

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 MISE EN CONTEXTE CLINIQUE ET TECHNIQUE	3
1.1 Scoliose idiopathique	3
1.1.1 Description de la pathologie	3
1.1.2 Diagnostic et signes cliniques	3
1.1.3 Traitements	6
1.1.4 Étiologie	7
1.2 Système vestibulaire	10
1.2.1 Anatomie	10
1.2.2 Voies vestibulaires	12
1.2.3 Malformations ou déformations	15
1.3 Imagerie maxillo-faciale	15
1.3.1 Tomodensitométrie à rayons X	15
1.3.2 Tomographie volumique à faisceau conique	16
1.4 Conclusion	18
CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE	21
2.1 Analyse de la morphologie de l'oreille interne	21
2.1.1 Oreille interne chez les patients scoliotiques	21
2.1.2 Approches morphométriques utilisées en anatomie comparée	24
2.1.3 Approches morphométriques développées pour caractériser l'oreille interne humaine	27
2.1.4 Comparaison des approches	29
2.1.5 Importance des métriques au niveau fonctionnel	33
2.2 Conclusion	37
CHAPITRE 3 PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS, HYPOTHÈSES	39
3.1 Problématique clinique	39
3.2 Problématique technique	39
3.3 Objectifs et hypothèses	39
CHAPITRE 4 MÉTHODOLOGIE	43
4.1 Reconstruction 3D de l'oreille interne	43
4.1.1 Description de la méthode	43
4.1.2 Validation de la méthode	44
4.2 Analyse morphologique de l'oreille interne	47
4.2.1 Oreille interne seule	48
4.2.1.1 Angle entre les plans des CSC	48
4.2.1.2 Périmètre majeur et mineur des CSC	50

4.2.1.3	Périmètres transverses le long des CSC	51
4.2.1.4	Torsion des CSC	54
4.2.1.5	Périmètre le long du crus commun et longueur	54
4.2.1.6	Volume	56
4.2.2	Oreille interne en lien avec son environnement	56
4.2.2.1	Position et orientation des CSC par rapport aux plans anatomiques	56
4.2.2.2	Angles entre les paires de canaux controlatéraux	66
4.3	Validation	67
4.3.1	Validation des modèles 3D de l'oreille interne des patients	67
4.3.2	Validation des plans anatomiques	68
4.3.2.1	Validation du positionnement des points anatomiques	68
4.3.2.2	Effets du positionnement des points sur les plans anatomiques	71
4.3.3	Validation des métriques	73
4.4	Comparaison des métriques entre les deux groupes	76
4.4.1	Tests statistiques	76
4.4.2	Cartographie statistique paramétrique	77
4.5	Conclusion	78
CHAPITRE 5 CARACTÉRISATION DE LA BASE DE DONNÉES		79
CHAPITRE 6 RÉSULTATS ET DISCUSSION		83
6.1	Analyse morphologique de l'oreille interne en lien avec la scoliose	83
6.1.1	Oreille interne seule	83
6.1.1.1	Comparaison des approches d'ajustement de plan sur les CSC	83
6.1.1.2	Angle entre les plans des CSC	85
6.1.1.3	Périmètres majeurs et mineurs des CSC	89
6.1.1.4	Périmètres transverses le long des CSC	95
6.1.1.5	Présence d'une double ampoule	97
6.1.1.6	Torsion des CSC	99
6.1.1.7	Périmètres et longueurs du crus commun	100
6.1.1.8	Volume	103
6.1.2	Oreille interne en lien avec l'environnement	103
6.1.2.1	Position et orientation des CSC par rapport aux plans anatomiques	104
6.1.2.2	Angles entre les paires de canaux controlatéraux	107
6.1.3	ANOVA	107
6.1.4	Résumé des tests significatifs	111
6.2	Discussion	112
6.3	Conclusion	115
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS		117

7.1	Conclusions et contributions	117
7.2	Limitations, recommandations et travaux futurs	118
7.2.1	Limitations	118
7.2.2	Recommandations	120
7.3	Communication scientifique des résultats	123
ANNEXE I	MANUEL D'INSTRUCTIONS POUR LE POSITIONNEMENT DES POINTS POUR L'OREILLE INTERNE	125
ANNEXE II	MANUEL D'INSTRUCTIONS POUR LE POSITIONNEMENT DES POINTS POUR LES PLANS ANATOMIQUES	139
ANNEXE III	RÉSULTATS SUPPLÉMENTAIRES	149
ANNEXE IV	RÉSUMÉ POUR LA 39ÈME JOURNÉE DE LA RECHERCHE DU POES	153
ANNEXE V	RÉSUMÉ POUR LA SOCIÉTÉ DE SCOLIOSE DU QUÉBEC	155
	BIBLIOGRAPHIE	157

LISTE DES TABLEAUX

		Page
Tableau 2.1	Analyse de l'oreille interne en lien avec la scoliose. Résumé des mesures retrouvées dans la littérature	24
Tableau 2.2	Angles entre les plans des CSC pour chaque paire de méthodes d'ajustement de plan.....	31
Tableau 2.3	Comparaison entre les différentes techniques d'ajustement de plans des CSC	32
Tableau 4.1	Métriques de performance	46
Tableau 4.2	Validation de la reconstruction 3D semi-automatique	46
Tableau 4.3	Moyenne et écart-type pour l'erreur intra et inter opérateur pour les mesures de performance.....	47
Tableau 4.4	Définition des points repères pour le plan de Francfort.....	57
Tableau 4.5	Définition des points repères pour le plan sagittal médian	63
Tableau 4.6	ICC pour les trois essais.....	69
Tableau 4.7	Comparaison entre les plans des différents essais pour les trois plans anatomiques	72
Tableau 5.1	Caractéristiques pour les deux groupes.....	80
Tableau 5.2	Caractéristiques spécifiques pour le groupe scoliotique	81
Tableau 6.1	Angle moyen entre les plans des CSC pour chaque paire de méthodes.....	84
Tableau 6.2	Angles entre les paires de canaux du côté gauche et droit : statistiques descriptives et comparaison inter-groupes (test-T)	86
Tableau 6.3	Angles formés par les paires de canaux ipsilatéraux : statistiques descriptives et résultats des comparaisons inter-groupes (test-T)	87
Tableau 6.4	Orthogonalité des canaux semi-circulaires : statistiques descriptives et résultats des comparaisons inter-groupes (test de Wilcoxon)	88
Tableau 6.5	Comparaison avec la littérature de l'orientation des paires de canaux ipsilatéraux.....	89

Tableau 6.6	Périmètres et aires des CSC pour la combinaison des systèmes vestibulaires gauche et droit : statistiques descriptives et résultats des comparaisons inter-groupes (test-T)	90
Tableau 6.7	Analyse de la forme des CSC à partir des périmètres majeurs, mineurs et de l'aire intérieure : statistiques descriptives et comparaison inter-groupes (test-T)	91
Tableau 6.8	Analyse de la forme des CSC à partir des périmètres majeurs, mineurs et de l'aire intérieure : statistiques descriptives et comparaison inter-groupes (test-T)	91
Tableau 6.9	Ratio de l'aire sur le périmètre pour chaque CSC et la section transverse d'un CSC : statistiques descriptives et comparaison inter-groupes (test-T)	92
Tableau 6.10	Dilatation du CSC-L chez les deux groupes de patients	98
Tableau 6.11	Longueur du crus commun : statistiques descriptives et comparaison inter-groupes (test-T)	102
Tableau 6.12	Volumes des portions de l'oreille interne : statistiques descriptives et comparaisons inter-groupes (test-T)	103
Tableau 6.13	Orientation et la position du système vestibulaire par rapport aux plans anatomiques de référence : statistiques descriptives et comparaisons inter-groupes (test-T)	105
Tableau 6.14	Orientation et position du système vestibulaire par rapport aux plans anatomiques de référence. Différence absolue entre les côtés gauche et droit : statistiques descriptives et comparaisons inter-groupes (test-T).....	106
Tableau 6.15	Angles formés par les paires de canaux controlatéraux : statistiques descriptives et comparaisons inter-groupes (test-T).....	107
Tableau 6.16	Angles formés par les CSC en fonction de la sévérité de la scoliose : statistiques descriptives et ANOVA	109
Tableau 6.17	Angles formés par les CSC en fonction de la progression de la scoliose : statistiques descriptives et ANOVA	109
Tableau 6.18	Analyse post-hoc du lien entre l'angle formé par les CSC et la sévérité de la SIA.....	109
Tableau 6.19	Récapitulatif des différences inter-groupes significatives	111

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	Types de scoliose.....	4
Figure 1.2	Dépistage de la scoliose	5
Figure 1.3	Angle de Cobb	6
Figure 1.4	Imagerie EOS	7
Figure 1.5	Oreille moyenne comprenant l'étrier, le marteau et l'enclume ainsi que l'oreille interne	11
Figure 1.6	Anatomie de l'oreille interne	11
Figure 1.7	Structure et fonction d'une crête ampullaire.....	13
Figure 1.8	Réflexe vestibulo-oculaire	14
Figure 1.9	Fréquence des malformations des différentes composantes du labyrinthe postérieur avec la part de bilatéralité.....	16
Figure 1.10	Comparaison des géométries d'acquisition pour l'imagerie CT-scan et CBCT	17
Figure 1.11	Imagerie CBCT de l'oreille interne	18
Figure 1.12	Imagerie CT-scan de l'oreille interne	19
Figure 2.1	Analyse de la morphologie de l'oreille dans les études	23
Figure 2.2	Connexion anormale entre le CSC-P et CSC-L	24
Figure 2.3	Ensembles de points de référence pour la morphométrie géométrique	26
Figure 2.4	Mesures utilisées par Pfaff, Martin & Ruf (2015)	27
Figure 2.5	Mesures utilisées par Spoor & Zonneveld (1998)	28
Figure 2.6	Canaux synergiques controlatéraux	29
Figure 2.7	Schéma d'un CSC membraneux présentant les principaux paramètres morphologiques influençant sa sensibilité	35
Figure 4.1	Points contrôles pour l'oreille interne	44

Figure 4.2	Schéma montrant les étapes clés de la reconstruction 3D de l'oreille interne et de l'étrier	45
Figure 4.3	Carte des distances RMSD pour la comparaison entre les deux méthodes	47
Figure 4.4	Étiquetage du modèle 3D du système vestibulaire	48
Figure 4.5	Angles entre les canaux semi-circulaire	49
Figure 4.6	Tunnels et anses des canaux semi-circulaires.....	50
Figure 4.7	Périmètre majeur et mineur des CSC	51
Figure 4.8	Étapes principales de l'algorithme de squelettisation	52
Figure 4.9	Étapes à suivre pour obtenir la ligne centrale de chaque canal	53
Figure 4.10	Périmètres le long des canaux semi-circulaires	53
Figure 4.11	Déviations de la ligne centrale d'un canal	55
Figure 4.12	Périmètres et longueur du crus commun.....	55
Figure 4.13	Parties de l'oreille interne dont le volume est calculé	56
Figure 4.14	Points anatomiques pour le plan de Francfort	57
Figure 4.15	Points de référence déterminés à partir d'une coupe sagittale en imagerie CBCT	60
Figure 4.16	Positionnement du plan sagittal médian	61
Figure 4.17	Points de référence pour la détermination du plan sagittal médian	62
Figure 4.18	Méthodologie du repérage des plans anatomiques	64
Figure 4.19	Angles entre le plan de Francfort et les CSC	64
Figure 4.20	Angles entre le plan frontal et les CSC	65
Figure 4.21	Angles entre le plan de sagittal médian et les CSC.....	65
Figure 4.22	Orientation des paires de canaux synergiques controlatéraux	66
Figure 4.23	Orientation des paires de canaux controlatéraux	67

Figure 4.24	Exemples de reconstructions 3D chez nos patients.....	68
Figure 4.25	Bland-Altman pour les points orbitaires et les porions.....	70
Figure 4.26	Bland-Altman pour les points sous-orbitaires en X	71
Figure 4.27	Bland-Altman pour les points utilisés dans la détermination du plan sagittal médian	72
Figure 4.28	Validation des périmètres mineurs et majeurs	74
Figure 4.29	Effet du remaillage sur la squeletisation	75
Figure 4.30	Ensemble de points utilisé pour valider la métrique de déviation	75
Figure 6.1	Effet de l'ajustement de plan incluant l'ampoule (en rose) et n'incluant pas l'ampoule (en orange) pour le CSC-A	85
Figure 6.2	Distribution de l'angle CSC-A/CSC-L pour les deux groupes	86
Figure 6.3	Boîtes à moustache pour l'angle CSC-L/CSC-P avec l'inclusion et l'exclusion de la valeur aberrante	87
Figure 6.4	Analyse elliptique de Fourier de la forme du CSC	93
Figure 6.5	Variation de forme du CSC expliquée par les deux premières composantes principales (PC)	94
Figure 6.6	Analyse en Composantes principales de la forme du CSC-L	94
Figure 6.7	Analyse en composantes principales de la forme du CSC-P	95
Figure 6.8	Analyse en composantes principales de la forme du CSC-A	96
Figure 6.9	Analyse en composantes principales de la forme des CSC	96
Figure 6.10	Courbes moyennes pour les périmètres transverses le long des CSC chez les patients SIA (gauche) et asymptomatiques (droite).....	97
Figure 6.11	Courbe SPM{t} pour les périmètres transverses	98
Figure 6.12	Exemples de double ampoule du CSC-L	99
Figure 6.13	Torsion des canaux semi-circulaires chez chacun des groupes	100
Figure 6.14	Cas extrêmes pour les oreilles internes droites	101

Figure 6.15	Boîtes à moustache pour la longueur du crus commun	102
Figure 6.16	Boîtes à moustache pour le volume des CSC	104
Figure 6.17	Boîtes à moustache pour l'orientation du CSC-L. Valeurs aberrantes (points rouges)	105
Figure 6.18	Boîtes à moustache pour les angles entre les canaux synergiques controlatéraux	108
Figure 6.19	Boîtes à moustache des angles entre le CSC-L et CSC-P selon la sévérité de la scoliose. F : faible, M : modérée, S : sévère	110
Figure 6.20	Boîtes à moustache des angles entre le CSC-L et CSC-P selon la progression de la scoliose. NP : non-progressive, P : progressive.....	110
Figure 6.21	Boîtes à moustache des angles entre les CSC et les plans anatomiques selon la sévérité de la scoliose. F : faible, M : modérée, S : sévère. Valeurs aberrantes : points rouges	111
Figure 6.22	Illustration des différences significatives entre les groupes asymptomatique et SIA	112

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

3D	Tridimensionnel, 3 dimensions
ACP	Analyse par composantes principales
Ba	Basion
CBCT	Cone Bean CT
CC	Crus commun
CSC	Canal semi-circulaire
CT	Tomographie assistée par ordinateur
CHUM	Centre hospitalier de l'Université de Montréal
EOS	Système d'acquisition de radiographie biplane
ETS	École de Technologie Supérieure
ICC	Coefficient de corrélation intra-classe
IRM	Imagerie à résonance magnétique
Mai	Méat auditif interne
Na	Nasion
Or	Orbite
PFro	Plan frontal
PFrkt	Plan de Francfort
Po	Porion
PSagM	Plan sagittal médian
RFT	<i>Random field theory</i>
RVO	Réflexe vestibulo-oculaire
RMP	Reconstruction multi-plans
S	Sella

SIA	Scoliose idiopathique chez l'adolescent
SNF	Scoliose non familiale
SPM	<i>Statistical parametric mapping</i>
TL	Thoraco-lombaire
TP	Thoracique principale

INTRODUCTION

La scoliose idiopathique chez l'adolescent (SIA) est caractérisée par une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale. Elle affecte 3% des adolescents dans le monde. Si l'étiopathogénie de cette maladie fait encore l'objet de débats, les experts s'entendent pour dire que certains facteurs génétiques ont un rôle dans le développement de la SIA. Par exemple, les canaux semi-circulaires de l'oreille interne peuvent présenter une morphologie anormale chez ces patients (Shi, Wang, Chu, Burwell, Wong, Heng & Cheng, 2011). Des chercheurs du CHU Sainte-Justine ont d'ailleurs émis l'hypothèse qu'une prédisposition génétique à des anomalies de l'oreille pourrait constituer un facteur majeur dans l'apparition de la scoliose idiopathique (Patten & Moldovan, 2011). En effet, la transmission du signal sensoriel du mouvement rotationnel du corps jusqu'au système nerveux central pourrait être affectée par une malformation des canaux semi-circulaires. Cela entraînerait une altération du circuit d'équilibre et affecterait la posture causant la déformation de la colonne vertébrale.

L'imagerie Cone beam CT est une modalité radiologique de plus en plus utilisée pour explorer le système vestibulaire. Comparativement au CT-scan, les images obtenues avec l'imagerie CBCT sont plus précises, notamment pour les structures osseuses. En plus, les doses délivrées sont inférieures à celles du CT-scan faisant de cette modalité une approche de choix pour l'exploration de l'oreille osseuse.

Dans ce mémoire, la morphologie de l'oreille interne chez des patients scoliotiques sera étudiée et comparée à celle de patients asymptomatiques. L'hypothèse de ce projet de recherche est qu'une anomalie de la morphologie de l'oreille interne pourrait entraîner des déformations de la colonne vertébrale. L'objectif de ce travail est de proposer une analyse morphométrique semi-automatique de l'oreille interne permettant une comparaison objective des systèmes vestibulaires chez les patients scoliotiques par rapport aux sujets asymptomatiques.

Le mémoire comportera sept chapitres. Le chapitre 1 présentera une mise en contexte comprenant les informations nécessaires relative à la scoliose idiopathique, le système vestibulaire et certaines modalités d'imagerie comme le CBCT. Le chapitre 2 permettra de mieux comprendre ce qui a été réalisé dans la littérature scientifique par rapport à l'analyse de la morphologie de l'oreille interne chez les humains, les animaux ainsi que dans un contexte de scoliose. Le chapitre 3 comporte l'énoncé de la problématique, de l'hypothèse et des objectifs de recherche. Le chapitre 4 présentera la méthodologie pour extraire des paramètres morphologiques de l'oreille interne. Ce chapitre se divisera en trois parties soit la reconstruction 3D de l'oreille interne, l'extraction de métriques de l'oreille interne et leur validation. Ensuite, le cinquième chapitre décrira la base de données utilisée dans ce projet de recherche. Pour ce faire, une caractérisation des deux groupes et des statistiques descriptives des métriques extraites des modèles 3D de l'oreille seront détaillées. Le chapitre 6 tentera de répondre à la question de recherche soit de déterminer l'éventualité d'un lien entre les déformations de l'oreille interne et la scoliose en se basant sur les résultats des comparaisons inter-groupes des paramètres issus de l'analyse morphométrique de l'oreille interne. Enfin, le chapitre 7 conclura le mémoire avec une discussion générale sur le projet ainsi que sur les améliorations et les recommandations sur des travaux futurs.

CHAPITRE 1

MISE EN CONTEXTE CLINIQUE ET TECHNIQUE

1.1 Scoliose idiopathique

1.1.1 Description de la pathologie

La scoliose idiopathique est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale. La colonne est divisée en quatre parties soit la partie cervicale, thoracique, lombaire et pelvienne. Celle-ci est composée d'un empilement de vertèbres qui ont une orientation et une position définies. Les principales fonctions de la colonne vertébrale sont le maintien et le support du corps ainsi que la protection de la moelle épinière. La scoliose idiopathique, signifiant que la cause exacte de la maladie est inconnue, touche 3 à 5% de la population (Patten & Moldovan, 2011). Cette maladie a une prévalence chez les filles avec un ratio de 8 à 9 filles pour un garçon (Patten & Moldovan, 2011). Elle est dite infantile si elle apparaît entre 0 à 3 ans, juvénile entre 4 à 10 ans et adolescente pour les patients de 10 ans et plus. La scoliose idiopathique peut être catégorisée selon le type de courbure et sa localisation (King, Moe, Bradford & Winter, 1983) : une scoliose à courbure unique dans la région thoracique, thoraco-lombaire ou lombaire ; ou une scoliose double impliquant deux courbures dans les régions citées ci-dessus. Une deuxième classification plus complexe, celle de Lenke, Betz, Harms, Bridwell, Clements, Lowe & Blanke (2001), considère des indices de déformations de la courbe lombaire (A, B, C) et des déformations de la courbe thoracique sagittal (-, N, +) (figure 1.1).

