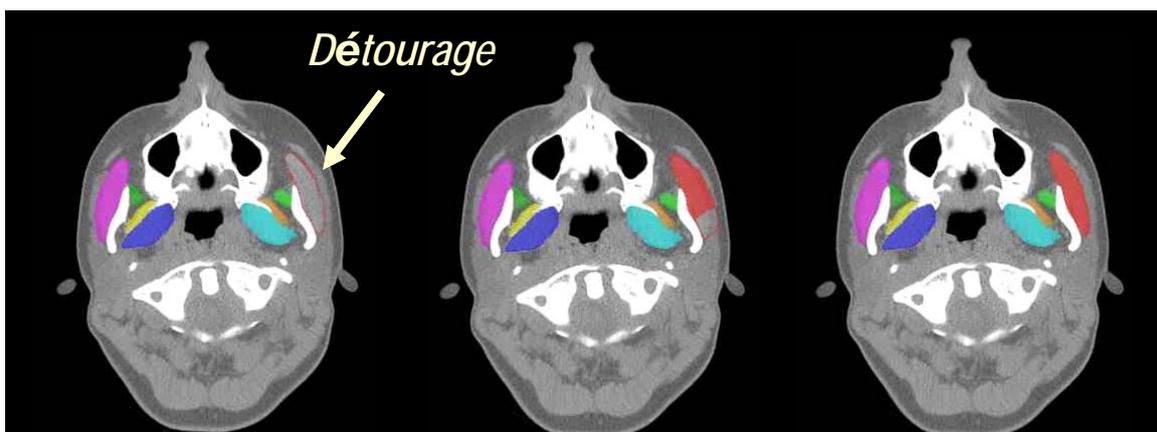
**Protocoles  
expérimentaux**

# Etude rétrospective sur patient

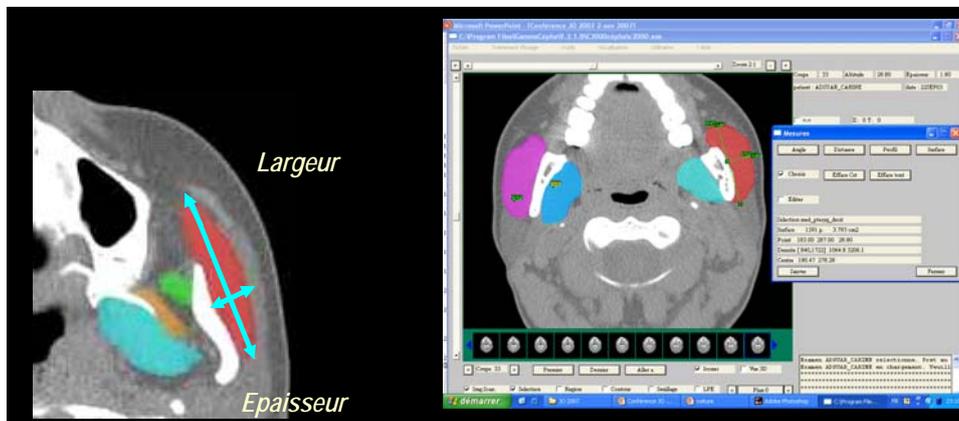
## ➤ Sélection et traitement des images



## ➤ Méthode de détourage

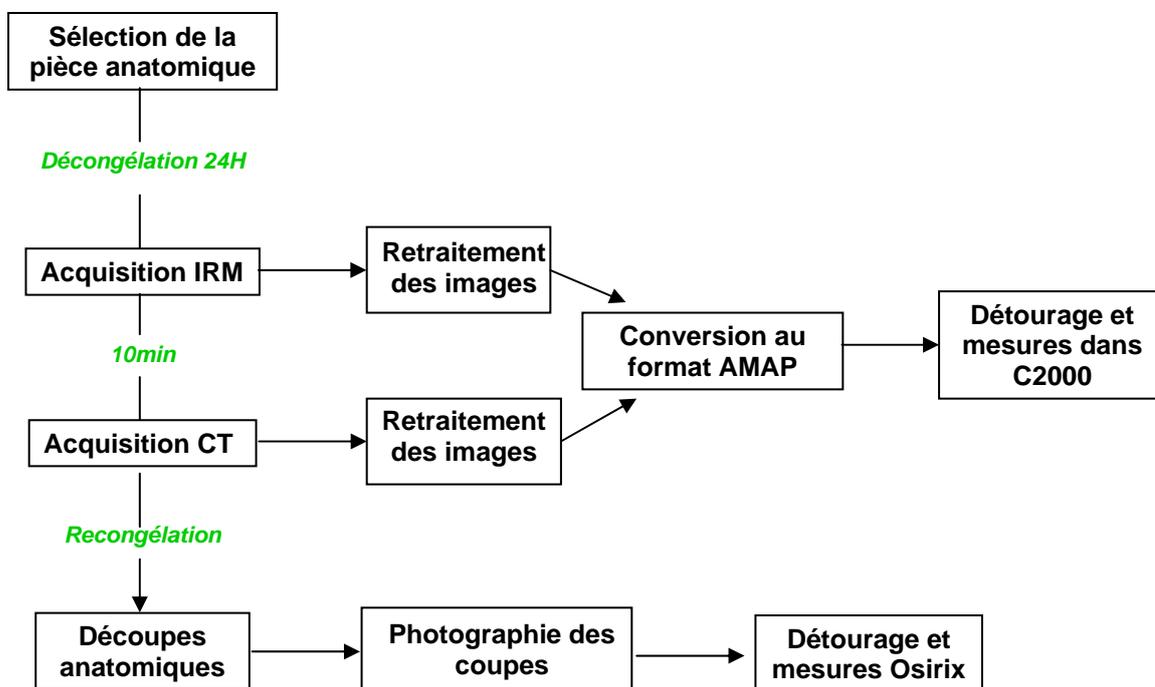