1.1.2 Diagnostic et signes cliniques

Un des signes cliniques de la scoliose idiopathique est une asymétrie de la posture chez le patient. Par exemple, une épaule peut être plus haute que l'autre. Plus la courbure de la scoliose est prononcée, plus il est difficile pour le corps de garder son alignement, ce qui peut entraîner de la fatigue à long terme. Ainsi, un des premiers tests de dépistage de cette maladie est le test

	Type 1 (MT)	Type 2 (thoracique double)	Type 3 (majeure double)	Type 4 (majeure triple)	Type 5 (TL/L)	Type 6 (TL/L-MT)
A						
B						
C						
Critère sagittal structurel						
	Normal	Cyphose PT	Cyphose TL	Cyphose PT et TL	Normal	Cyphose TL
Modificateur sagittal T5-T12 : - (10°), N (10°-40°) et + (40°)						

Figure 1.1 Six types de courbures provenant de la classification de Lenke
Tirée de Lenke *et al.* (2001)

«Adam's forward bend» (figure 1.2-A). Le patient en position debout doit effectuer une flexion avant du tronc et le médecin, placé à l'arrière, évalue la symétrie du dos dans le plan horizontal (Horne, Flannery & Usman, 2014). Un indicateur de la présence de scoliose est une rotation du rachis dans le plan axial caractérisée par la proéminence des côtes dans la région thoracique et/ou des muscles paravertébraux dans la région lombaire. Le médecin peut déterminer la courbure

et la rotation de la colonne vertébrale à l'aide d'un scoliomètre lors du test «Adam's forward bend» (figure 1.2-B). Si un signe d'asymétrie est présent, le patient est référé en radiographie. La radiographie permettra d'analyser la courbure de la colonne vertébrale. Une des mesures utilisées pour classifier la gravité de la scoliose est l'angle de Cobb (Cobb, 1948) c'est-à-dire l'intersection entre les «deux lignes tracées parallèlement aux plateaux des vertèbres supérieures et inférieures les plus inclinées sur l'horizontale». Ces deux lignes sont repérées par un expert sur une radiographie postéro-antérieure. Un angle inférieur à 10° signifie qu'il n'y a pas de scoliose, un angle entre 10 et 24° signifie une scoliose faible, un angle entre 25 et 44° signifie une scoliose modérée tandis qu'un angle supérieur à 45° signifie une scoliose sévère qui doit être traitée chirurgicalement (Greiner, 2002). De plus, une scoliose peut être progressive ou non progressive. Dans un contexte de scoliose progressive, la courbure de la colonne vertébrale va s'accroître malgré le traitement appliqué. Nault, Mac-Thiong, Roy-Beaudry, Turgeon, deGuise, Labelle & Parent (2014) ont défini une scoliose progressive lorsqu'elle évolue d'au moins 6° entre le premier examen et la maturité squelettique du patient.

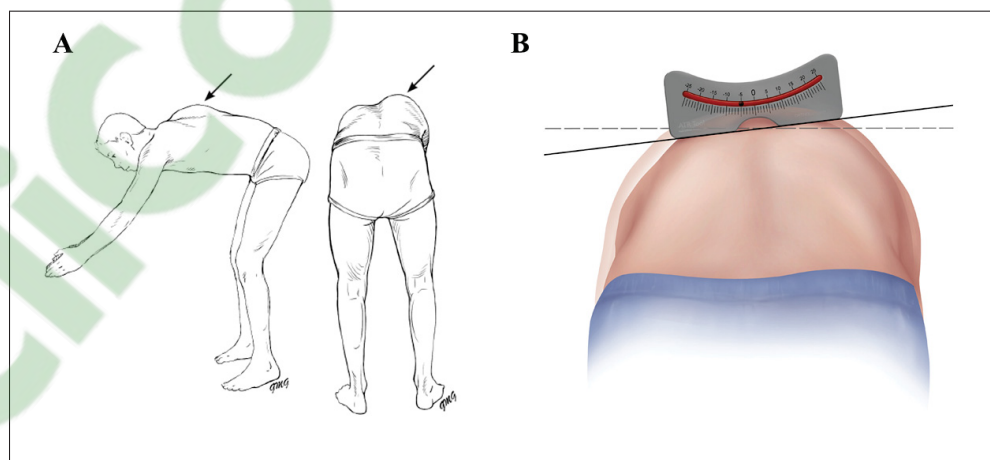


Figure 1.2 (A) Test d'«Adam's forward bend». Ce test de dépistage permet de détecter des anomalies du dos ou de la cage thoracique comme une bosse au niveau des côtes (flèches), Reamy & Slakey (2001)
(B) Scoliomètre

Tirée de Horne *et al.* (2014)

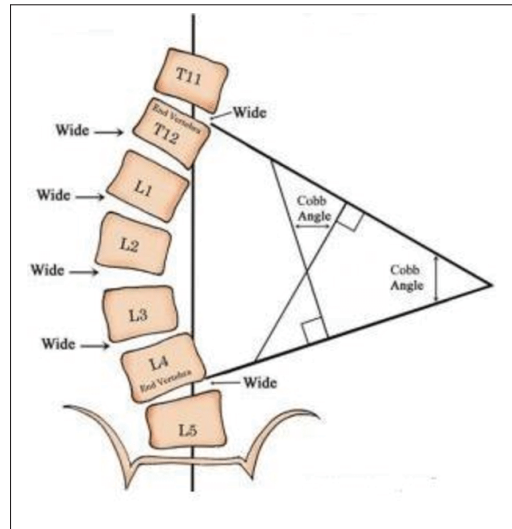


Figure 1.3 Angle de Cobb
Tirée de Cobb (1948)

Les modalités d'imagerie jouent un rôle primordial dans le diagnostic de la maladie et dans la détermination de l'angle de Cobb. Celles-ci sont la radiographie, la tomodensitométrie (CT), l'imagerie par résonance magnétique (IRM). La radiographie standard est la plus utilisée tandis que le CT-scan et l'IRM sont utiles en cas d'intervention chirurgicale. Sachant que la scoliose idiopathique affecte la plupart du temps des adolescents, il est important de choisir l'imagerie qui minimise le plus la radiation. C'est dans cette optique que l'imagerie EOS a été développée (fig. 1.4). Celle-ci consiste en deux radiographies à basse dose, une dans le plan frontal et l'autre dans le plan transverse. Cette imagerie caractérisée par une dose 6 à 9 fois inférieure au CT-scan (Deschênes, Charron, Beaudoin, Labelle, Dubois, Miron & Parent, 2010) est donc l'imagerie de choix pour le diagnostic et le suivi des patients atteints de la scoliose.

1.1.3 Traitements

Plusieurs approches thérapeutiques existent en fonction de la sévérité de la scoliose. Les principaux traitements sont la kinésithérapie/physiothérapie, le port de corset et les traitements chirurgicaux.

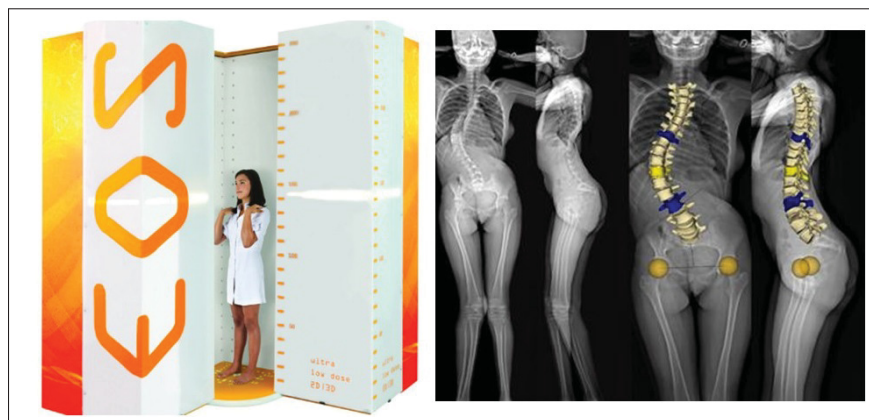


Figure 1.4 Cabine EOS (à gauche), tirée de EOS (2020) et un examen EOS de face et profil d'un patient scoliotique (à droite)
Tirée de Illés & Somoskeöy (2012)

La kinésithérapie et la physiothérapie permettent de limiter la progression de la scoliose à l'aide d'exercices physiques. Ces exercices consistent pour la plupart à restaurer la symétrie et l'alignement du dos (Fusco, Zaina, Atanasio, Romano, Negrini & Negrini, 2011). Un autre traitement repose sur le port d'un corset orthopédique fabriqué sur mesure. Tout comme les exercices de physiothérapie, le corset permet de limiter l'évolution de la scoliose. Finalement, lorsque les traitements précédents ne parviennent pas à limiter la progression de la scoliose, l'approche chirurgicale est envisagée. Une des techniques chirurgicales les plus souvent envisagées consiste en la fusion vertébrale qui permet de corriger la scoliose et de maintenir cette correction dans le temps (Weinstein, Dolan, Cheng, Danielsson & Morcuende, 2008).

1.1.4 Étiologie

Si l'étiologie de la scoliose idiopathique n'est pas encore connue, plusieurs experts ont tenté d'en expliquer les causes. Plusieurs facteurs, notamment génétiques, tissulaires, hormonaux, biomécaniques et neurosensoriels semblent impliqués (Lowe, Edgar, Margulies, Miller, Raso, Reinker & Rivard, 2000). Le rôle de l'hérédité pour le développement de la maladie est grandement accepté dans la communauté scientifique. Kesling & Reinker (1997) ont en effet

montré que les jumeaux homozygotes ont une concordance de scoliose dans 73% des cas et 36% chez les jumeaux dizygotes.

Concernant les facteurs neurosensoriels, de nombreuses études se sont penchées sur les troubles du système vestibulaire et ceux de l'intégration sensorielle en lien avec la scoliose.

Troubles vestibulaires et scoliose

Catanzariti, Agnani, Guyot, Wlodyka-Demaille, Khenioui & Donze (2014) ont passé en revue 20 études contrôlées du système vestibulaire en lien avec la scoliose. Les analyses ont été classées en cinq catégories : étude animale, stimulation des CSC, évaluation du réflexe vestibulo-oculaire (RVO), système otolithique et l'imagerie du système vestibulaire.

Les résultats de ces différents articles semblent diverger. En effet, le tiers de ces études soulignent l'absence de lien entre la SIA et les anomalies vestibulaires. Les autres travaux, au contraire, tendent à supporter cette hypothèse, mais n'ont pas de concordance entre leurs conclusions.

Par exemple, cinq études ont évalué l'effet d'une stimulation des CSC latéraux en étudiant le nystagmus, mouvement involontaire d'oscillation de l'œil, lors d'une stimulation vestibulaire unilatérale. Il est à noter que l'anatomie des CSC sera présentée plus en détails à la section 1.2.1. Pour évaluer le nystagmus, les patients effectuent un test calorimétrique. Ce test consiste à positionner le patient en position couchée de manière à ce que le canal semi-circulaire latéral de l'oreille interne soit vertical. Ensuite, de l'eau froide ou chaude est introduite dans le conduit auditif. Normalement, une stimulation calorique avec de l'eau chaude provoque un nystagmus allant dans la direction de l'oreille stimulée et de l'eau froide dans la direction inverse (Lopez, Blanke & Mast, 2012). Une réponse anormale à ce test mènerait à penser qu'il y a des anomalies oculo-vestibulaires chez ces patients. Trois études ont montré que les patients scoliotiques ont une réponse du nystagmus anormale à ce test. Cependant, leurs résultats divergent par rapport au lien entre le côté de l'atteinte vestibulaire et le côté de la convexité scoliotique (Jensen & Wilson, 1979; Sahlstrand & Petruson, 1979).

Seulement trois études ont exploré le RVO dans la SIA. Rousie, Deroubaix, Joly, Baudrillard & Berthoz (2009) ont constaté des anomalies de ce réflexe pour les patients présentant une connexion anormale entre les canaux latéraux et postérieurs.

De plus, d'autres auteurs mettent l'accent sur le lien entre la morphologie du système vestibulaire et la scoliose (Shi *et al.*, 2011). En effet, les canaux semi-circulaires des patients scoliotiques semblent présenter une morphologie anormale.

La conclusion de cette revue de la littérature serait qu'il n'y a «pas de lien entre une atteinte vestibulaire unilatérale, isolée et l'apparition d'une scoliose», c'est-à-dire « sans atteinte associée du système somesthésique et/ou du système visuel» (Catanzariti *et al.*, 2014). L'équipe de Catanzariti *et al.* (2014) pose désormais comme hypothèse « qu'une perturbation de l'intégration et/ou de l'interaction multisensorielles, normalement nécessaires au contrôle postural orthostatique » pourrait induire des déformations de la colonne vertébrale.

Hawasli, Hullar & Dorward (2015) ont aussi analysé plusieurs études en lien avec le rôle du système vestibulaire dans la scoliose idiopathique. Certains travaux ont montré que les patients scoliotiques avaient une posturographie et un contrôle de leur posture altérés dans des conditions statiques ou dynamiques (Guo, Chau, Hui-Chan, Cheung, Tsang & Cheng, 2006 ; Haumont, Gauchard, Lascombes & Perrin, 2011). En étudiant l'interaction entre le système visuel, proprioceptif et vestibulaire, d'autres auteurs ont constaté que les patients atteints de SIA ont un plus faible contrôle de leur équilibre et un plus grand balancement du corps dans une situation de défi visuel ou proprioceptif (Haumont *et al.*, 2011 ; Kuo, Wang & Hong, 2010 ; Lao, Chow, Guo, Cheng & Holmes, 2008 ; Simoneau, Richer, Mercier, Allard & Teasdale, 2006). Par exemple, Simoneau *et al.* (2006) ont fait des tests en masquant certaines entrées sensorielles telles que la vision et la proprioception de la cheville. Leurs résultats suggèrent que les patients SIA comparativement aux patients asymptomatiques se fient davantage sur la proprioception de la cheville pour contrôler leur amplitude de contrôle postural. Une autre étude de Antoniadou, Hatzitaki, Stavridis & Samoladas (2018) a trouvé que les patients ayant la SIA font une plus grande erreur que les patients contrôles lors de l'estimation de la verticalité de la tête avec les

yeux fermés. Cela suggère une malformation du système vestibulaire et/ou de l'intégration de l'information sensorimotrice chez les patients SIA. La vision compenserait ce trouble lors de l'estimation de la verticalité.

Bref, l'étiologie de la scoliose idiopathique semble donc complexe et multifactorielle. Même si un lien avec les anomalies vestibulaires semble retrouvé, d'autres investigations seront nécessaires afin de pouvoir en dresser un portrait plus détaillé.

1.2 Système vestibulaire

1.2.1 Anatomie

L'oreille interne, faisant suite à l'oreille moyenne (figure 1.5), est constituée du système vestibulaire. Ce système est divisé en deux parties : les labyrinthes osseux et membraneux. Le labyrinthe osseux comprend les trois canaux semi-circulaires (CSC), le vestibule, la cochlée ainsi que le canal cochléaire et vestibulaire (figure 1.6). Les canaux semi-circulaires ont un diamètre moyen de leur section transverse de 1,5 mm (Veillon, 2013a). Ces trois canaux sont :

- le CSC antérieur. Ce canal vertical fait environ un angle de 45° avec le plan sagittal ;
- le CSC postérieur. Il fait lui aussi un angle de 45° avec le plan sagittal ;
- le CSC latéral. Ce canal est aussi appelé CSC horizontal malgré le fait qu'il fait un angle de 30° avec le plan horizontal (plan sous-orbito-sus-méatal) (Veillon, 2013b).

La forme des canaux semi-circulaires et des ampoules pour le labyrinthe membraneux est la même que celle de l'enveloppe osseuse (Ifediba, Rajguru, Hullar & Rabbitt, 2007).

L'oreille interne est en partie responsable de l'équilibre du corps et du maintien de la posture. En effet, les canaux semi-circulaires qui sont pratiquement orthogonaux entre eux permettent de détecter les accélérations angulaires lors de la rotation du corps dans les trois axes. Chaque canal a une meilleure réponse à la rotation dans son propre plan. Les organes otolithiques, l'utricule et le saccule, faisant partie du labyrinthe membraneux, détectent les accélérations linéaires. Un

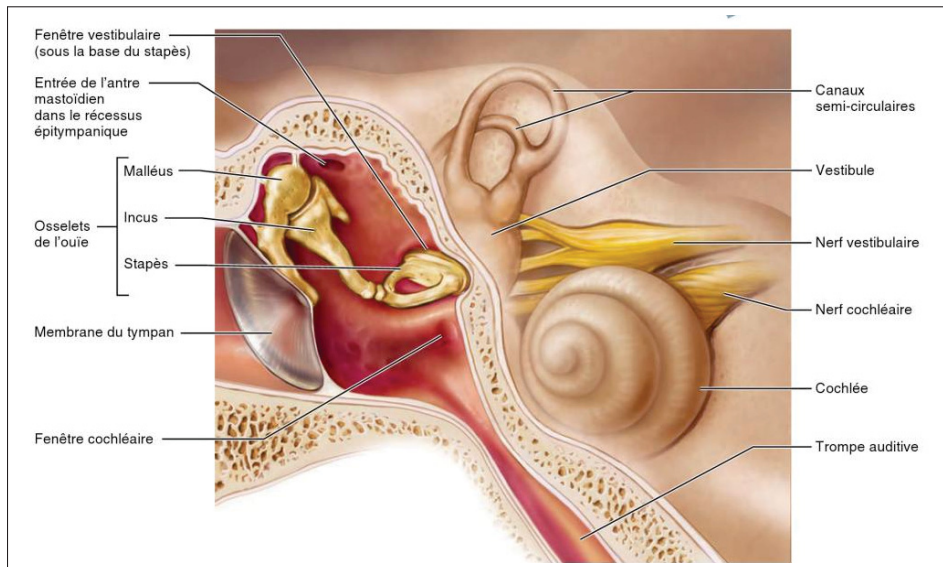


Figure 1.5 Oreille moyenne comprenant l'étrier, le marteau et l'enclume ainsi que l'oreille interne
Tirée de Marieb & Hoehn (2014)

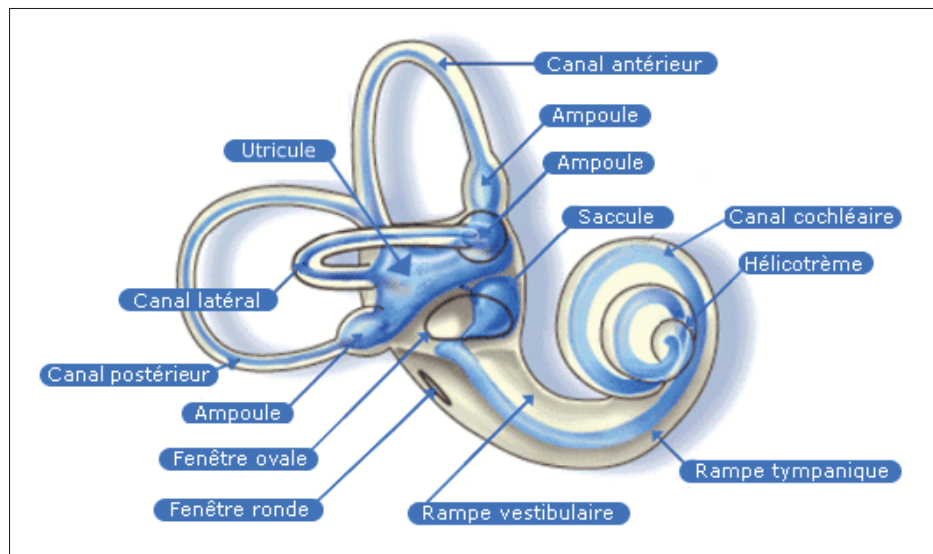


Figure 1.6 Anatomie de l'oreille interne, en bleu foncé le labyrinthe membraneux et en beige le labyrinthe osseux
Adaptée de Blatrix (1999)

liquide appelé endolymphe circule dans le labyrinthe membraneux des CSC (Widmaier, Raff, Strang & Vander, 2008). Ces canaux ont chacun un léger renflement à une de leurs extrémités,

la crête de l'ampoule, tel qu'illustré à la figure 1.7-A et 1.7-B. L'autre extrémité est connectée au vestibule, sauf pour les extrémités du CSC postérieur et antérieur qui s'unissent pour former un canal commun appelé le crus commun.