## ➤ Photos de mesure

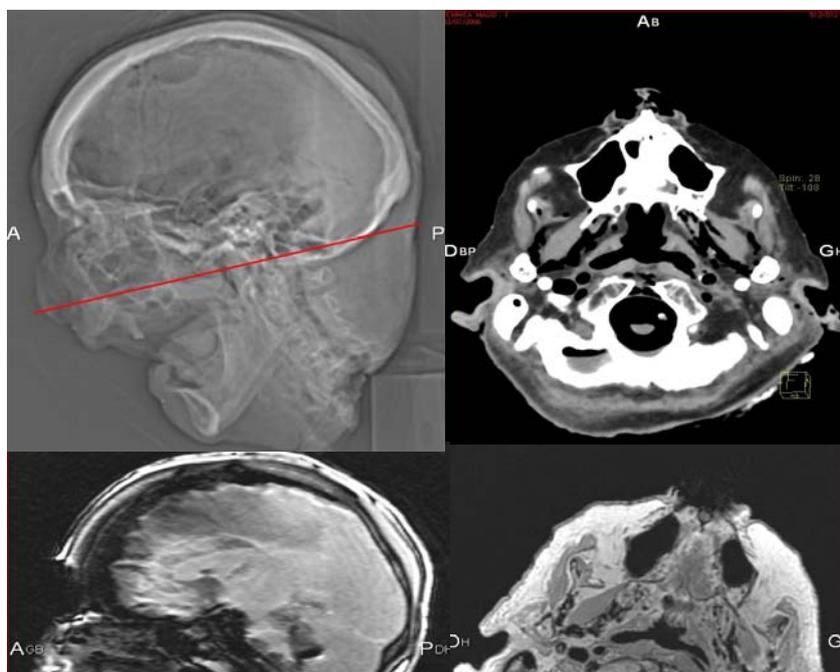


## Etude sur pièces anatomiques

### ➤ Acquisition et traitement des images



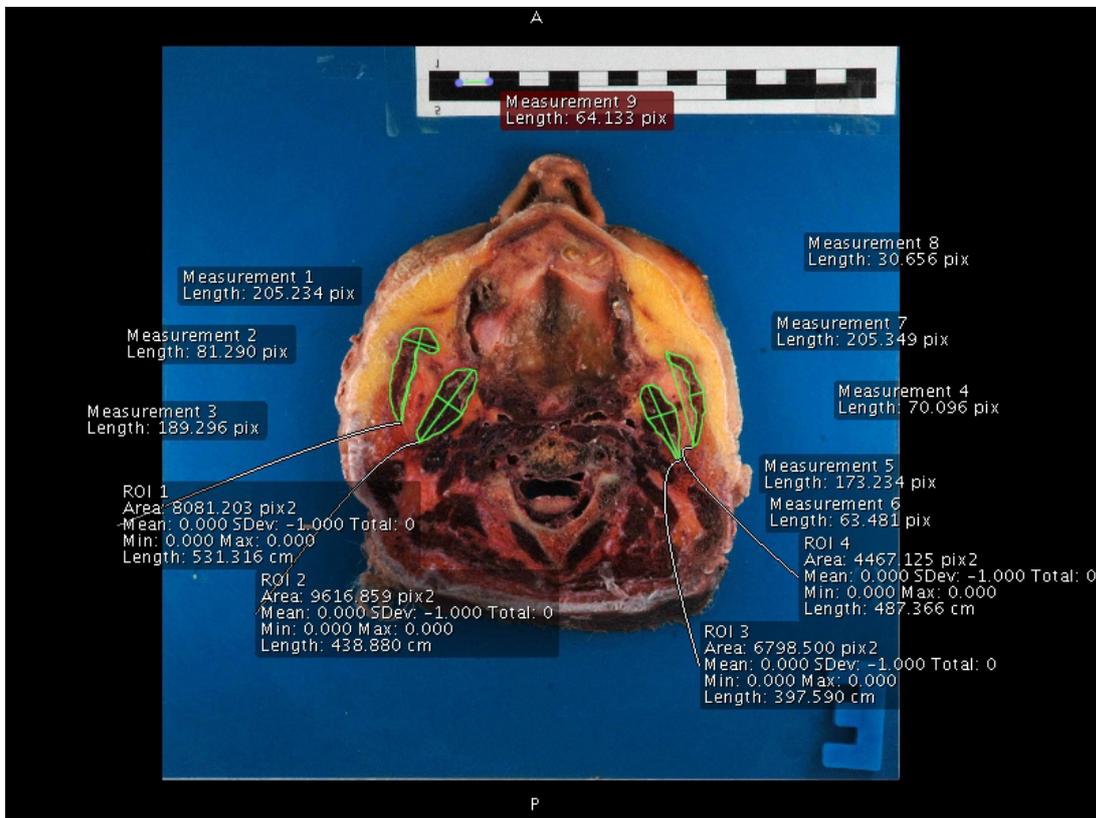
### ➤ Orientation de la reconstruction des coupes tomодensitométriques et IRM