L'ampoule contient la cupule, une masse gélatineuse qui sépare les CSC du vestibule (voir figure 1.7-A). Elle englobe les stéréocils associés à chaque kinocil, qui sont les cellules réceptrices des canaux. Lorsqu'il y a un mouvement de la tête, les CSC se déplacent, mais l'endolymphe a tendance à rester à sa position initiale en raison de l'inertie. Cela crée une pression exercée par le liquide stationnaire et les cils se courbent dans la direction opposée au mouvement rotationnel tel qu'illustré à la figure 1.7-D (Jacobson & Shephard, 2014). Cependant, lors d'un mouvement de la tête à vitesse constante, l'endolymphe circule à la même vitesse que la tête (Widmaier *et al.*, 2008), ce qui signifie qu'il n'y a pas de déplacement des cils. Ainsi, les cellules ciliées permettent seulement de détecter une accélération ou une décélération. Finalement, le signal sensoriel des CSC est envoyé au cerveau par l'intermédiaire du nerf vestibulo-cochléaire.

Chaque canal semi-circulaire travaille en paire avec celui situé du côté opposé de la tête, c'est-à-dire celui ayant ses cellules ciliées alignées du côté opposé. Ces trois paires sont : la paire des canaux latéraux droite-gauche ainsi que les deux paires comprenant le canal antérieur d'un côté avec le canal postérieur de l'autre côté. Lors d'une rotation du corps, la cupule se déforme dans des directions opposées pour chacune des paires (Haltermann, 2005). Par exemple, une rotation de la tête à gauche entraînera l'excitation de la cupule du CSC gauche et l'inhibition de la cupule droite (Purves, Augustine, Fitzpatrick, Katz, LaMantia, McNamara, Williams, LaMantia & Katz, 2004). Le système vestibulaire permet donc de percevoir les rotations de la tête dans n'importe quelle direction.

1.2.2 Voies vestibulaires

L'information provenant du système vestibulaire est transmise au système nerveux central via le nerf vestibulaire et les noyaux centraux vestibulaires participant ainsi à l'équilibration (Dutheil, Lacour & Tighilet, 2011). Le noyau vestibulaire, comprenant la partie supérieure, inférieure,

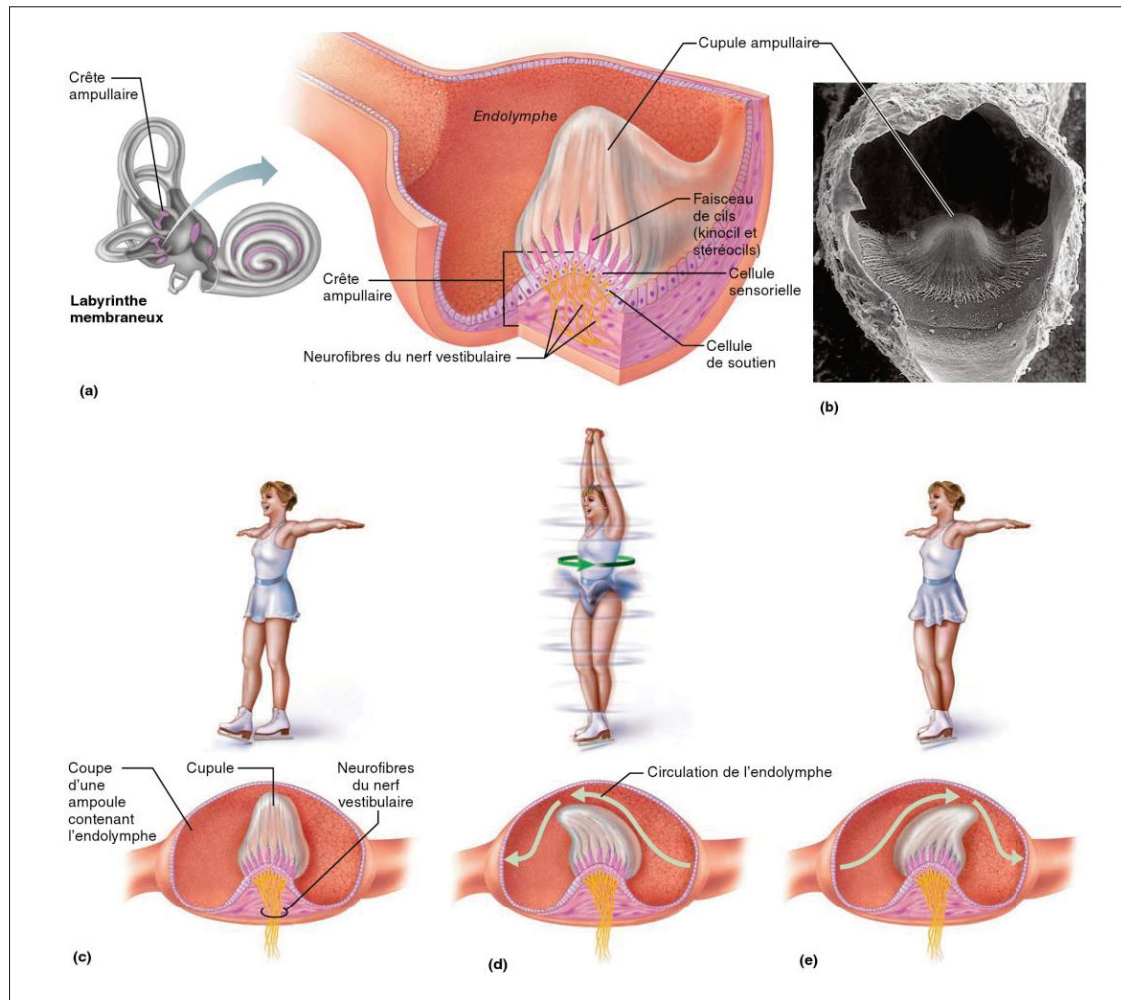


Figure 1.7 Structure et fonction d'une crête ampullaire (A) Anatomie d'une crête ampullaire (B) Photographie au microscope à balayage électronique d'une crête ampullaire (200x); Mouvement de la cupule ampullaire pendant une accélération et une décélération (C) Lorsque la tête est stationnaire, la cupule n'est pas déformée (D) Lorsque de l'accélération, la cupule se déforme (E) Lors de la décélération, la cupule se déforme dans la direction opposée

Adaptée de Marieb & Hoehn (2014)

médiane et latérale (aussi appelé Deiter), a pour fonction l'intégration des informations provenant des systèmes visuel et proprioceptif. La projection du noyau vestibulaire participe à deux principales classes de réflexes : le réflexe vestibulo-oculaire et vestibulo-spinal (Halterman, 2005).

Le réflexe vestibulo-oculaire (RVO) permet de stabiliser la vision lors des mouvements d'accélération angulaire de la tête. Lors d'un mouvement de la tête, l'œil compense ce mouvement pour que le regard reste fixé sur le même point tel que décrit sur la figure 1.8. Un patient avec une atteinte bilatérale de ce réflexe aura l'impression que son environnement bouge lorsque sa tête est en mouvement (Halterman, 2005).

Le réflexe vestibulo-spinal permet le contrôle des muscles du corps et le maintien de la posture. Il est aussi responsable du maintien de l'équilibre en position verticale et lors de la marche. Par exemple, lors d'une chute, ce réflexe maintient le centre de gravité et protège le corps et la tête d'une blessure.

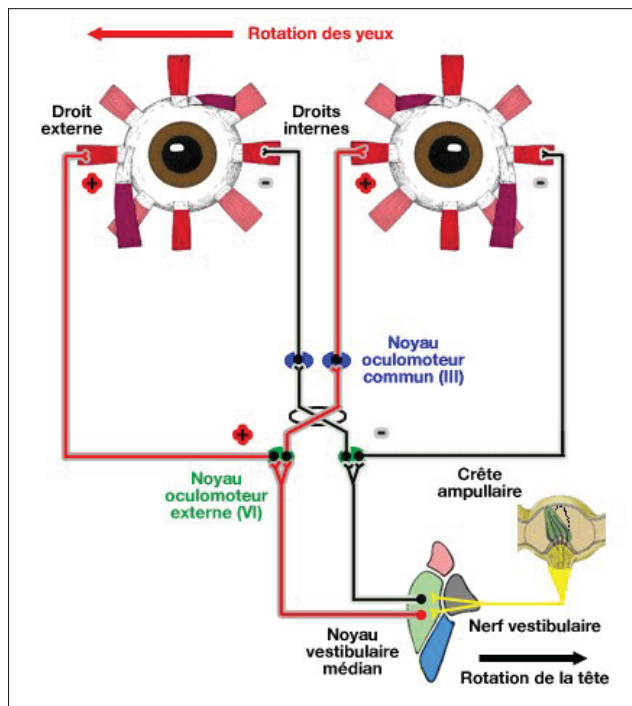


Figure 1.8 Réflexe vestibulo-oculaire
Tirée de Mauriès (2019)

Le système vestibulaire travaille de concert avec le système visuel et somatosensoriel (proprioception et extéroception) pour maintenir l'équilibre. Il a été démontré que l'information sensorielle vestibulaire est moins précise que les informations visuelles et proprioceptives à condition que les multiples systèmes sensoriels fournissent une information sensorielle redondante (van der

Kooij, Jacobs, Koopman & van der Helm, 2001). La redondance de ces trois systèmes permet d'expliquer la possible compensation lors d'un déficit vestibulaire unilatéral (Lacour, 2006).

1.2.3 Malformations ou déformations

Canaux semi-circulaires

Le canal latéral est « très souvent déformé, légèrement dilaté, notamment sa partie médiale » (Veillon, 2013b). Si le diamètre de ce canal est mesuré à 1,8 mm, il peut être considéré comme dilaté. Si cette valeur est de 2 mm ou plus de manière localisée, « un véritable signe de double ampoule apparaît » (Veillon, 2013a). Ces malformations représentent 63,6% des anomalies du labyrinthe postérieur (figure 1.9). Si une surdité n'est pas nécessairement liée à ce type de déformation, une fragilité labyrinthique est très probable. Les effets d'une telle dilation peuvent être déduits des travaux de Obrist (2011) à propos de la maladie de Ménière. En effet, cette maladie est associée à une augmentation de la pression de l'endolymphe entraîne une dilatation du labyrinthe membraneux. L'étude a montré qu'une dilatation hydropique du canal entraînant une augmentation de la réponse vestibulaire et donc à un plus grand déplacement de la cupule. Les deux autres canaux ont moins de déformations ou de dilatations.

Vestibule

Les malformations du vestibule sont dans la majorité des cas des déformations ou des élargissements (Veillon, 2013a).

1.3 Imagerie maxillo-faciale

1.3.1 Tomodensitométrie à rayons X

La tomodensitométrie à rayons X, aussi appelée CT-scan, est caractérisée par un détecteur linéaire et une source de rayon X finement collimatée qui effectuent des rotations hélicoïdales autour du patient (voir figure 1.10-B). Le patient est ainsi imagé tranche par tranche, le plus souvent dans le plan axial. La quantité de photons transmis est enregistrée par le détecteur. Ainsi,

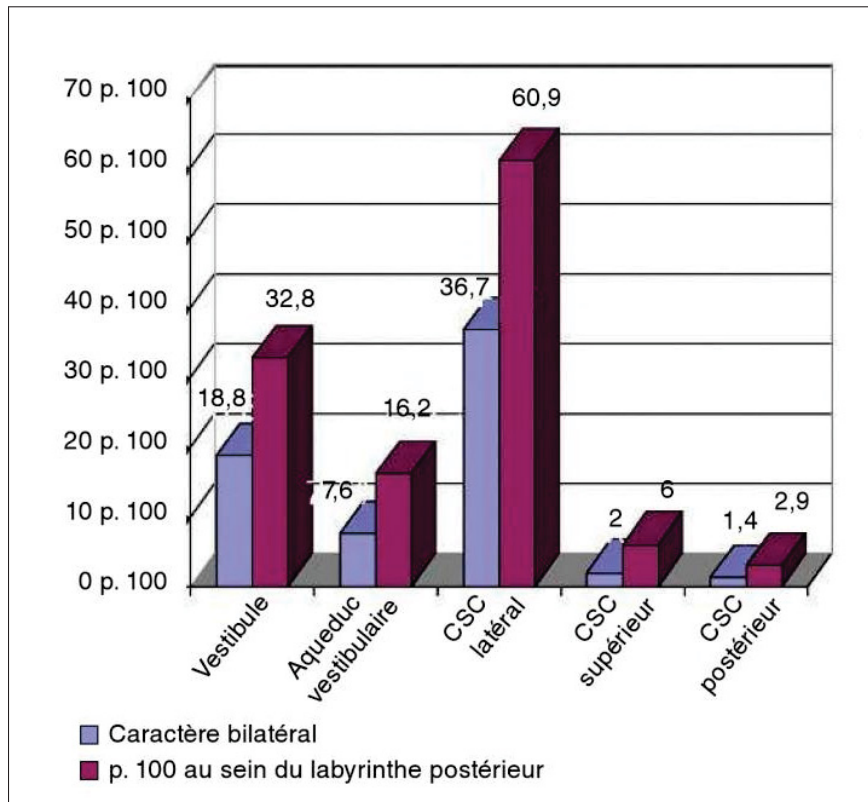


Figure 1.9 Fréquence des malformations des différentes composantes du labyrinthe postérieur avec la part de bilatéralité
Tirée de Veillon (2013a)

il est possible d'estimer la quantité de photons atténuée par la structure examinée en soustrayant la quantité de photons transmis à celle émise par la source radiogène. Sachant que les tissus denses comme l'os ont une plus grande absorption de photons et inversement pour les tissus mous, l'image est notamment reconstruite à partir de ces mesures d'atténuation. Finalement, des reconstructions tridimensionnelles peuvent être réalisées en travaillant avec la pile de coupes obtenues.

1.3.2 Tomographie volumique à faisceau conique

La technologie Cone Beam CT (CBCT), en français tomographie volumique à faisceau conique, consiste en la révolution (360°) d'un faisceau conique autour du patient (Kumar, Shanavas, Sidappa & Kiran, 2015). En raison de la géométrie de la source, le détecteur de

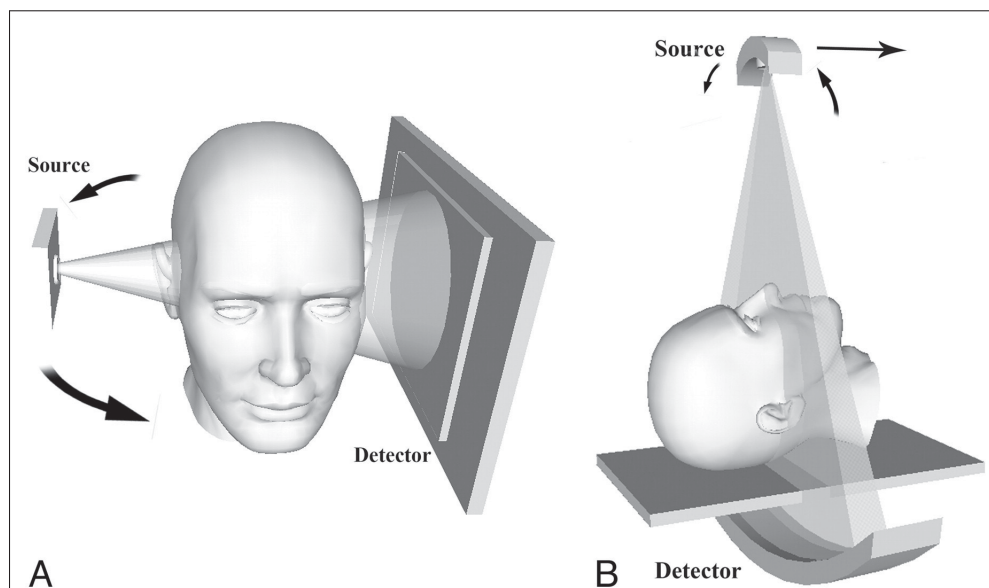


Figure 1.10 Comparaison des géométries d'acquisition pour l'imagerie CT-scan et CBCT (A) Faisceau conique et détecteur plan pour l'imagerie CBCT (B) Faisceau collimaté et une barrette de détecteurs
Tirée de Miracle & Mukherji (2009)

photons est un détecteur plan matriciel (figure 1.10-A). La sensibilité du détecteur, l'unique rotation autour du patient et l'utilisation de sources radiogènes moins puissantes contribue à faire de cette technologie une modalité moins exposante que le CT-scan médical. Par ailleurs, les grandes performances des détecteurs plans en matière de résolution spatiale en sont autant d'atouts pour obtenir des images avec une précision supérieure à celle du CT-scan.

Toutes ces raisons contribuent au succès de l'imagerie Cone beam CT et en font notamment une modalité de choix en imagerie dento-maxillaire. Depuis quelques années, les indications de cette approche radiologique tendent à s'élargir à certaines problématiques ORL comme en témoigne le succès que cette technologie rencontre en imagerie du rocher. La figure 1.11 présente un examen CBCT de l'oreille interne. En comparant cette figure avec la figure 1.12, la résolution de l'imagerie CBCT semble en effet supérieure à celle du CT-scan soit d'environ 0,15 mm comparativement à 0,5 mm pour le CT-scan.