➤ *Photographie des coupes anatomiques*



➤ *Détourage et mesure des coupes sous osirix*



# **Annexe 2 :**

# **Résultats**

# **Annexe 2.1. :**

## **Répétitivité et reproductibilité des mesures**

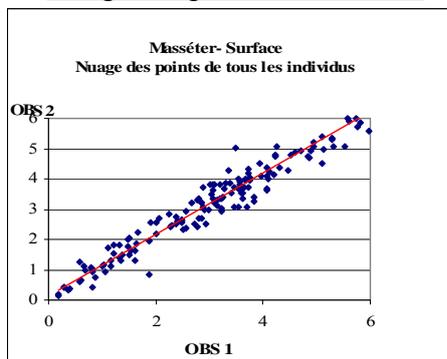
# **Annexe 2.1.1. :**

## **Etude rétrospective sur examens tomodensitométriques de patients**

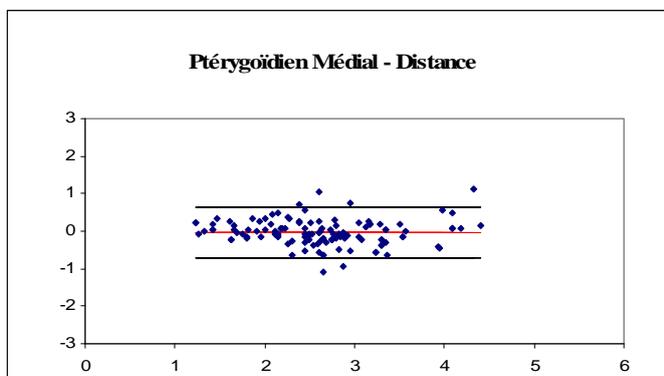
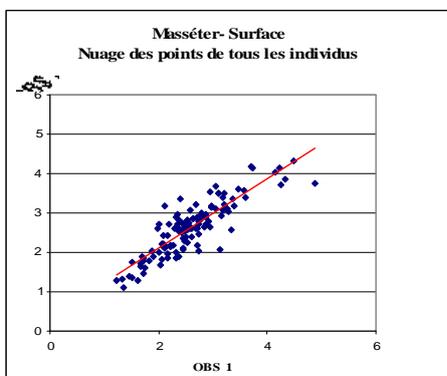
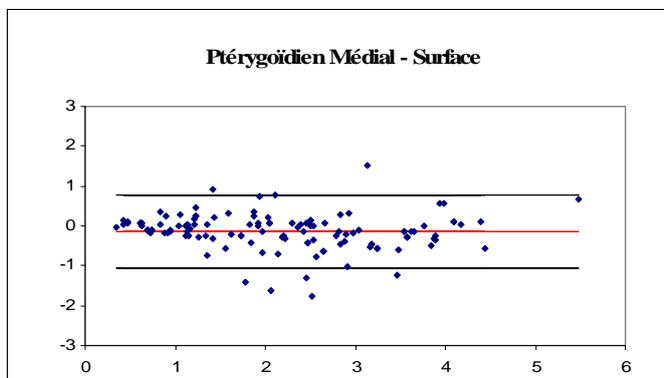
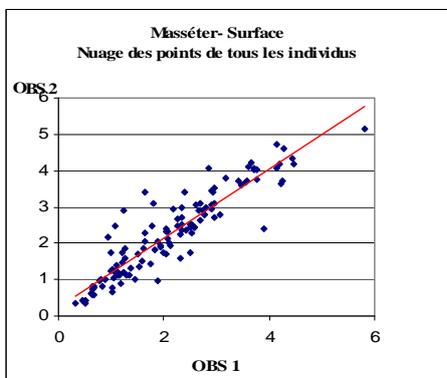
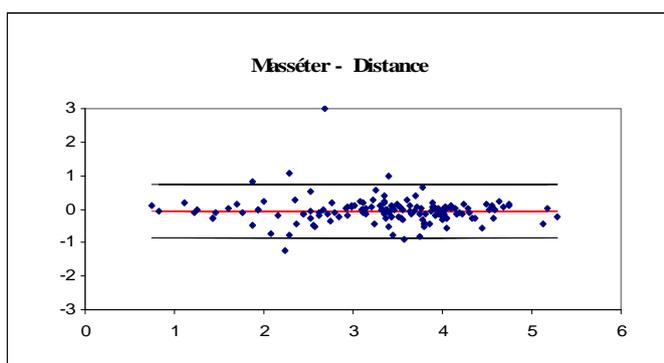
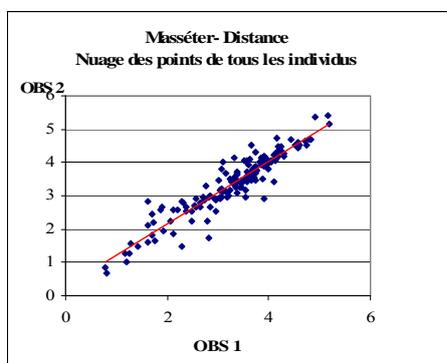
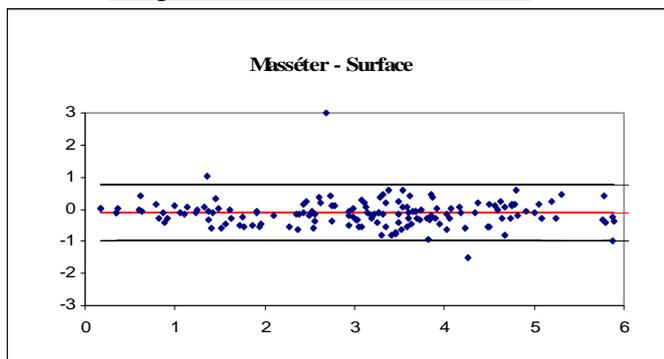
# Etude coupe à coupe sur l'ensemble des sujets