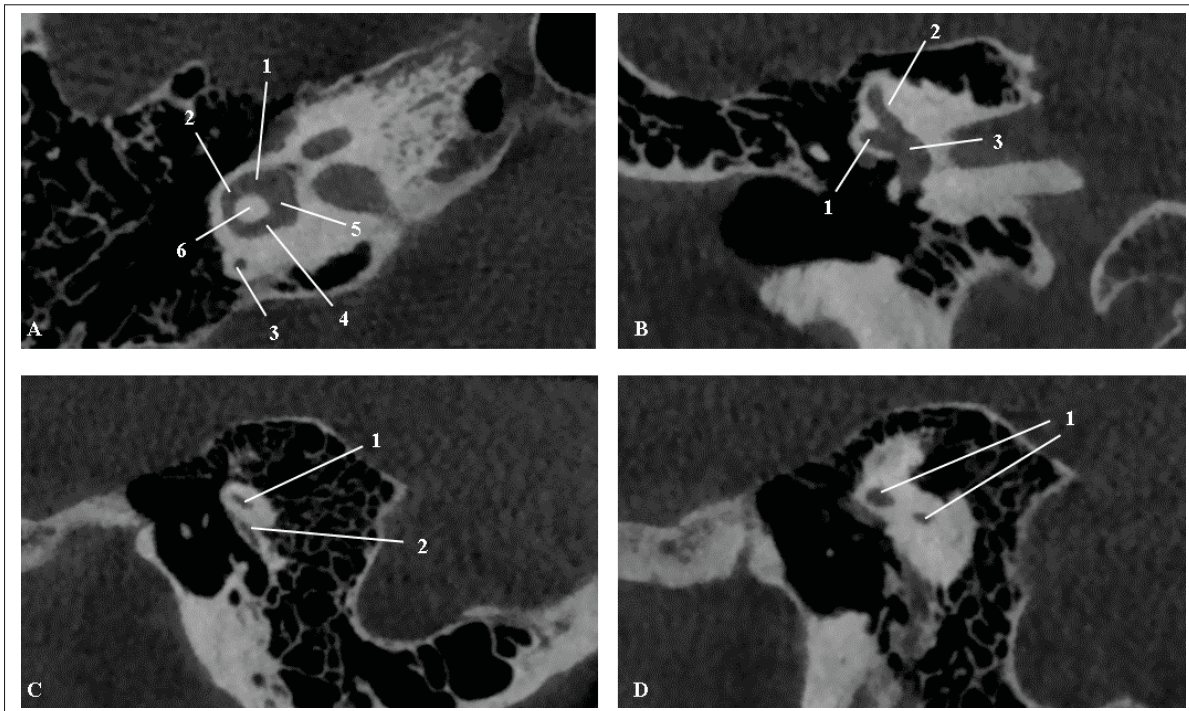


Figure 1.11 Imagerie CBCT de l'oreille interne (A) **Coupe axiale** 1) Ampoule ; 2) partie antérieure canalaire ; 3) CSC postérieur ; 4) partie médiale du CSC-L (à noter qu'il n'y a pas de dilatation du canal ; 5) vestibule osseux ; 6) espace osseux circonscrit par le CSC-L (B) **Coupe coronale** 1) Ampoule du CSC-L ; 2) ampoule du CSC-A ; 3) vestibule osseux (C) **Coupe sagittale** 1) CSC-L 2) Canal facial (D) **Coupe sagittale** 1) CSC-L

1.4 Conclusion

À travers ce chapitre, un des objectifs était de mieux comprendre la scoliose idiopathique et les possibles causes de cette maladie. Ainsi, plusieurs études se sont concentrées sur les anomalies du système vestibulaire sachant que la perception de l'équilibre du corps peut être affectée par une malformation des canaux semi-circulaires (CSC). Cependant, il reste encore du chemin à faire pour préciser l'étiologie de la scoliose. L'anatomie du système vestibulaire a également été présentée ainsi que son anatomie fonctionnelle. L'oreille interne permet en effet le maintien de la posture et le contrôle de l'équilibre du corps. Finalement, l'imagerie CBCT, une imagerie de haute résolution, est l'imagerie de choix pour examiner l'oreille interne osseuse. Le prochain chapitre fera une revue de la littérature sur les différentes études analysant le système vestibulaire dans plusieurs contextes.

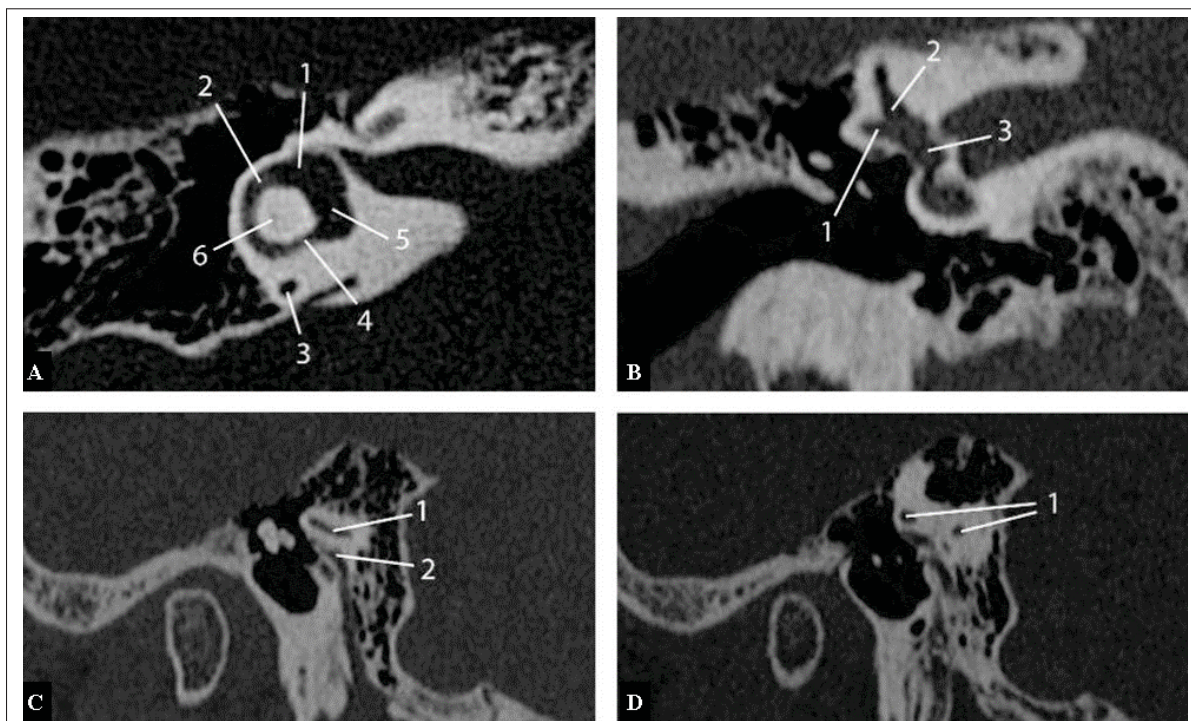


Figure 1.12 Imagerie CT-scan de l'oreille interne(A) **Coupe axiale** 1) Ampoule ; 2) partie antérieure canalaire ; 3) CSC postérieur ; 4) partie médiale du CSC-L (à noter qu'il n'y a pas de dilation du canal ; 5) vestibule osseux ; 6) espace osseux circonscrit par le CSC-L (B) **Coupe coronale** 1) Ampoule du CSC-L ; 2) ampoule du CSC-A ; 3) vestibule osseux (C) **Coupe sagittale** 1) CSC-L 2) Canal facial (D) **Coupe sagittale** 1) CSC-L
Adaptée de Veillon (2013b)

CHAPITRE 2

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre traitera des différentes méthodes utilisées pour l'analyse du système vestibulaire dans un contexte de scoliose (section 2.1.1). Les différents résultats par rapport aux anomalies de l'oreille interne en lien avec la scoliose seront résumés dans ce chapitre.

L'analyse de la morphologie de l'oreille interne a aussi été étudiée dans d'autres contextes que la scoliose notamment chez les animaux (section 2.1.2) et chez les humains (section 2.1.3). Ces études permettront de recenser les métriques utilisées pour caractériser l'oreille interne. Aussi, une comparaison entre les diverses études sera faite à la section 2.1.4. Finalement, la section 2.1.5 expliquera l'importance des métriques d'analyse de l'oreille interne au niveau fonctionnel permettant de mieux comprendre en quoi des anomalies morphologiques de l'oreille interne peuvent avoir un retentissement fonctionnel sur le système vestibulaire.

2.1 Analyse de la morphologie de l'oreille interne

2.1.1 Oreille interne chez les patients scoliotiques

À ce jour, cinq approches sont actuellement utilisées pour analyser la morphologie des canaux semi-circulaires en lien avec la scoliose :

- les angles et les distances des CSC les uns par rapport aux autres (approche 1),
- la position et l'orientation des CSC par rapport à des plans anatomiques (approche 2),
- l'analyse géodésique (approche 3),
- l'analyse de courbure (approche 4),
- la détection des connexions anormales entre le canal postérieur et canal latéral (approche 5).

L'étude d'Hitier, Hamon, Denise, Lacoudre, Thenint, Mallet, Moreau & Quarck (2015), faisant partie de la deuxième approche, requiert le positionnement des plans sagittaux, transverses et

frontaux ainsi que la détermination d'un point à l'extrémité de chaque canal semi-circulaire tel que présenté à la figure 2.1-C. Cette étude utilise l'imagerie IRM avec une taille de voxel de $0,3 \times 0,3 \times 0,6 \text{ mm}^3$. Selon ces travaux, le CSC latéral gauche est orienté de façon plus verticale pour les patients SIA, car l'angle entre ce canal et le plan sagittal est plus petit pour les patients SIA. Aussi, les CSC latéral et postérieur gauches sont plus éloignés du plan sagittal pour les patients SIA. Par ailleurs, l'étude de Shi *et al.* (2011) nécessite la détermination d'un plan et d'un cercle qui sont le mieux ajustés à chaque CSC (*best-fit plane* et *best-fit circle*). Ensuite, des triangles sont formés entre les centroïdes des trois plans et entre le centre des trois cercles tel qu'illustré à la figure 2.1-A. Des mesures relatives à ces triangles sont alors obtenues. Les résultats de ce travail indiquent que la distance entre le centre du canal latéral et antérieur du côté gauche ainsi que l'angle du sommet du triangle au centre du canal postérieur est significativement plus faible pour les patients scoliotiques. Ces mesures sont indiquées en rouge sur la figure 2.1-A. Les conclusions de Hitier *et al.* (2015) et Shi *et al.* (2011) concernant l'orientation relativement plus verticale du CSC latéral semblent donc similaires.

Les études analysant la géodésie permettent d'obtenir le périmètre majeur (appelé tunnel, noté *a* sur la figure 2.1-D) ainsi que le périmètre mineur (appelé anse, noté *b* sur la figure 2.1-D) des trois CSC. L'étude de Zeng, Lui, Shi, Wang, Chu, Cheng, Hua, Yau & Gu (2010) et celle de Xin, He, Fu, Wang, Lin, Chu, Cheng, Gu & Lui (2011) ont obtenu eux aussi un même résultat : la forme du CSC latéral est significativement différente pour les SIA, car le ratio de la circonférence majeure sur la circonférence mineure est plus grand pour ce groupe. À partir des périmètres mineurs mesurés le long des CSC, Wen, Wang, Shi, Chu, Cheng & Lui (2015) ont montré que le CSC postérieur gauche présentait des différences géométriques de ces périmètres (figure 2.1-E). Ils ont également mis en évidence des différences d'aires et périmètres de ces surfaces ainsi qu'une déviation du CSC postérieur par rapport au *best-fit plane* chez les patients SIA. Zhang, Li, Wang, Wu, Xin, Lui, Shi, Wang & He (2014) qui ont été les seuls, à notre connaissance, à s'intéresser à la courbure des CSC ont montré que la courbure moyenne est plus grande chez les patients SIA (figure 2.1-B).

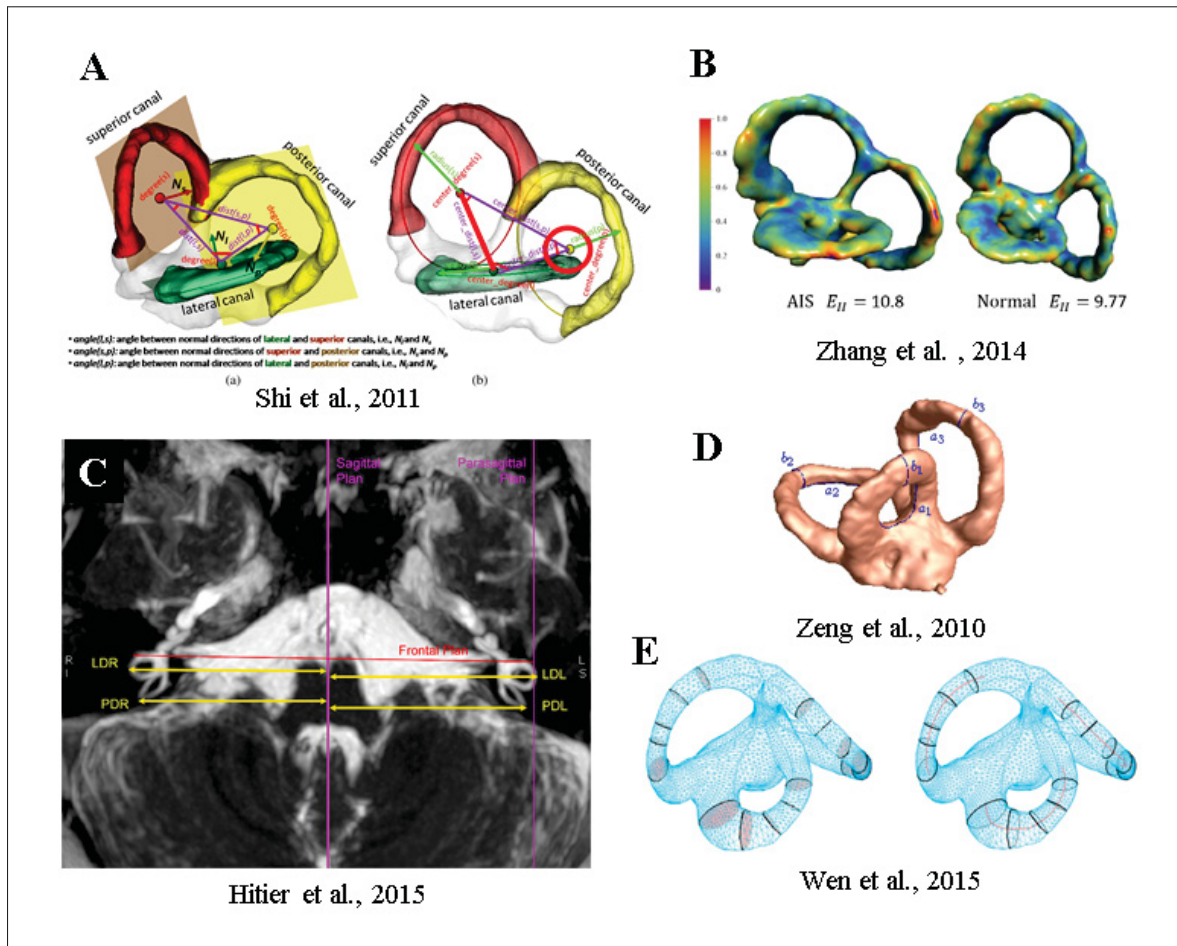


Figure 2.1 Analyse de la morphologie de l'oreille dans les études

Rousie *et al.* (2009) a trouvé une plus grande fréquence de connexion anormale entre les CSC latéral et postérieur (54,7%) chez les patients scoliotiques (figure 2.2).

Un résumé des approches employées et des caractéristiques des cohortes de patients utilisées par les études mentionnées précédemment est présenté au tableau 2.1.

Finalement, les différentes études ne semblent pas mener aux mêmes conclusions vis-à-vis des anomalies morphologiques chez les patients scoliotiques. La taille des échantillons pour toutes les études sauf celle de Rousie *et al.* (2009) est assez réduite soit d'environ 15 patients SIA et 15 patients contrôles. Cependant, il semble y avoir une certaine récurrence pour des anomalies de l'oreille interne se situant du côté gauche.

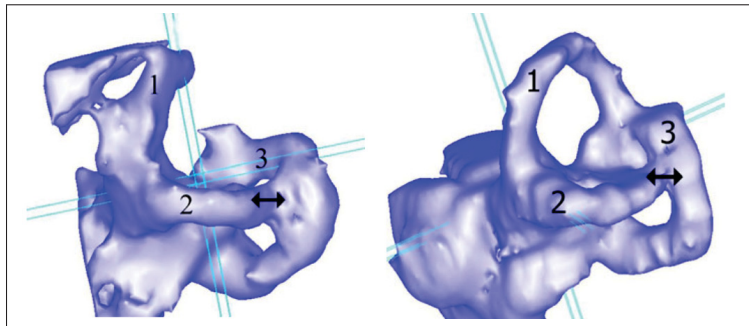


Figure 2.2 Connexion anormale entre le CSC-P et CSC-L issues respectivement d'une exploration IRM (à gauche) et d'une exploration CT-scan (à droite)
Adaptée de Rousie *et al.* (2009)

Tableau 2.1 Analyse de l'oreille interne en lien avec la scoliose.
Résumé des mesures retrouvées dans la littérature

Auteurs	Population			Mesures
	SIA	Type de scoliose	Contrôle	
Hitier <i>et al.</i> (2015)	17	TP(8), L(5) et TL(4) D (8), G(6), D-g(3)	9	Approche 1
Shi <i>et al.</i> (2011)	20	T. droite	20	Approche 2
Wen <i>et al.</i> (2015)	12	T. droite	15	Approche 3 (Pér. et aires des boucles le long des CSC, déviations CSC)
Xin <i>et al.</i> (2011)	11	T. droite	11	Approche 3 (Pér. majeur et mineur des CSC)
Zeng <i>et al.</i> (2010)	15	T. droite	12	Approche 3 (Pér. majeur et mineur des CSC)
Zhang <i>et al.</i> (2014)	15	T. droite	13	Approche 3 et 4
Rousie <i>et al.</i> (2009)	95	SI	350	Approche 5

TP : Thoracique principale, L : Lombaire, TL : Thoroco-lombaire, D : Droite, G : Gauche, Pér. : Périmètre, SI : Scoliose idiopathique

2.1.2 Approches morphométriques utilisées en anatomie comparée

Diverses études, en particulier dans le domaine de l'anthropologie, se sont intéressées à la comparaison de l'oreille interne chez certaines espèces animales. L'étude de Gunz, Ramsier,

Kuhrig, Hublin & Spoor (2012) a ainsi introduit une nouvelle méthode basée sur les *semilandmarks*. Cette approche permet l'analyse de la forme 3D du système vestibulaire à l'aide de la morphométrie géométrique. La première étape est la reconstruction 3D du labyrinthe osseux de l'oreille interne à partir d'images CT-scan (figure 2.3-B). Ensuite, la ligne médiane (milieu) des canaux semi-circulaires est créée en amincissant le volume tel qu'illustré à la figure 2.3-C. Une série de points de référence et de *semilandmarks* est placée sur cette ligne médiane ainsi que sur la surface externe de chaque CSC (figure 2.3-D-K). Un point de référence se situe sur un repère anatomique alors que les *semilandmarks* sont distribués à équidistance sur une courbure entre deux points de référence.

Une étape préliminaire est d'utiliser l'algorithme de *sliding semilandmarks* pour éliminer l'information provenant de l'espacement arbitraire entre les *semilandmarks*. Pour aligner les volumes, une analyse procrustéenne généralisée est utilisée permettant l'invariance face à l'orientation, la position et l'échelle des volumes. Puis, une analyse par composantes principales (ACP) est nécessaire pour visualiser les axes présentant la plus grande variation. En effet, l'ACP permet de réduire le nombre de variables sachant qu'un grand nombre de points de référence et de *semilandmarks* est utilisé afin d'apprécier la variation de forme.