## Répétitivité intraobservateur

Nuages de points Obs1-Obs2



Diagrammes de Bland et Altman

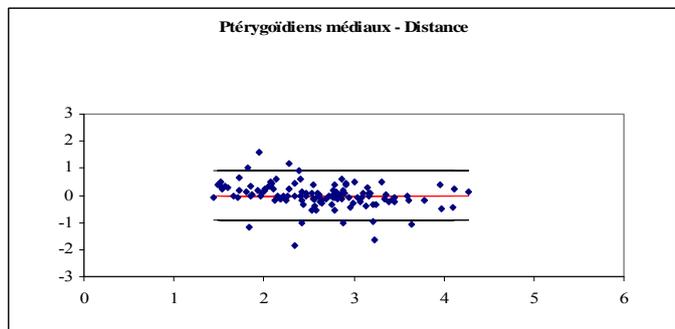
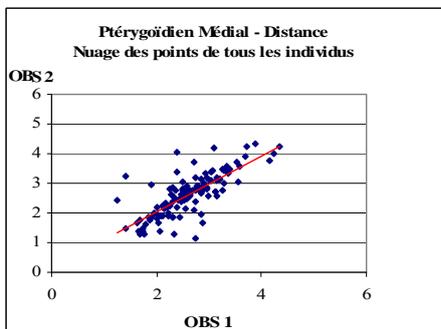
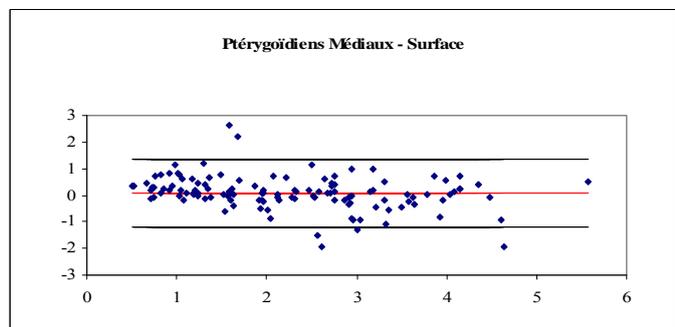
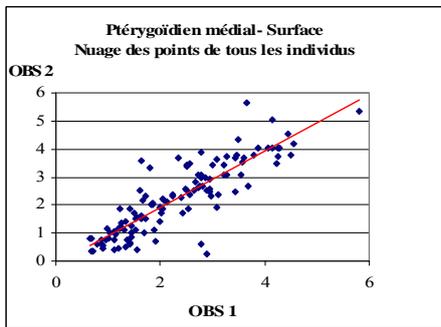
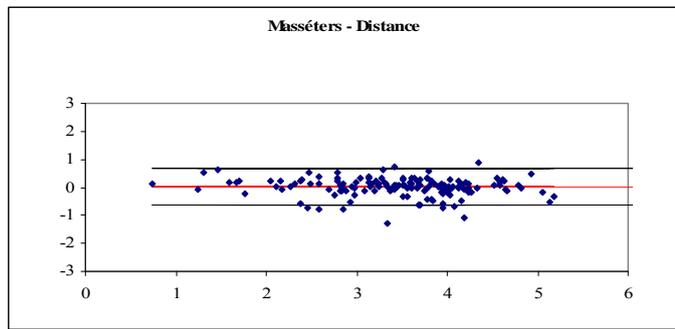
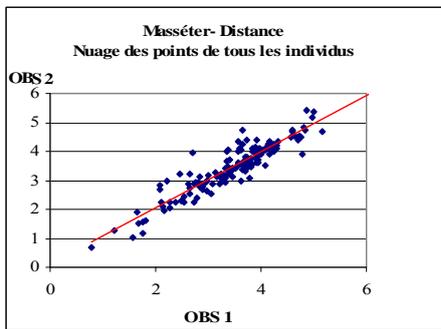
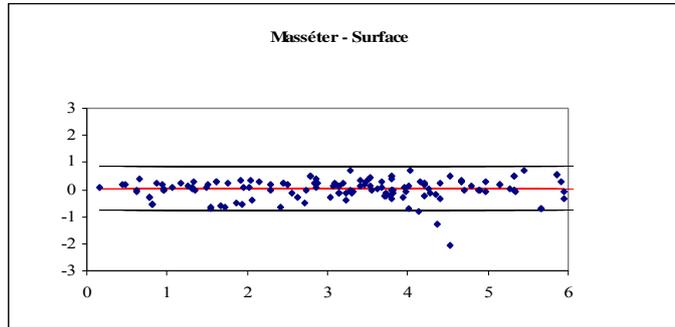
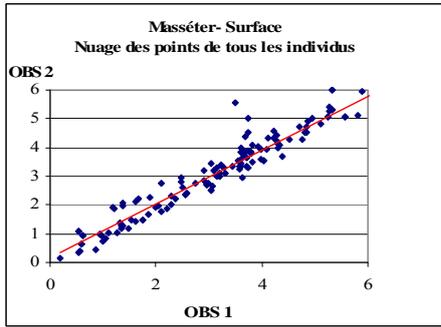