D'autres études analysent la taille et la forme des CSC pour inférer l'agilité et les habiletés locomotrices d'espèces animales fossiles et vivantes chez les primates, les paresseux et les baleines (Orliac, Benoit & O'leary, 2012). Certains de ces travaux utilisent des mesures simples comme la hauteur et la largeur des canaux semi-circulaires (Schultz, Zeller & Luo, 2017) pour analyser les CSC. Un résultat intéressant est que l'arc du CSC antérieur se rapproche plus de la forme d'une ellipse chez les carnivores marins comparativement aux espèces terrestres (Ekdale, 2013). Pfaff *et al.* (2015) mesurent la hauteur maximale des CSC à 25, 50 et 75% de la largeur maximale, c'est-à-dire la distance entre l'ampoule du canal et le crus commun. Ils mesurent également la largeur maximale des CSC à 25%, 50% et 75% de la hauteur du canal correspondant, perpendiculairement à la hauteur du CSC telle qu'illustrée à la figure 2.4-B. Ces auteurs utilisent aussi des mesures similaires à celles vues dans la section 2.1.1 soit les angles

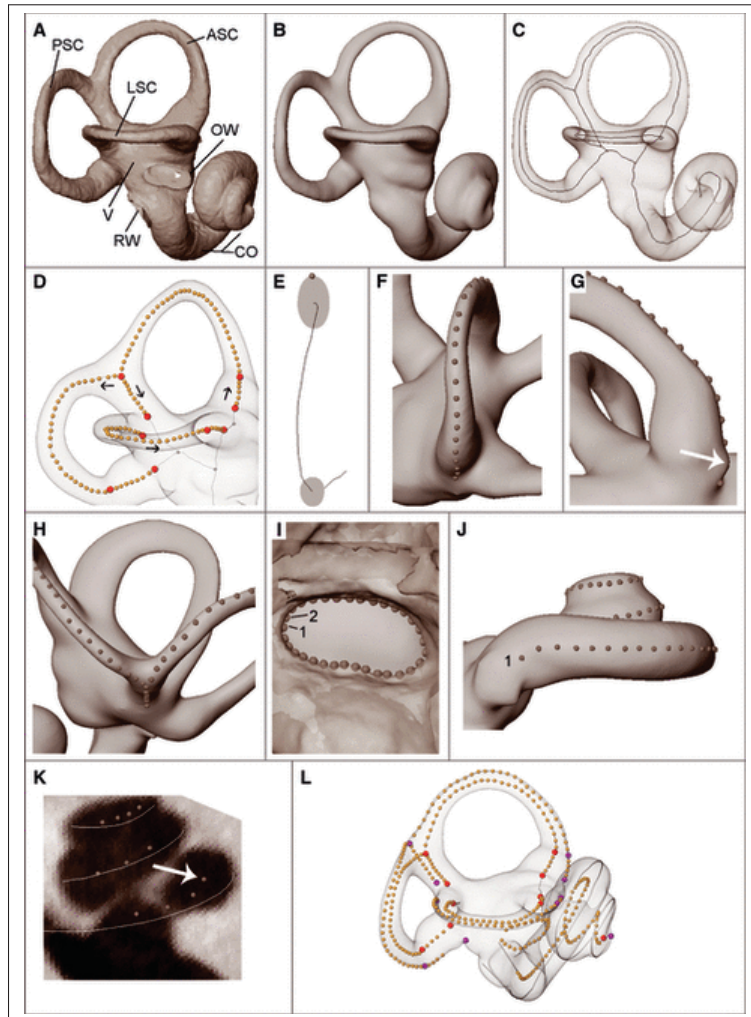


Figure 2.3 Ensembles de points de référence et de *semilandmarks* pour la morphométrie géométrique (en rouge les points de référence anatomiques et en orange les *semilandmarks*)
Tirée de Gunz *et al.* (2012)

entre les *best-fit plane* des CSC ainsi que le périmètre mineur à 25, 50 et 75% du périmètre majeur de CSC.

Schellhorn (2018) compare trois méthodes d'estimation du rayon majeur (R) des CSC :

- une méthode classique à l'aide de la largeur (w) et de la hauteur (h) des CSC ($R = (h+w)/4$),
- une méthode basée sur le *best-fit circle*,

- une méthode utilisant le périmètre majeur (P) pour trouver le rayon ($R = P/2\pi$).

L'approche qui semble être la plus adaptée à la forme des CSC est celle utilisant le périmètre majeur pour trouver le rayon, car il est possible que les CSC n'aient pas une forme circulaire.

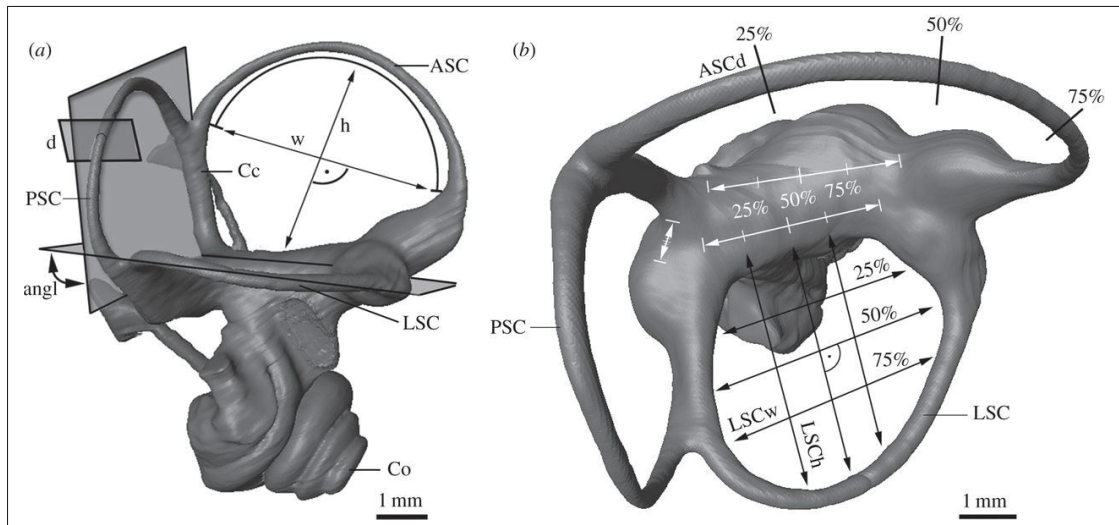


Figure 2.4 Mesures d'un labyrinthe osseux en vue (A) Latérale et (B) Dorsale, ASCd : diamètre du CSC-A, Cc : Crus commun, Co : Cochlé, d : diamètre d'un canal, h : hauteur d'un canal, l : longueur d'un canal, LSch : hauteur du canal latéral, LSCw : largeur du canal latéral, w : largeur

Tirée de Pfaff *et al.* (2015)

2.1.3 Approches morphométriques développées pour caractériser l'oreille interne humaine

D'autres études ont analysé la morphologie du labyrinthe chez les humains sans faire de lien avec la scoliose. Ainsi, une des premières équipes de chercheurs qui se sont intéressées à la morphologie de l'oreille interne en rapport avec l'implication fonctionnelle de la dimension des canaux semi-circulaires pour la perception des mouvements rotationnels de la tête composée est celle de Spoor & Zonneveld (1998). Les mesures utilisées sont présentées à la figure 2.5.

Lee, Shin, Kim, Yoo, Song & Koh (2013) ont choisi des mesures similaires à celles de Spoor & Zonneveld (1998) c'est-à-dire la hauteur et la largeur des CSC et du crus commun

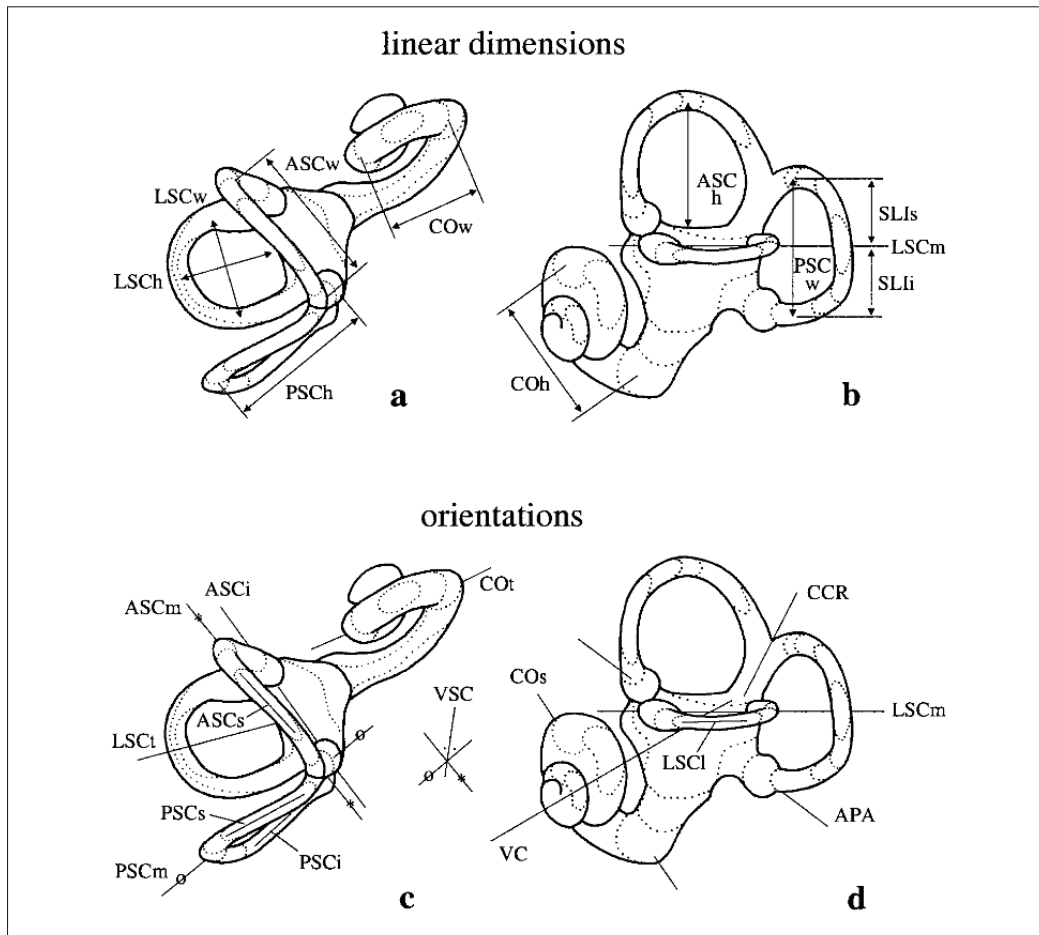


Figure 2.5 Mesures d'un labyrinthe osseux en vue supérieure (A,C) et latérale (B,D)
Tirée de Spoor & Zonneveld (1998)

tout en y ajoutant l'aire et le périmètre majeur des CSC. L'orientation des CSC a également été analysée (Aoki, Takei, Suzuki, Masukawa & Arai, 2012; Hashimoto, Naganuma, Tokumasu, Itoh & Okamoto, 2005; Lyu, Chen, Yin, Hong, Yang, Zhang & Dai, 2016). Les travaux de Aoki *et al.* (2012), El Khoury, Braga, Dumoncel, Nancy, Esclassan & Vaysse (2014) et Lyu *et al.* (2016) ont ajouté la coplanarité des paires de canaux (voir figure 2.6). Sachant que le réflexe vestibulo-oculaire dépend de l'action synergique des deux labyrinthes, la coplanarité des paires des canaux synergiques constitue un paramètre fonctionnel important. Ils ont ainsi utilisé des mesures telles que les angles entre les trois CSC, les angles entre les *best-fit planes* des CSC et les plans anatomiques ainsi que les angles entre les paires des canaux controlatéraux. Finalement,

un modèle mathématique basé sur la caractérisation de la forme des CSC à partir d'une analyse de Fourier a été proposé par Bradshaw, Curthoys, Todd, Magnussen, Taubman, Aw & Halmagyi (2010). Ces auteurs ont également étudié la non-planarité des CSC et leur rayon de courbure. Un des points importants de ce travail est d'avoir comparé plusieurs techniques pour trouver le *best-fit plane* de chaque CSC. En effet, les données de la littérature semblent indiquer que l'approche utilisée pour déterminer le *best-fit plane* est à l'origine de grandes variations des résultats d'analyse. Il est donc primordial de choisir la bonne méthode et d'y inclure la déviation des CSC par rapport au *best-fit plane* trouvé.

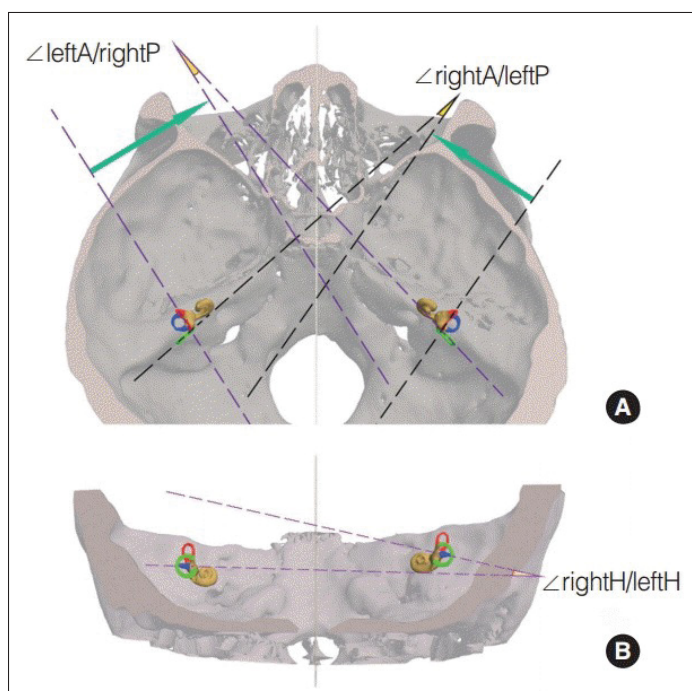


Figure 2.6 Canaux synergiques controlatéraux en vue (A) supérieure et (B) postérieure ; A, P, H signifiant respectivement le CSC-A, CSC-P, CSC-L
Tirée de Lyu *et al.* (2016)

2.1.4 Comparaison des approches

Le tableau 2.3 résume les modalités d'imagerie mises en oeuvre, le nombre de patients et l'utilisation éventuelle d'une reconstruction 3D de l'oreille interne pour huit études dans l'espèce

humaine et une sur la scoliose (Shi *et al.*, 2011). La revue de littérature a permis d'émettre certains constats sur les recherches en cours en lien avec l'analyse de la morphologie de l'oreille interne. Ainsi, la modalité d'imagerie la plus utilisée pour visualiser l'oreille interne est le CT-scan avec une taille de pixel entre 0,18 et 0,70 mm et une épaisseur de tranche de 0,3 à 0,8 mm. Pour les études avec des patients scoliotiques, l'imagerie de choix est plutôt l'IRM puisqu'elle n'expose pas les jeunes patients à des radiations. La résolution de l'IRM pour ces études est dans les environs de $0,2 \times 0,2 \times 1,0 \text{ mm}^3$. Aussi, la plupart des auteurs ont recours à des méthodes de reconstruction 3D semi-automatique ou manuelle et plus rarement à des approches entièrement automatiques. Quelques études vont effectuer les mesures directement sur les images. Si l'IRM est employée, le canal semi-circulaire membraneux sera également analysé. De plus, une des mesures les plus utilisées pour caractériser l'orientation des canaux semi-circulaires est l'ajustement d'un plan sur ces CSC. Cependant, aucun consensus sur la méthode d'ajustement de ces plans ne semble se dégager. Voici une liste des méthodes les plus employées :

- **Méthode 1** : Positionnement manuel des points de référence sur les CSC
- **Méthode 2** : Calcul des moindres carrés sur l'ensemble des points du maillage de chaque CSC
- **Méthode 3** : Ajustement manuel d'un plan dans le modèle 3D montrant le plus grand diamètre de chaque CSC
- **Méthode 4** : Ajustement d'un plan proportionnel à l'inverse au carré de la section transverse du CSC membraneux. L'équation 2.1 présente cette pondération où $CSA(s)$ représente l'aire de la section transverse (*cross-sectional area*) le long de la ligne centrale.

$$\omega(s) = \frac{1}{CSA(s)^2} \quad (2.1)$$

Aussi, les études ne s'entendent pas pour savoir quelles parties de l'oreille interne doivent être incluses dans les plans. Par exemple, certains travaux incluent l'ampoule dans le plan des CSC et d'autres ne l'incluent pas. Puisque les CSC sont généralement non-planaires, l'influence que chaque partie du CSC peut avoir sur le résultat semble importante à définir ((Bradshaw *et al.*,

2010). Une seule étude de Bradshaw *et al.* (2010) a comparé l'impact de différentes inclusions par rapport à la ligne centrale des CSC : une pondération uniforme de tout le CSC (Uni) (ampoule et crus commun (CC)), une pondération uniforme excluant le CC (NonCrus), une pondération uniforme excluant le CC et l'ampoule (RedSpan) et une pondération inversement proportionnelle au carré de la section transverse du CSC membraneux (CrossSect). Selon les résultats présentés au tableau 2.2, l'inclusion ou non du crus commun a peu d'incidence sur la définition du plan soit de moins de 2°. La méthode ne prenant pas en compte le crus commun et l'ampoule est celle qui a le plus d'influence sur la détermination du plan (10° de différence pour le CSC antérieur et postérieur). Finalement, la méthode utilisant l'aire de la section transverse des CSC semble indiquer des différences d'angle avec la méthode de pondération uniforme de seulement 4°.

Le tableau 2.3 résume les techniques d'ajustement pour les neuf études.

Tableau 2.2 Angles entre les plans des CSC pour chaque paire de méthodes d'ajustement de plan
Tiré de Bradshaw *et al.* (2010)

	Latéral	Postérieur	Antérieur
Uni - NonCrus		1,8 ± 0,5	1,7 ± 0,8
Uni - CrossSect	1,2 ± 0,9	3,9 ± 1,3	4,0 ± 1,0
Uni - RedSpan	10,7 ± 4,4	8,0 ± 2,9	10,0 ± 3,0
NonCrus - CrossSect	1,2 ± 0,9	2,3 ± 1,2	5,1 ± 0,9
NonCrus - RedSpan	10,7 ± 4,4	6,6 ± 2,6	10,9 ± 3,2
CrossSect - RedSpan	10,1 ± 4,8	4,3 ± 1,5	6,0 ± 2,2

Tableau 2.3 Comparaison entre les différentes techniques d'ajustement de plans des CSC

Auteurs	Modalité d'imagerie	Reconstruction 3D (O/N)	Nombre de sujets	Condition des sujets	Méthode d'ajustement de plan
Spoor & Zonneveld (1998)	CT-scan	Non	53	N.A	N.A
Hashimoto <i>et al.</i> (2005)	CT-scan	Oui	7	Pas de vertige	Méthode 2 (n'inclue pas l'ampoule) (pas sur)
Della Santina, Potyagaylo, Migliaccio, Minor & Carey (2005)	CT-scan	Non	22	N.A	Méthode 3 (inclue l'ampoule)
Bradshaw <i>et al.</i> (2010)	CT-scan	Non	20 (34 oreilles)	Sujets avec des vertiges, une déhiscence des CSC-A cholestéatome ou perte d'audition pour les implants cochléaires	Méthode 4 (inclue l'ampoule)
Shi <i>et al.</i> (2011)	IRM	Oui	20	Normaux et SIA	Méthode 2 (inclue à moitié l'ampoule)
Aoki <i>et al.</i> (2012)	CT-scan	Oui	11	Sujets avec des vertiges ayant une réponse normale au test calorimétrique	Méthode 1 à 3 points repères (inclue l'ampoule)
Lee <i>et al.</i> (2013)	Micro CT-scan	Oui	23 (40 oreilles)	N.A	Méthode 3 (inclue l'ampoule)
El Khoury <i>et al.</i> (2014)	CT-scan	Oui	137	Sujets n'ayant pas d'anomalies ayant un impact direct ou indirect sur la morphologie de l'oreille	Méthode 1 à 3 points repères (n'inclue pas l'ampoule)
Lyu <i>et al.</i> (2016)	CT-scan	Non	76	Sujets examinés pour une perte d'audition et des acouphènes, mais n'ayant pas de vertige	Méthode 1 à 3 points repères (inclue l'ampoule)

2.1.5 Importance des métriques au niveau fonctionnel

Sachant que la sensibilité à la rotation de la tête et possiblement le comportement locomoteur chez les animaux sont dépendants de la forme, de l'orientation et de la taille des canaux semi-circulaires, les recherches sur la morphologie de l'oreille interne permettent de mieux comprendre les fonctions de celle-ci (Ekdale, 2016). Chez les animaux, les études montrent que les CSC plus larges sont plus sensibles à la rotation que les plus petits canaux. De ce fait, les animaux ayant une locomotion plus lente ont tendance à avoir des plus petits CSC (relativement avec leur masse corporelle) que les animaux ayant une locomotion plus rapide (Berlin, Kirk & Rowe, 2013). Les paragraphes suivants présentent l'importance sur le plan fonctionnel des métriques d'analyse de l'oreille interne.