# Etude coupe à coupe sur l'ensemble des sujets

## *Reproductibilité interobservateur*

### Nuage de points Obs1-Obs2

### Diagrammes de Bland et Altman



## **Annexe 2.1.2. :**

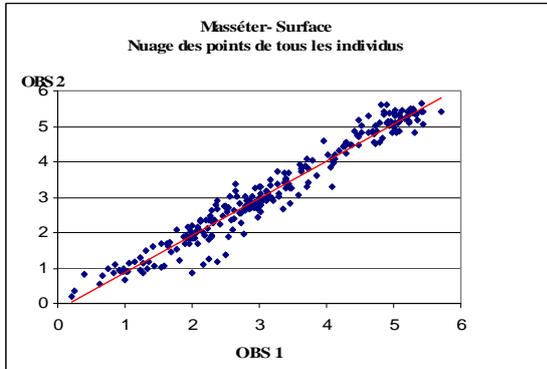
### **Etude sur pièces anatomiques**

# Etude coupe à coupe sur l'ensemble des sujets

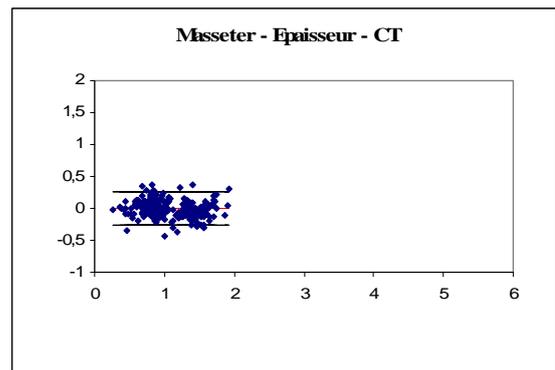
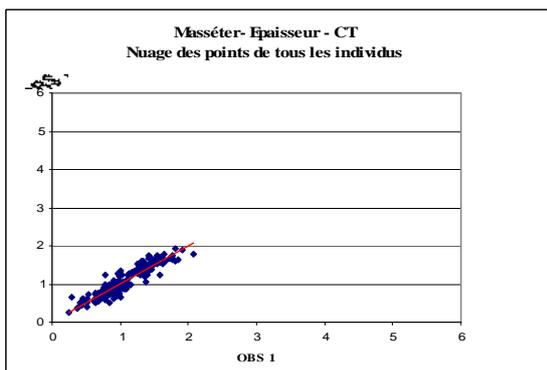
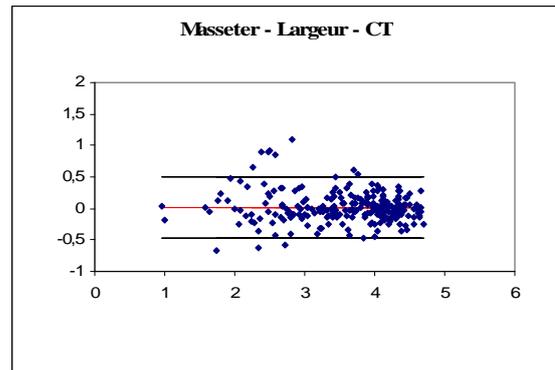
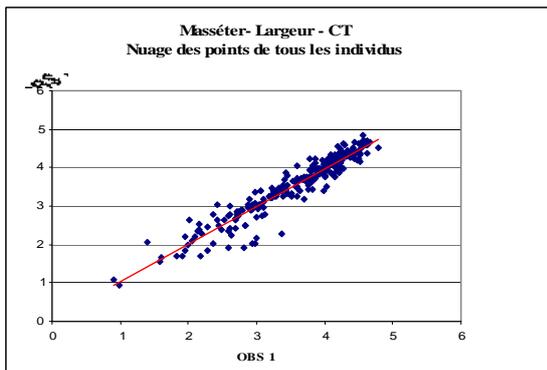
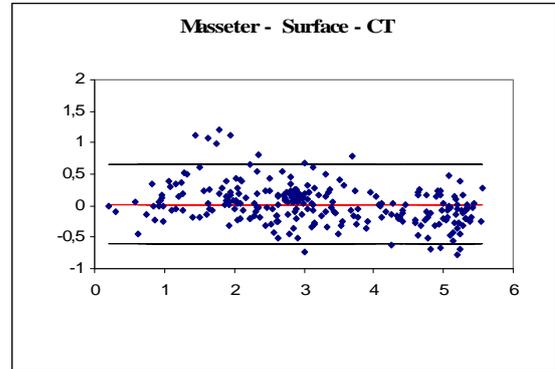