Angles entre les canaux semi-circulaires

Le plan de réponse maximale d'un canal semi-circulaire est défini comme le plan qui démontre la réponse maximale lorsque le système de repère des trois canaux pivote autour de ce plan (Bradshaw *et al.*, 2010). Il est important de remarquer que les plans anatomiques des CSC membraneux ne représentent pas tout à fait le plan maximal de réponse de ceux-ci. En effet, certaines études utilisant des modèles précis de dynamique des fluides des canaux montrent qu'il y a un couplement de l'écoulement de l'endolymphe entre les CSC. Par conséquent, une rotation entièrement dans l'axe du CSC antérieur entraînerait le déplacement de l'endolymphe dans le CSC postérieur par l'entremise du crus commun (Della Santina *et al.*, 2005). Cette hypothèse a par conséquent motivé les auteurs (Bradshaw *et al.*, 2010; Ifediba *et al.*, 2007) à utiliser la ligne centrale des CSC membraneux pondérée par l'inverse de l'aire de la section transverse du canal pour trouver la réponse maximale des CSC.

Un modèle parfait de l'oreille interne aurait des canaux semi-circulaires parfaitement orthogonaux entre eux. Cependant, les angles entre les paires de canaux ipsilatéraux ne forment pas toujours un angle de 90°. Des résultats récurrents chez les primates montrent que les espèces pouvant rapidement bouger leur tête ont des CSC qui sont presque orthogonaux entre eux (Malinzak, Kay & Hullar, 2012).

Asymétrie gauche-droite

La stimulation des canaux notamment avec le réflexe vestibulo-oculaire dépend de l'action synergique des deux labyrinthes gauche et droit. Puisque la réponse finale est une combinaison de la réponse de chaque labyrinthe, l'étude des canaux semi-circulaires synergiques controlatéraux est donc essentielle. Dans un modèle physiologique idéal, les systèmes vestibulaires gauche et droit seraient parfaitement symétriques et les paires de canaux synergiques controlatéraux seraient parallèles et leurs paires de canaux antagonistes seraient perpendiculaires (David, Droulez, Allain, Berthoz, Janvier & Bennequin, 2010). De ce fait, l'asymétrie gauche-droite des canaux semi-circulaires est souvent la cause de pathophysiologie comme le vertige (Bradshaw *et al.*, 2010), il serait donc intéressant d'inclure cette métrique dans l'analyse des CSC en lien avec la scoliose.

De plus, une étude de Lambert, Malinvaud, Glaunes, Bergot, Straka & Vidal (2009) a montré qu'une asymétrie vestibulaire chez le *Xenopus laevis*, une grenouille, peut conduire à des déformations de la colonne similaires à celles retrouvées dans la scoliose. En effectuant une labyrinthectomie unilatérale chez la grenouille au stade de têtard, les auteurs ont observé l'induction d'une déformation persistante jusqu'à la métamorphose en grenouille. En effet, une asymétrie de la voie vestibulo-spinale peut mener à une asymétrie du tonus de la musculature paravertébrale. La labyrinthectomie ayant été effectuée au stade embryonnaire, l'absence d'afférences visuelle et proprioceptive ne permettait pas une compensation de ce déficit. Ainsi, au cours de la croissance humaine, l'asymétrie des signaux vestibulaires pourrait être corrigée par une compensation vestibulaire (Rubin, 2015).

Torsion des CSC

La torsion d'un canal est définie comme la déviation de la ligne centrale du canal par rapport au plan de réponse maximale (Cox & Jeffery, 2010). Une grande déviation d'un canal permettrait à l'endolymphe d'avoir une accélération hors de son plan de réponse maximale au détriment de la sensibilité dans ce plan.

Vestibule et crus commun

Comme il a été dit précédemment, les trois CSC ne sont pas isolés. L'écoulement de l'endolymphe entre les CSC par le crus commun ou le vestibule fait en sorte que ces parties de l'oreille interne sont importantes à analyser.

Sensibilité des canaux

Pour une accélération angulaire donnée, le fléchissement maximal de la cupule dépend de la sensibilité du canal. Ainsi, plus un canal est sensible plus le fléchissement sera important pour une même impulsion (David *et al.*, 2010). Cette sensibilité du labyrinthe membraneux, c'est-à-dire le fléchissement de la cupule, dépend de :

- la longueur du canal (l),
- l'aire du canal dans son plan de réponse maximal (S_n),
- l'aire de la section transverse du canal et de l'ampoule (respectivement a_n et A_n).

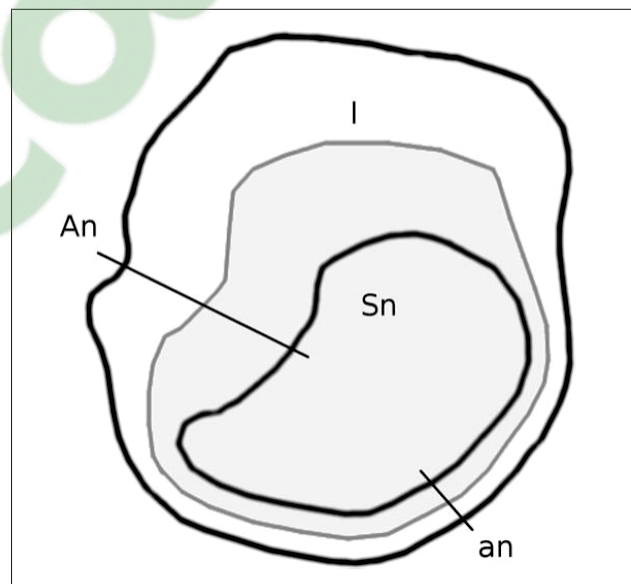


Figure 2.7 Schéma d'un CSC membranaux présentant les principaux paramètres morphologiques influençant sa sensibilité
Tirée de David *et al.* (2010)

Ces paramètres morphologiques influençant la sensibilité d'un CSC sont illustrés à la figure 2.7. Le vecteur de sensibilité tiré de David *et al.* (2010) est défini à l'équation 2.2. Le vecteur \vec{S}_n représente la direction de l'axe de réponse maximale avec comme norme l'aire du canal dans son plan de réponse maximal (S_n) et $L(C_n)$ représente la longueur du canal semi-circulaire.

$$\vec{X}_n = \frac{a_n \vec{S}_n}{A_n L(C_n)} \quad (2.2)$$

Au final, la réponse d'un canal sera dépendante de l'axe de rotation et de l'accélération angulaire de la tête, de la sensibilité décrite plus haut et de l'orientation de la réponse maximale de chaque canal. Voici les effets pour le labyrinthe membraneux :

Périmètre mineur des CSC

Plus le périmètre mineur (périmètre de la section transverse) d'un CSC est élevé, plus la sensibilité dans ce canal augmente.

Forme des CSC

La taille d'un CSC peut être définie par le rayon de courbure (R) de celui-ci. Cependant, cette métrique ne donne aucune information sur la forme des CSC. Ainsi, on peut introduire le «rayon moyen» qui est le ratio entre l'aire englobée par la ligne centrale d'un CSC (P) et le périmètre de cette ligne centrale (L). Un CSC ayant une forme circulaire aura un ratio $2P/L$ égale à R ($2P/L = 2\pi R^2 / 2\pi R$). Si on assume que l'aire est constante (P), une déviation d'une forme circulaire mènera à une augmentation de la longueur du CSC (L) et une diminution du ratio P/L. De ce fait, la sensibilité du canal diminue, si le ratio P/L diminue (Cox & Jeffery, 2010). Le ratio P/L est l'équivalent du ratio $S_n/L(C_n)$ énoncé à l'équation 2.2.

Ampoule

Plus l'aire de l'ampoule diminue, plus la sensibilité augmente.

2.2 Conclusion

La revue de la littérature a permis de relever une multitude de méthodes pour décrire la morphologie de l'oreille interne que ce soit chez les animaux ou dans l'espèce humaine. Plusieurs de ces méthodes utilisent des métriques assez simples soit des longueurs et des largeurs des structures d'intérêt, d'autres modélisent la forme des CSC à l'aide de points de référence. Certains travaux calculent l'orientation, l'asymétrie gauche-droite et la déviation des canaux semi-circulaires par rapport à leur *best-fit plane* faisant ressortir deux catégories d'analyse de l'oreille interne : l'oreille interne seule et l'oreille interne en relation avec son environnement.

Les travaux d'analyse de la morphologie de l'oreille interne en lien avec la scoliose sont à l'origine de conclusions divergentes. Shi *et al.* (2011) et Hitier *et al.* (2015) ont montré que le CSC latéral serait orienté plus verticalement puisque la distance entre le centre du CSC latéral et le centre du CSC antérieur est plus petite chez les patients scoliotiques. Aussi, des différences de forme pour le CSC latéral ont également été mises en évidence entre les deux groupes de patients (Xin *et al.*, 2011 ; Zeng *et al.*, 2010).

Un autre constat serait que le paramètre le plus utilisé dans les travaux de recherches est l'angle entre les CSC ipsilatéraux. Toutefois, la méthode pour obtenir le plan de chaque CSC n'est pas standard.

Finalement, les métriques étudiées dans les recherches précédentes sont une traduction fonctionnelle du système vestibulaire. La sensibilité d'un CSC à la rotation va dépendre de la longueur du canal, de l'aire du canal dans son plan de réponse maximal et de l'aire de la section transverse du canal et de l'ampoule.

À partir de cette revue de la littérature, une définition claire du projet de recherche pourra être décrite au prochain chapitre. Celui-ci introduira les hypothèses de recherche ainsi que les objectifs à atteindre. De plus, les caractéristiques géométriques pour analyser l'oreille pourront être choisies et décrites à la section 4.2.

CHAPITRE 3

PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS, HYPOTHÈSES

3.1 Problématique clinique

La scoliose idiopathique chez l'adolescent affecte 3 % des adolescents dans le monde entier. À ce jour, la cause de cette maladie n'est pas tout à fait connue. Des recherches continuent à porter sur ce sujet pour permettre des traitements plus adaptés et pour mieux comprendre la progression ou non de la courbure scoliothique. Selon plusieurs études, les patients atteints de la scoliose ont des problèmes d'équilibre (Simoneau *et al.*, 2006). C'est pour cette raison que des groupes de recherche se sont concentrés sur les anomalies du système vestibulaire sachant que la perception de l'équilibre du corps peut être affectée par une malformation des canaux semi-circulaires (CSC). Plus spécifiquement, il est possible d'analyser la morpho-anatomie de l'oreille pour regarder la présence de ces anomalies.

3.2 Problématique technique

La problématique technique est de développer un outil permettant l'extraction de caractéristiques morphométriques des modèles 3D de l'oreille interne de manière semi-automatique.

3.3 Objectifs et hypothèses

À notre connaissance, aucune étude n'a utilisé l'imagerie CBCT à haute résolution spatiale (150 μm) pour analyser l'oreille interne dans un contexte de scoliose. Ainsi, le premier objectif est de créer une base de données d'exams CBCT pour des patients scoliothiques ainsi que pour des patients asymptomatiques.

Le deuxième objectif est d'identifier les paramètres morphologiques utiles à l'analyse du système vestibulaire. Le chapitre précédent a permis de dresser un portrait des métriques susceptibles de caractériser la morphologie de l'oreille interne.

La troisième étape consiste à extraire les paramètres morphologiques de l'oreille interne pour les deux cohortes. Au préalable, il faudra :

- obtenir les reconstructions 3D de l'oreille interne,
- développer et valider les méthodes pour l'analyse de la morphologie de l'oreille interne.

Le dernier objectif est de déterminer si les patients scoliotiques et non scoliotiques présentent des différences de morphologie de leur oreille interne.

L'hypothèse de ce projet de recherche est que des déformations de l'oreille interne ont un lien avec la scoliose idiopathique. Un changement de la morphologie des canaux semi-circulaire peut modifier la dynamique des fluides de l'endolymphe. Cela affectera par la suite les cellules ciliées sensorielles responsables de la transmission du signal rotationnel des mouvements du corps jusqu'au système nerveux central (Shi *et al.*, 2011).

Pour bien comprendre les choix faits dans les prochains chapitres, les affirmations suivantes ont été validées à partir des données de la littérature :

- **La position et l'orientation de l'oreille interne ne sont pas modifiées après la naissance.**
 Durant le développement embryologique de l'oreille, les deux labyrinthes migrent de la base du crâne vers leur position et leur orientation finale (Cox & Jeffery, 2007). Cette migration pourrait être à l'origine de l'apparition d'un défaut de parallélisme entre les CSC controlatéraux synergiques. Jeffery & Spoor (2004) ont procédé à une étude par résonance magnétique du développement foetal du labyrinthe osseux humain. Ils en concluent que les labyrinthes atteignent leur taille adulte entre 17 et 19 semaines de gestation. Le labyrinthe ne subit pas ou peu de modifications après cette période. Une autre étude de Richard, Laroche, Malaval, Dumollard, Martin, Pech, Vico & Prades (2010), utilisant l'imagerie CT-scan, montre plutôt que les différentes parties du labyrinthe atteignent leur taille adulte à différents stades. Le CSC antérieur atteint en effet sa taille adulte vers 24 semaines de gestation et les CSC latéraux et postérieurs à 25 semaines de gestation. Une rotation du canal postérieur a également été observée. La fenêtre ovale atteint sa taille vers 35 semaines tandis que

l'aqueduc vestibulaire atteint sa taille adulte après la naissance. Le développement postnatal n'a pas beaucoup été analysé. Lyu *et al.* (2016) ont toutefois comparé rétrospectivement les examens CT de 76 sujets provenant de quatre catégories d'âges : groupe A (1-6 ans), groupe B (7-12 ans), groupe C (13-18 ans) et le groupe D (18 ans et plus). Une différence de l'angle entre le CSC latéral droit et gauche a été mise en évidence entre les groupes C et D. Cependant, la petite taille de l'échantillon du groupe C (n=7) par rapport à celle du groupe D (n=45) pourrait affecter la fiabilité des résultats. De plus, sachant que cette étude n'a pas suivi la progression de l'orientation des CSC par rapport à un patient, la différence d'orientation pourrait correspondre à des variations inter-individuelles. Au final, ces données de la littérature semble confirmer la pertinence de comparer le modèle 3D de l'oreille interne de patients adultes avec des patients plus jeunes (18 ans et moins).

- **Le labyrinthe osseux reflète bien l'orientation du canal membraneux.**

L'étude de Ifediba *et al.* (2007) a examiné des coupes histologiques de l'oreille interne de deux patients. Ils ont défini le plan le mieux ajusté pour chaque canal du labyrinthe osseux et du labyrinthe membraneux. Ces plans diffèrent de seulement $3,48 \pm 1,89^\circ$. Il est donc possible de conclure que les canaux osseux et membraneux correspondants sont relativement bien alignés et que le plan du canal membraneux peut être approximé à partir du labyrinthe osseux.

Dans le prochain chapitre, la méthodologie permettant de caractériser l'organe vestibulaire des patients est introduite. Celle-ci comprend la reconstruction 3D de l'oreille interne puis l'extraction des métriques de ces modèles 3D. Ensuite, les différentes méthodes font chacune l'objet de validations. Finalement, nous décrirons les tests statistiques employés pour comparer les paramètres morphologiques des patients SIA avec ceux des patients asymptomatiques.

CHAPITRE 4

MÉTHODOLOGIE

4.1 Reconstruction 3D de l'oreille interne

La reconstruction 3D de l'oreille interne s'effectue à partir des images CBCT. Cette approche semi-automatique a été développée par le doctorant Florian Beguet dans l'environnement de la plateforme Flava 3D. Cette plateforme est particulièrement dédiée au développement de la visualisation 3D.

4.1.1 Description de la méthode

Connaissance a priori

La première étape correspond au positionnement manuel par l'utilisateur de points de référence dans le volume d'acquisition. Ces points sont au nombre de 12 points pour l'oreille interne (voir figure 4.1 et l'annexe I pour plus de détails) ainsi que de 4 points pour l'étrier. Ensuite, un recalage par transformation rigide d'un modèle *a priori* de l'oreille interne permet d'initialiser la reconstruction 3D. Ce modèle *a priori* provient d'une exploration IRM de l'oreille réalisée chez un cadavre humain du Drs. O.W. Henson, Jr. et Miriam Henson (Université de Caroline du Nord à Chapel Hill). Les images segmentées sont disponibles sur leur site internet (Henson & Henson, 2000) ainsi que le modèle 3D de l'oreille provenant de l'Université McGill (Robert & Funnel, 2003). Le recalage rigide du modèle *a priori* de l'étrier est également réalisé. L'étrier ne sera toutefois pas déformé puisque la résolution du volume (0,15 mm) n'est pas suffisante pour que ses limites soient correctement visibles. Il est néanmoins utilisé comme contrainte de voisinage c'est-à-dire une région où l'oreille interne ne pourra pas se déformer.

Modèle pré-personnalisé

Un modèle pré-personnalisé de l'oreille interne est ensuite obtenu à l'aide d'une déformation MLS (Moving Least Square). Ce type de déformation permet des transformations affines, rigides et de similarité (Schaefer, McPhail & Warren, 2006).

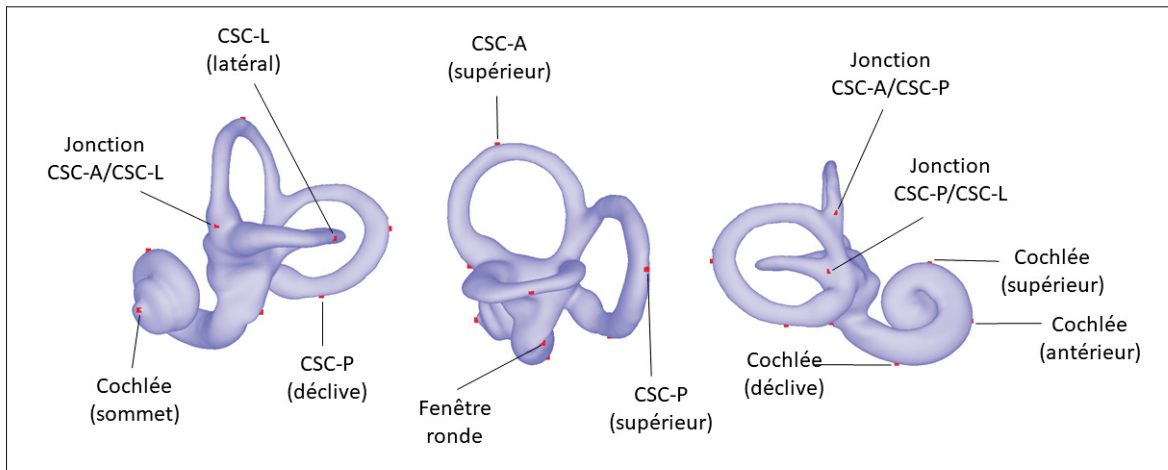


Figure 4.1 Points contrôles (12) pour l'oreille interne gauche

Modèle raffiné

Malgré le fait que la segmentation obtenue à l'étape précédente se rapproche de la solution finale, un raffinement supplémentaire est nécessaire. La dernière étape consiste à déformer la surface par optimisation laplacienne itérative (Chartrand, Cresson, Chav, Gotra, Tang & De Guise, 2016). Le but de cette méthode est d'apparier chacun des sommets du maillage à une caractéristique de l'image selon un échantillonnage normale à la surface. Un résumé de la méthode de reconstruction 3D est présenté à la figure 4.2.

4.1.2 Validation de la méthode

Validation des modèles 3D obtenus

Deux experts ont segmenté manuellement les oreilles internes des 20 patients à l'aide du logiciel *3D Slicer*. Ensuite, une comparaison entre les modèles 3D des oreilles obtenus à partir des segmentations de deux experts et ceux provenant de l'approche semi-automatique a été effectuée. Les métriques de performance utilisées sont les suivantes : coefficient de Dice (DSC), distance surfacique moyenne-symétrique (ASM), distance surface moyenne-symétrique au carré (RMSD) et la distance hausdorff (Haus). Ces métriques sont définies au tableau 4.1. Considérant que U représente la segmentation des experts et V la segmentation de la méthode semi-automatique, les résultats de la comparaison de ces segmentations sont présentés au tableau 4.2.

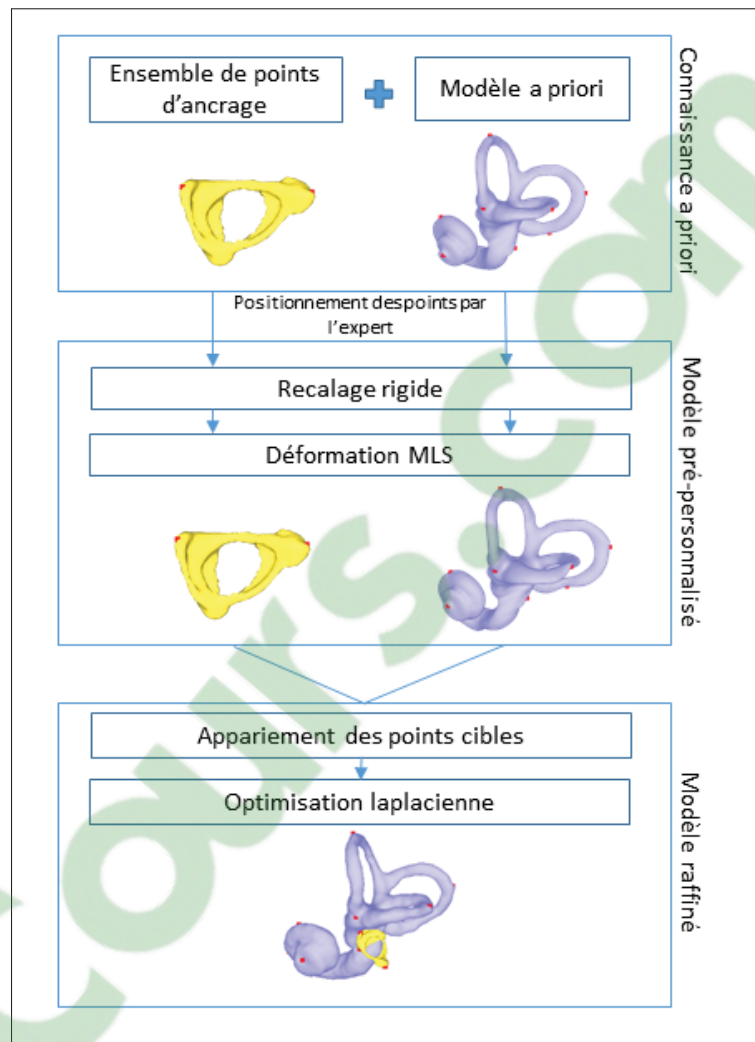


Figure 4.2 Schéma montrant les étapes clés de la reconstruction 3D de l'oreille interne et de l'étrier

Le coefficient de Dice étant élevé (91,8%) et les distances ASM et RMSD plus faible que le niveau de résolution spatiale des images CBCT, la méthode semi-automatique semble donc suffisamment robuste pour obtenir un modèle 3D précis et juste de l'oreille interne. La partie de l'oreille interne la plus sensible aux erreurs de segmentation correspond au vestibule tel qu'illustré à la figure 4.3.

Validation du positionnement des points manuels

Pour valider le positionnement des points manuels, trois utilisateurs ont positionné à trois

Tableau 4.1 Métriques de performance
Tiré de Taha & Hanbury (2015)

Métrique	Formule	Interprétation
DSC	$\frac{2 U \cap V }{ U + V }$	Similarité de deux objets
ASM	$\frac{\sum_{S_U \in S(U)} d(S_U, S(V)) + \sum_{S_V \in S(V)} d(S_V, S(U))}{ S(U) + S(V) }$	Moyenne des distances pixel à pixels
RMSD	$\sqrt{\frac{\sum_{S_U \in S(U)} d(S_U, S(V)) + \sum_{S_V \in S(V)} d(S_V, S(U))}{ S(U) + S(V) }}$	Même mesure que ASD, mais l'élévation au carré punit sévèrement les déviations
Hauss	$\max\{\max_{S_U \in S(U)} d(S_U, S(V)), \max_{S_V \in S(V)} d(S_V, S(U))\}$	Détection de données aberrantes

Tableau 4.2 Validation de la reconstruction 3D
semi-automatique

Métrique	Résultat
DSC (%)	91,8 ± 1,3
ASD (mm)	0,112 ± 0,011
RMSD (mm)	0,133 ± 0,015
Hauss (mm)	0,872 ± 0,176

reprises les points de l'oreille interne et de l'étrier à partir d'une série d'examen CBCT réalisée chez 20 patients. Un intervalle d'au moins une journée a été laissé entre chaque essai. L'erreur intra-opérateur est calculée indépendamment pour chaque utilisateur. Celle-ci correspond à l'écart-type pour chaque métrique des reconstructions à partir des trois ensembles de points positionnés par chaque utilisateur. L'écart-type des mesures de performance étant calculé à partir des reconstructions des neuf ensembles de points positionnés par les trois utilisateurs permet d'estimer l'erreur inter-opérateur. La validation intra et inter opérateur est présentée au tableau 4.3. De faibles erreurs intra et inter opérateur ont été trouvées pour chaque métrique, ce qui indique une grande robustesse de la méthode.

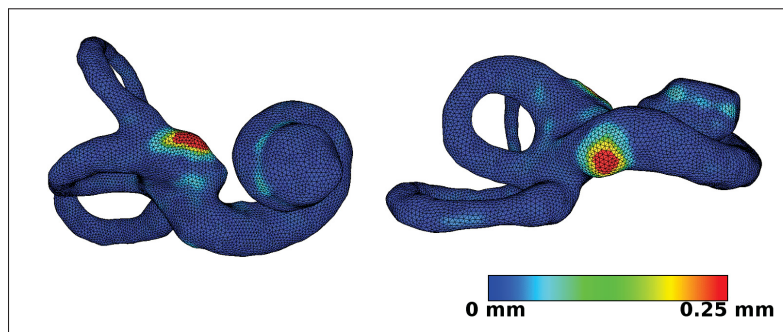


Figure 4.3 Carte des distances RMSD pour la comparaison entre les deux méthodes

Tableau 4.3 Moyenne et écart-type pour l'erreur intra et inter opérateur pour les mesures de performance

Métrique	Erreur intra-opérateur	Erreur inter-opérateur
DSC (%)	0,24 ± 0,12	0,29 ± 0,14
ASD (mm)	0,002 ± 0,001	0,003 ± 0,001
RMSD (mm)	0,005 ± 0,003	0,006 ± 0,003
Hauss (mm)	0,081 ± 0,059	0,093 ± 0,066

4.2 Analyse morphologique de l'oreille interne

La modélisation 3D de l'oreille ainsi que de ses différentes parties sont obtenues : le CSC antérieur (CSC-A), le CSC postérieur (CSC-P), le CSC latéral (CSC-L), le crus commun (CC), l'ampoule antérieure et latérale (Amp. ant-lat), l'ampoule postérieure (Amp. post), le vestibule et la cochlée.

L'étiquetage du modèle 3D, c'est-à-dire la division du maillage en ensemble de points représentant les parties de l'oreille, est faite automatiquement lors de la reconstruction 3D de l'oreille. Le modèle *a priori* de l'oreille interne a été étiqueté manuellement. Ainsi, lors de la déformation laplacienne du maillage, les points associés à chaque partie de l'oreille se déforment eux aussi. Le résultat final de l'étiquetage est illustré à la figure 4.4.

Quelques défauts d'étiquetage ont été rencontrés notamment concernant le crus commun, l'ampoule postérieure et le CSC-P. Ces erreurs ont été corrigées manuellement.

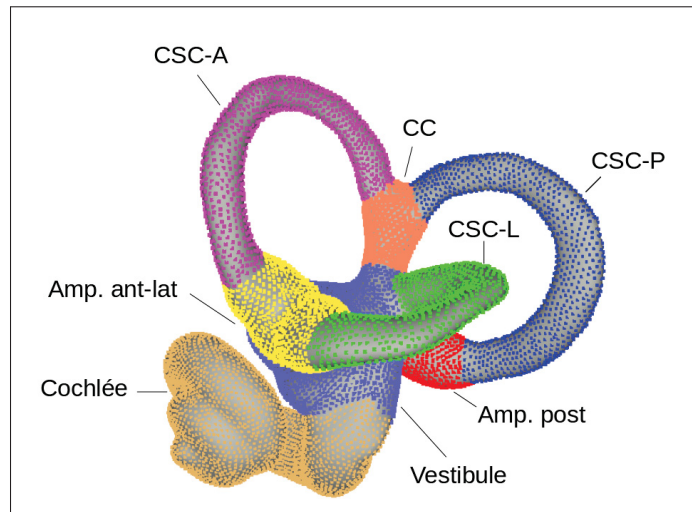


Figure 4.4 Étiquetage du modèle 3D du système vestibulaire

Les modules d'analyse morphologique de l'oreille interne ont été développés sur Flava 3D, une plateforme de développement et de visualisation 3D. Ces nouveaux modules sont codés en C++. Cette plateforme est appuyée sur la librairie CGAL 4.11.3 (The Computational Geometry Algorithms Library) permettant de nombreuses fonctionnalités telles que des algorithmes de traitements de maillage, des opérations géométriques de base et de l'analyse de forme (The CGAL Project, 2018). Les méthodes développées pour l'analyse de l'oreille interne sont semi-automatiques.

Les mesures décrivant la morphologie de l'oreille interne ont été divisées en deux catégories : l'oreille interne seule et l'oreille interne en relation avec son environnement.

4.2.1 Oreille interne seule

4.2.1.1 Angle entre les plans des CSC

Les angles entre les plans des canaux, représentés à la figure 4.5, sont les suivants :

- angle entre le CSC-A et CSC-P

- angle entre le CSC-A et CSC-L
- angle entre le CSC-P et CSC-L

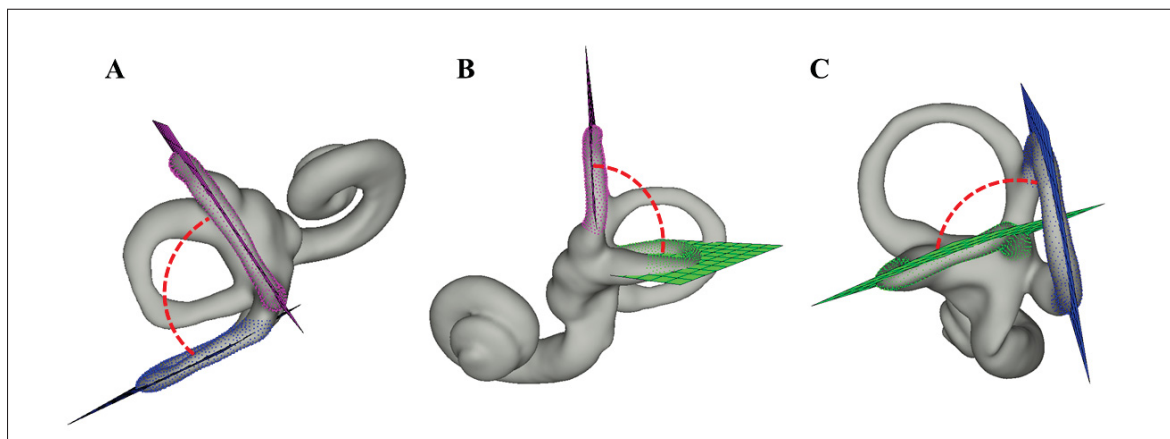


Figure 4.5 Angles entre les canaux semi-circulaire (A) Angle entre le CSC-A et CSC-P (B) Angle entre le CSC-A et CSC-L (C) Angle entre le CSC-P et CSC-L
 CSC-A : CSC antérieur, CSC-P : CSC postérieur, CSC-L : CSC latéral

Le plan de chaque canal est calculé à l'aide d'un ajustement de plan sur le nuage de points de ce canal. Une approche d'ajustement linéaire des moindres carrés a été utilisée. Pour ce faire, un sous-espace linéaire minimisant la somme des distances au carré de chaque point du nuage de points à leur projection dans ce sous-espace linéaire doit être trouvé. Ce sous-espace est obtenu à l'aide d'une analyse en composante principale (ACP). L'ACP permet de réduire la dimensionnalité d'un jeu de données en le projetant sur leurs axes de variances maximales. La première composante principale (CP) correspond à la direction dans laquelle les observations projetées présentent la plus grande variance, la deuxième composante principale fait de même pour la deuxième plus grande variance et ainsi de suite. Dans un contexte d'ajustement de plan, les deux premières CP qui expliquent la plus grande variabilité des données sont suffisantes pour représenter une approximation 2D des points (Nurunnabi, Belton & West, 2014). La troisième CP qui est orthogonale aux deux autres représente la normale du plan ajusté.

Ainsi, pour chaque canal, la normale du plan ajusté est obtenue. Les angles entre les canaux sont ensuite calculés à l'aide du produit scalaire entre le vecteur normal de ces deux plans a et b tel

qu'indiqué à l'équation 4.1.

$$\theta = \arccos(a \cdot b) \quad (4.1)$$

4.2.1.2 Périmètre majeur et mineur des CSC

Pour l'analyse de la géométrie d'un modèle 3D, il existe une famille spéciale de boucle non triviale sur une surface appelées «anses» et «tunnels». Une boucle d'une anse (tunnel) sur une surface fermée $M \subset \mathbb{R}^3$ est une boucle si elle n'est pas la limite d'un sous-ensemble de M , mais qui l'est pour un sous-ensemble de l'intérieur (extérieur respectivement) de M (Dey, Fan & Wang, 2013). Le calcul de ces boucles tout en optimisant leur géométrie est très difficile. L'algorithme utilisé est celui de Dey *et al.* (2013) qui comparativement aux autres algorithmes ne requiert pas de tessellation 3D. Celui-ci est robuste à un maillage en entrée bruité et non uniforme. Il permet donc de calculer les boucles en termes de groupe d'homologie $\{a_i, b_i\}_{i=1}^3$. L'oreille interne est une surface de genre 3, ce qui signifie qu'elle contient trois anses (b_i) et trois tunnels (a_i) tels qu'illustrés à la figure 4.6.

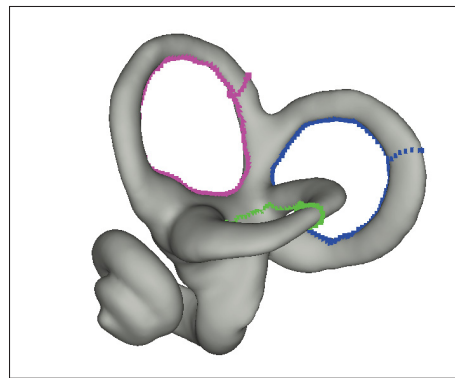


Figure 4.6 Tunnels et anses des canaux semi-circulaires

Pour calculer le périmètre et l'aire des anses et des tunnels, une projection de ces ensembles de points est faite sur leur plan le mieux ajusté à l'aide de la méthode ACP décrite précédemment. Ces projections sont appelées, le périmètre majeur et mineur de chaque canal semi-circulaire tel qu'illustré à la figure 4.7.

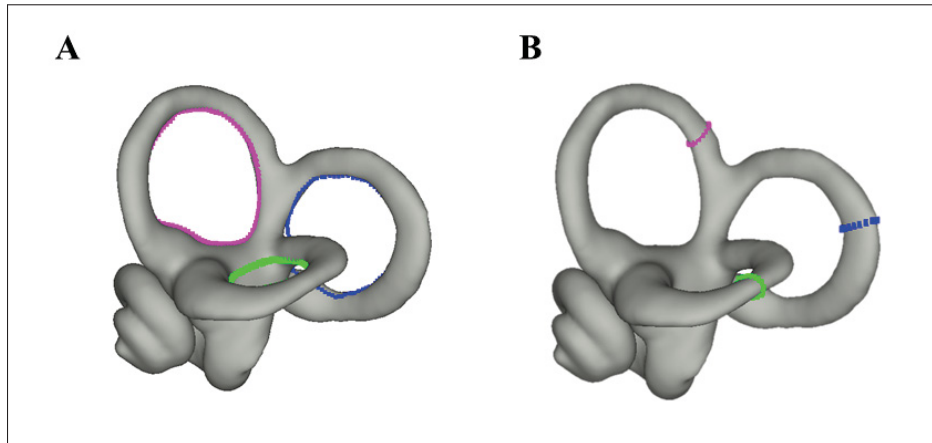


Figure 4.7 Périmètre majeur et mineur des CSC
 (A) Périmètre majeur soit la projection des points des tunnels de chaque CSC sur leur plan (B) Périmètre mineur soit la projection des points des anses de chaque CSC sur leur plan
 Les CSC-A en rose, le CSC-P en bleu et le CSC-L en vert

4.2.1.3 Périmètres transverses le long des CSC

Les aires et les périmètres transverses sont calculés le long de chaque canal. Pour ce faire, la ligne centrale de chaque canal a du être isolée.

1. Ligne centrale des canaux semi-circulaires

La première étape consiste en la squelettisation du maillage de l'oreille interne pour trouver la ligne centrale. Ce squelette représente la topologie globale du modèle 3D tel que représenté à la figure 4.8-E. L'algorithme *Mean Curvature Skeleton* (Tagliasacchi, Alhashim, Olson & Zhang, 2012) implémenté dans CGAL permet ensuite d'extraire le squelette à partir du maillage triangulaire par des contractions itératives du maillage. Plus précisément, l'algorithme, à partir du maillage triangulaire (figure 4.8-A), calcule un squelette médian (figure 4.8-B) permettant de contraindre le squelette centré médialement. Ensuite, à chaque itération, une contraction du maillage génère un meso-squelette (figure 4.8-C) en étape intermédiaire. Finalement, la dernière itération produit une structure squelettique (figure

4.8-D) qui est convertie en un squelette (figure 4.8-E) via l'effondrement des bords (*edge collapse*).