## Répétitivité intra observateur sur tomодensitométrie

### Masséter

#### Nuages de points Obs1-Obs2



#### Diagrammes de Bland et Altman

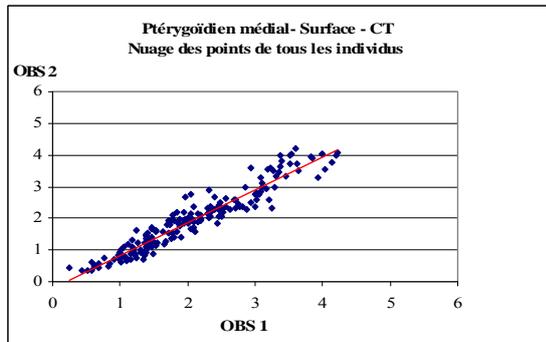


# Etude coupe à coupe sur l'ensemble des sujets

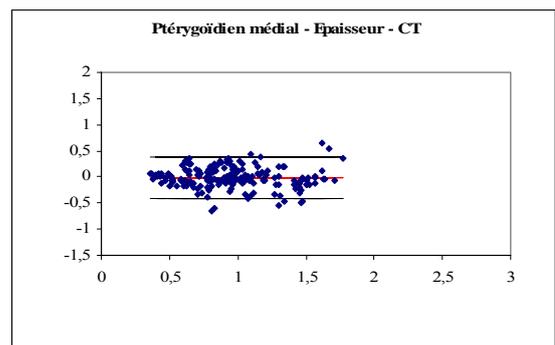
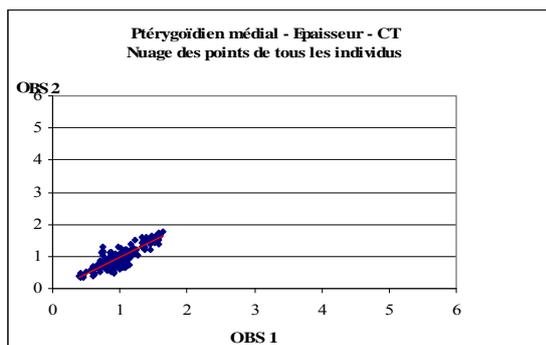
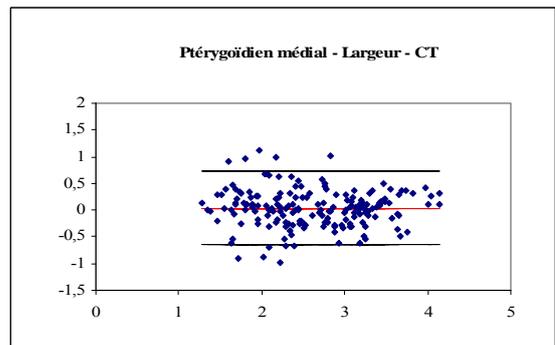
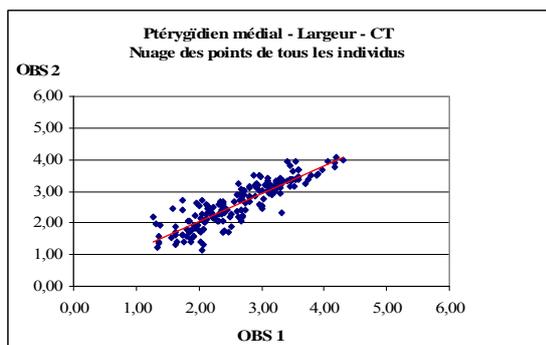
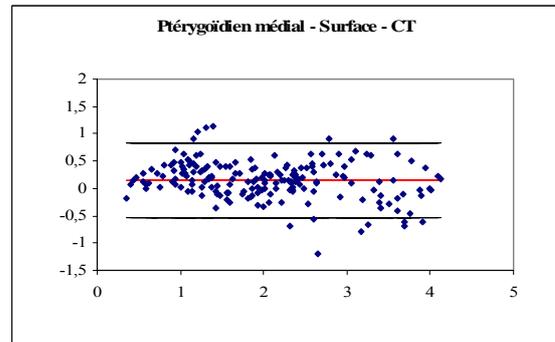
## *Répétitivité intra observateur sur tomographie*

### Ptérygoïdien médial

Nuages de points Obs1-Obs2



Diagrammes de Bland et Altman



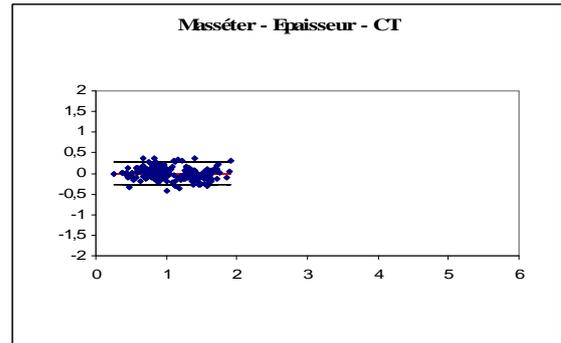
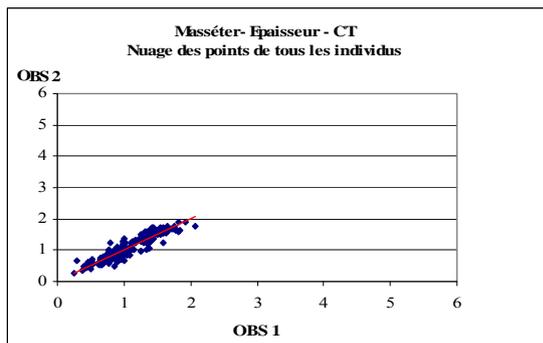
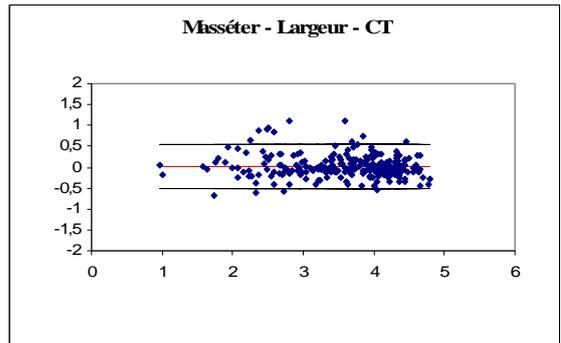
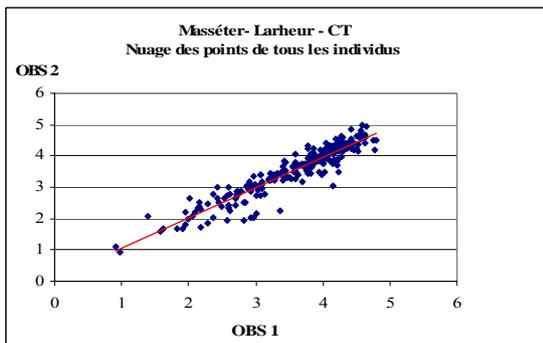
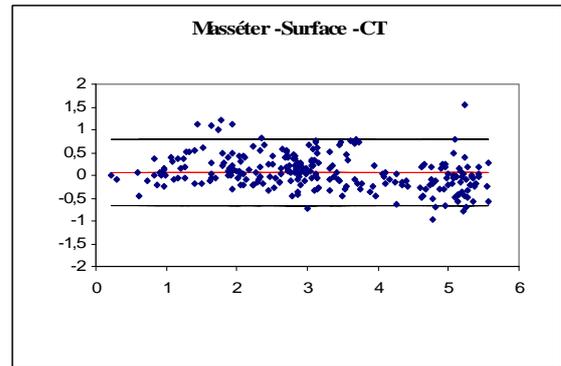
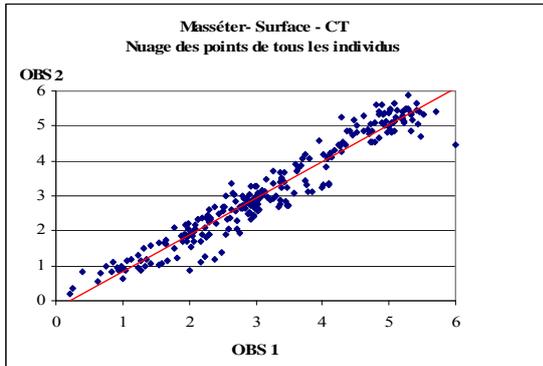
# Etude coupe à coupe sur l'ensemble des sujets

## Reproductibilité inter observateur sur tomodensitométrie

### Masséter

Nuages de points Obs1-Obs2

Diagrammes de Bland et Altman

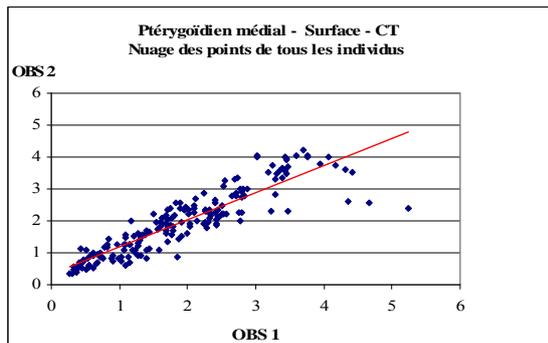


# Etude coupe à coupe sur l'ensemble des sujets

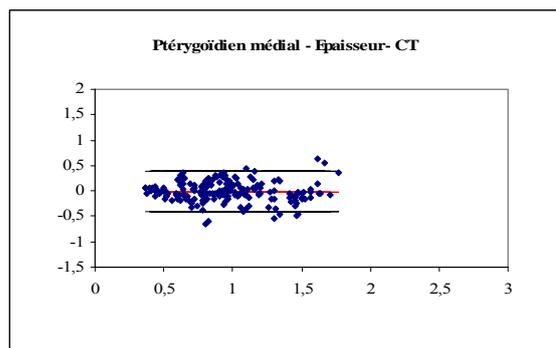
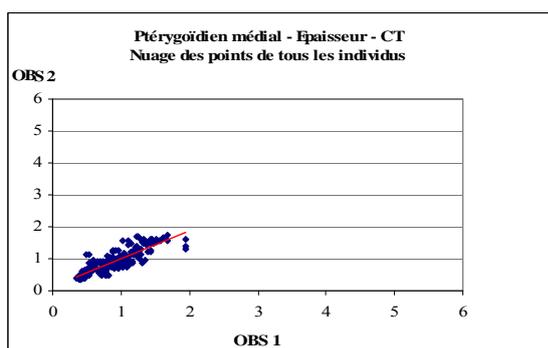
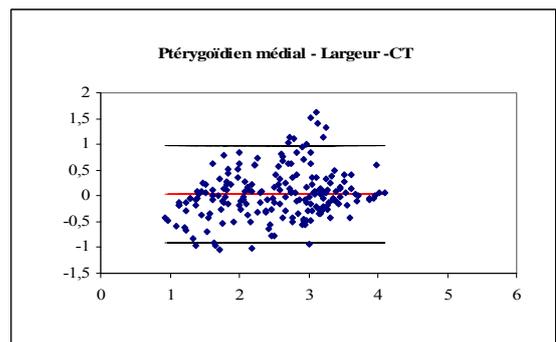
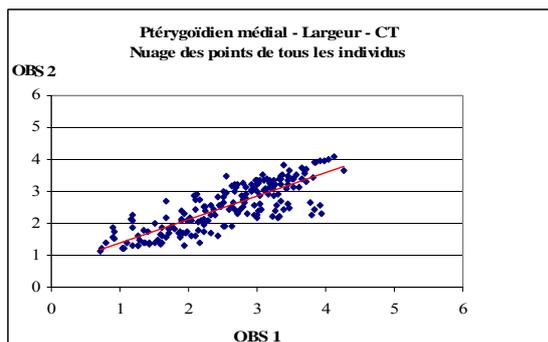
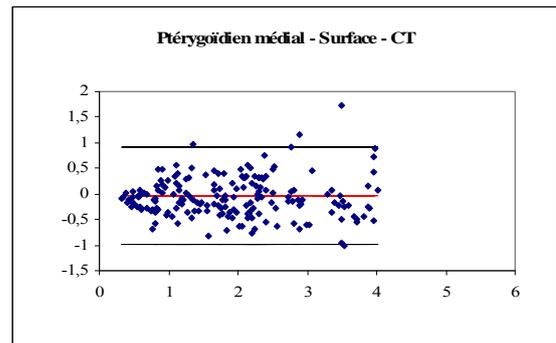
## *Reproductibilité inter observateur sur tomодensitométrie*

### Ptérygoïdien médial

Nuages de points Obs1-Obs2



Diagrammes de Bland et Altman



----- 0 -----