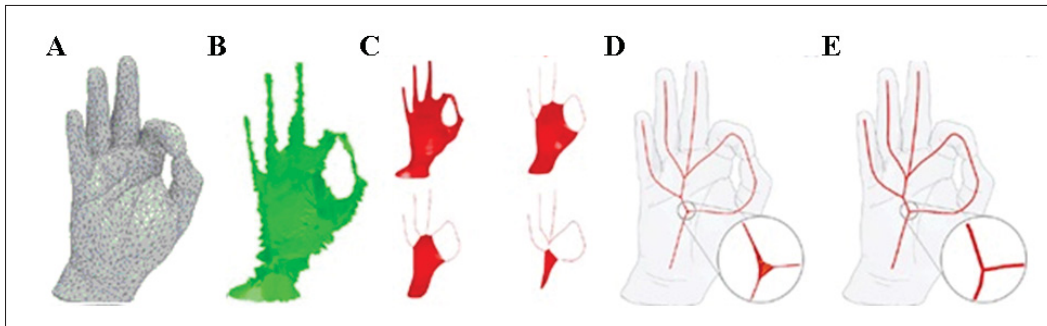


Figure 4.8 Étapes principales de l'algorithme de squelettisation
Adaptée de Tagliasacchi *et al.* (2012)

La deuxième étape, correspond à la sélection des points de la ligne centrale de l'oreille interne inclus dans chaque CSC.

Sachant que les points sur le squelette ne sont pas également distribués, la troisième étape est l'interpolation d'une B-spline sur le squelette de chaque CSC. Pour concevoir une B-spline, un ensemble de points contrôles P_i , un ensemble de noeuds et le degré de la courbe (d) sont nécessaires (Pansu, 2004). La courbe de la B-spline est paramétrée par l'équation 4.2 suivante :

$$C(u) = \sum_{i=0}^n N_{i,d}(u)P_i \quad (4.2)$$

Chaque point contrôle est associé à une fonction de base $N_{i,d}(u)$. Le degré de la courbe a été fixé à 2, les points contrôles sont les points du squelette. Les noeuds sont une suite de points u_0, u_1, \dots, u_m .

Finalement, pour chaque CSC, un ensemble de 100 points équidistants représentant la ligne centrale de ce canal est obtenu. Les étapes pour obtenir la ligne centrale sont illustrées à la figure 4.9.

2. Périmètres transverses

Pour un point sur deux de la ligne centrale, un plan est défini à l'aide d'une normale

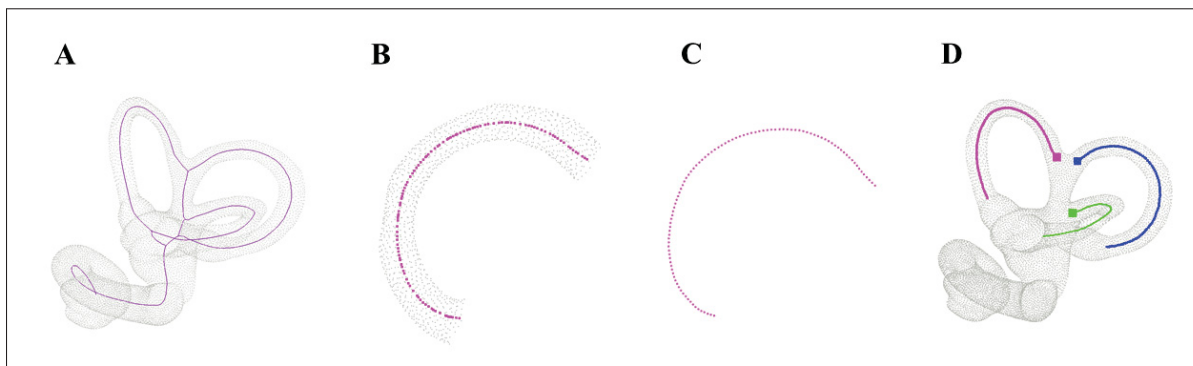


Figure 4.9 Étapes à suivre pour obtenir la ligne centrale de chaque canal (A) Squelettisation de l'oreille interne (B) Sélection des points de la ligne centrale inclus dans chaque CSC (C) Ajustement d'une B-spline (D) Lignes centrales pour les trois CSC

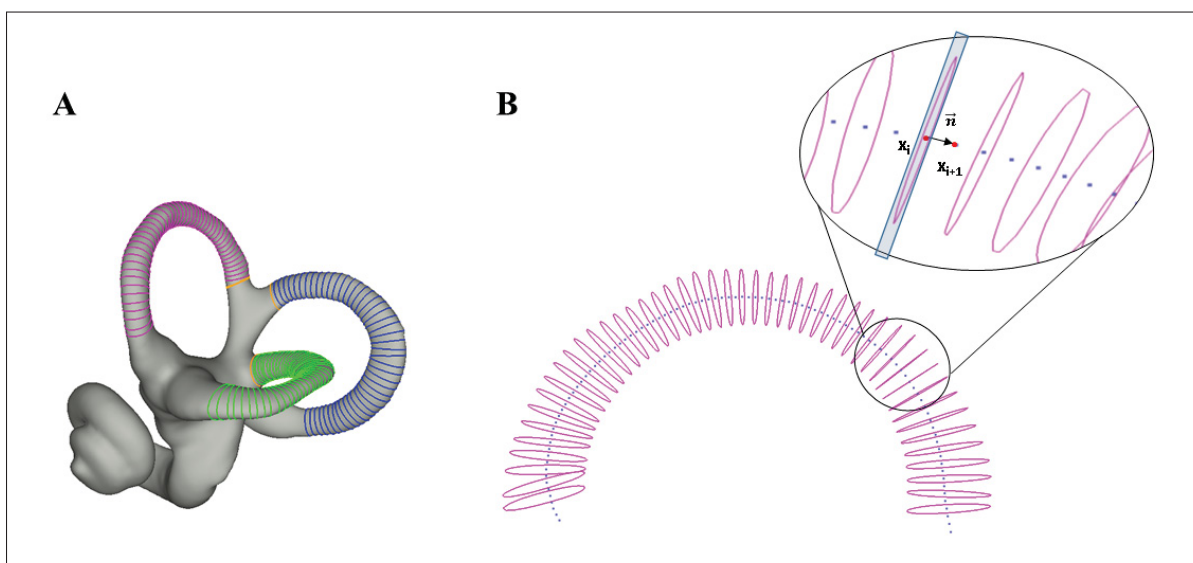


Figure 4.10 Périmètres le long des canaux semi-circulaires (A) Périmètres le long des CSC-A, CSC-P, CSC-L (B) Positionnement des plans de coupe transverse au CSC

soit le vecteur $\overrightarrow{P_i P_{i+2}}$ et du point P_i . Ensuite, l'intersection du maillage avec ce plan nous permet d'obtenir le périmètre transverse à ce point i (voir 4.10-B). L'aire de cette section est aussi calculée. La figure 4.10-A illustre les périmètres calculés le long des canaux semi-circulaires.

Présence d'une double ampoule

Une des anomalies les plus fréquentes dans le cas des canaux semi-circulaires correspond à une dilatation observée au niveau du CSC latéral. Celle-ci peut être diagnostiquée sur une coupe axiale orientée dans le plan du CSC latéral. Ce canal peut être considéré comme dilaté si l'épaisseur dans sa partie interne est mesurée à 1,8 mm et plus (Veillon, 2013a), c'est-à-dire dans notre cas un périmètre d'environ 5,65 mm puisqu'on considère que les CSC ont une forme circulaire. «Lorsque les valeurs atteignent 2 mm ou plus de manière localisée, un véritable signe de double ampoule apparaît (Veillon, 2013a)». Ainsi, à l'aide des périmètres transverses le long des CSC, une dilatation du canal latéral est retenue lorsque le périmètre est supérieur à 5,65 mm pour 6% de la longueur totale du canal. Si ce périmètre le long du canal est supérieur à 6,28 mm sur 6% de sa longueur dans ce cas, il y a présence d'une double ampoule.

4.2.1.4 Torsion des CSC

Selon les données de la littérature, les canaux semi-circulaires ne sont pas tout à fait planaires (voir figure 4.11-A). La torsion des canaux peut être caractérisée par la déviation de la ligne centrale par rapport à son plan ajusté. Ainsi, il faut tout d'abord obtenir la ligne centrale de chaque canal comme il a été expliqué au point 1. de la section périmètres transverses le long des CSC. Le plan ajusté est le même que celui trouvé pour l'angulation des CSC entre eux. Ensuite, la distance euclidienne entre chaque point de la ligne centrale et du plan est trouvée (figure 4.11-B).

4.2.1.5 Périmètre le long du crus commun et longueur

Périmètre le long du crus commun

Les mêmes étapes que pour les périmètres transverses le long des CSC ont été effectuées afin de déterminer les périmètres le long du crus commun (CC). Ainsi, suite à une squelettisation et une détermination de la ligne centrale du crus commun, il est possible d'extraire cinq périmètres le long de cette ligne. Ces périmètres sont illustrés à la figure 4.12-A.

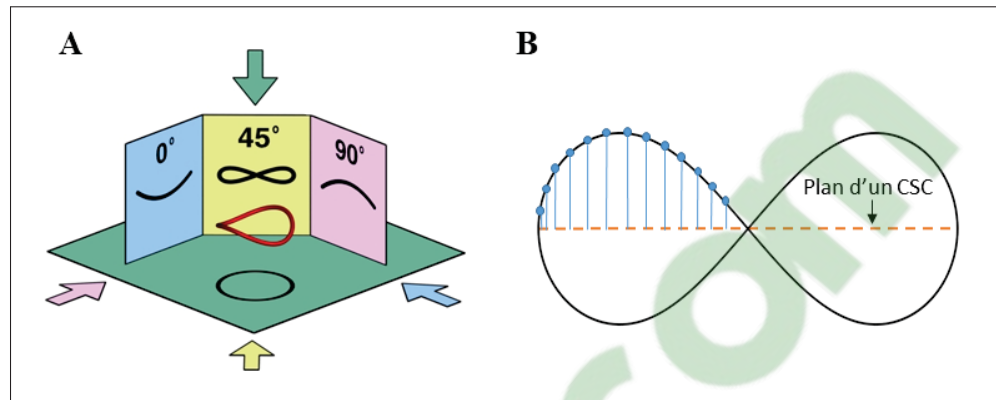


Figure 4.11 Déviation de la ligne centrale d'un canal (A) Projection de la ligne centrale d'un CSC non planaire selon plusieurs vues, tirée de Bradshaw *et al.* (2010) (B) Distances (lignes bleues) entre les points de la ligne centrale et le plan d'ajustement d'un CSC (orange)

Longueur du crus commun

La longueur du crus commun soit la longueur totale de la ligne centrale du CC a également été déterminée. Cette ligne centrale est illustrée en rouge à la figure 4.12-B.

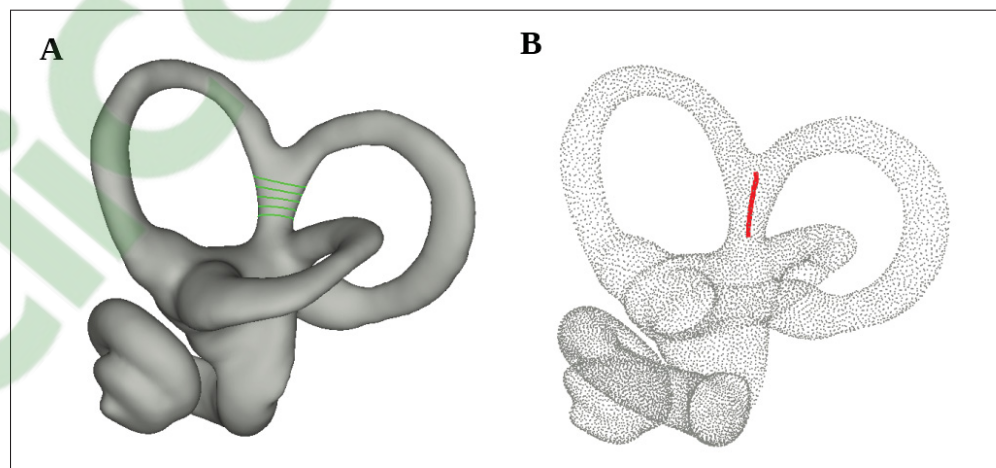


Figure 4.12 Métriques pour le crus commun (A) Périmètres transverses le long du crus commun (B) Longueur du CC

4.2.1.6 Volume

Le volume de chaque partie de l'oreille interne est calculé. Pour ce faire, l'ensemble de points de chaque partie est transformé en maillage. Le volume du CSC-A, CSC-P, CSC-L, de l'ampoule antérieure-latérale, de l'ampoule postérieure, du crus commun ainsi est déterminé (voir figure 4.13).

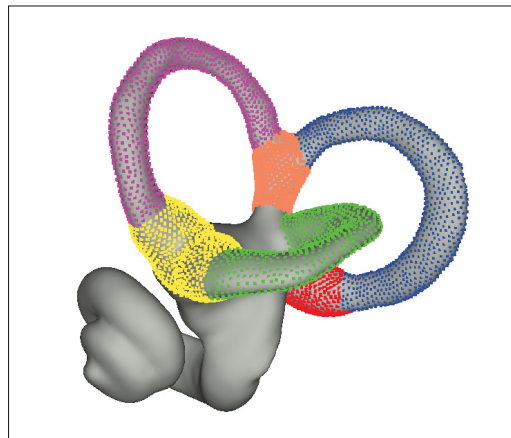


Figure 4.13 Parties de l'oreille interne dont le volume est calculé

4.2.2 Oreille interne en lien avec son environnement

4.2.2.1 Position et orientation des CSC par rapport aux plans anatomiques

Pour permettre de bien analyser le positionnement et l'orientation des canaux dans l'espace, la détermination des plans anatomiques est essentielle. Ceux-ci sont le plan de Francfort, le plan sagittal médian et le plan frontal.

1. Plan de Francfort

Le plan de Francfort (PFRkt) a été choisi, car il est largement utilisé comme plan de référence du crâne dans les domaines de l'anthropométrie et de la céphalométrie à visée orthodontique et/ou chirurgicale (Lundström & Lundström, 1995). Ce plan est défini comme le plan

passant par les orbites de chaque côté ainsi que les porions de chaque côté tels que présentés à la figure 4.14. Les définitions de ces quatre points sont données au tableau 4.4.

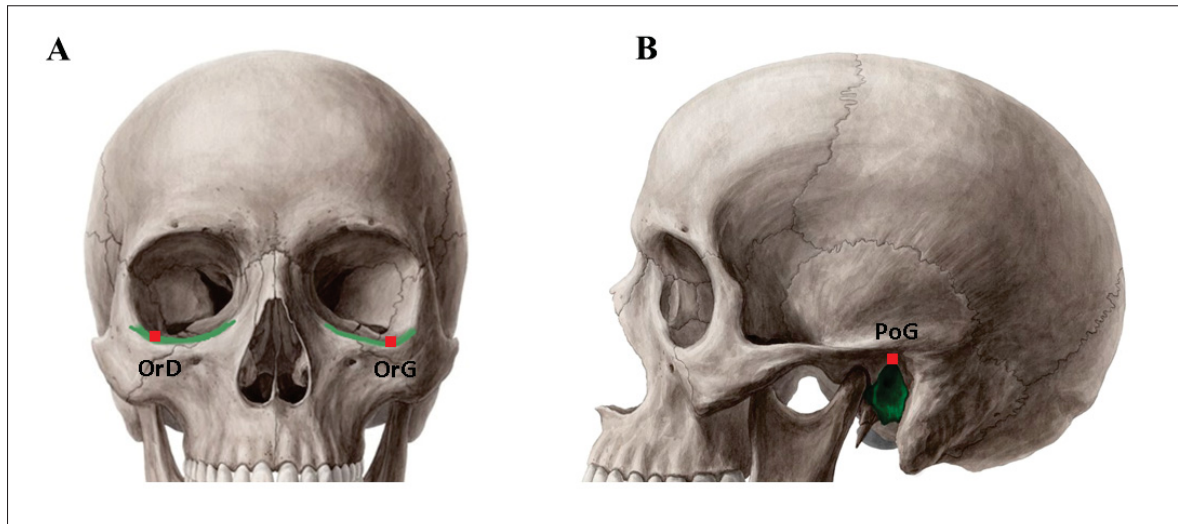


Figure 4.14 Points anatomiques pour le plan de Francfort (A) Orbites gauche et droite en vue antérieure (B) Porion gauche en vue latérale

Tableau 4.4 Définition des points repères pour le plan de Francfort

Points repères	Définition (Lin, Chuang, Weng & Lo, 2015)
Orbite droite (OrD)	Point le plus inférieur du bord infraorbital droit
Orbite gauche (OrG)	Point le plus inférieur du bord infraorbital gauche
Porion droit (PoD)	Point milieu le plus supérieur du conduit auditif externe droit
Porion gauche (PoG)	Point milieu le plus supérieur du conduit auditif externe gauche

Plusieurs chercheurs se sont penchés sur la fiabilité du positionnement manuel de ces points de référence à partir d'examens CBCT et/ou des reconstructions 3D. En général, selon l'étude systématique de Lisboa, Masterson, Motta & Motta (2015), les points avec la plus faible fiabilité sont les porions, les orbites et les condyles.

Orbites

Lorsque les points orbitaires sont identifiés en navigant dans les reconstructions multi-plans (RMP), les études montrent qu'il y a une imprécision du positionnement principalement dans l'axe des x (direction droite-gauche) (de Oliveira, Cevidanes, Phillips, Motta, Burke & Tyn-

dall, 2009 ; Lin *et al.*, 2015). Puisque les points sous-orbitaires sont situées sur une surface courbe, ces points pourraient être mieux identifiés à partir d'une reconstruction 3D du massif crânio-facial (de Oliveira *et al.*, 2009). L'étude de da Neiva, Soares, de Oliveira Lisboa, de Vasconcellos Vilella & Motta (2014) a alors comparé deux techniques de visualisation soit par RMP ou par reconstruction 3D. En général, les points de référence sont mieux identifiés sur les vues RMP que sur les reconstructions 3D. Toutefois, les points des orbites sont mieux identifiés à partir des reconstructions 3D. Donc, l'identification des points sous-orbitaires pourra être réalisée de manière fiable à partir des reconstructions 3D et optimisée avec les RMP. Par ailleurs, le positionnement de ce point est reproductible, car les différences de positionnement entre les essais sont inférieures à 1 mm selon l'axe des y (direction postérieure-antérieure) et des z (direction supérieure-inférieure).

Porions

Tout comme les points sous-orbitaires, les porions sont des points ayant un faible niveau de fiabilité concernant leur positionnement (Lisboa *et al.*, 2015). Ceci est en partie dû au fait que la forme en cylindre du conduit auditif externe rend difficile le positionnement de ce point de référence dans la direction de l'axe des x (direction droite-gauche) (Lagravère, Gordon, Guedes, Flores-Mir, Carey, Heo & Major, 2009). En plus, aucune définition du positionnement du porion selon cet axe ne semble exister, ce qui génère de nombreuses erreurs de positionnement (Schlicher, Nielsen, Huang, Maki, Hatcher & Miller, 2011). Ces erreurs diminuent un peu lorsque le modèle 3D est combiné avec la RMP, mais restent cependant élevées (Hassan, Nijkamp, Verheij, Tairie, Vink, van der Stelt & van Beek, 2011) soit 1,50 mm et 2,09 mm respectivement pour le PoG et le PoD. Schlicher *et al.* (2011) concluent que les porions peuvent être utilisés pour des mesures verticales et sagittales comme pour le plan de Francfort, mais pas pour une analyse d'asymétrie droite-gauche.

Positionnement

Les quatre points (OrD, OrG, PoD, PoG) seront tout d'abord positionnés sur les coupes axiales des images CBCT sur le logiciel *3D Slicer*. Il est à noter que ce logiciel a été choisi à la place de Flava 3D puisqu'il permet la visualisation des trois coupes (axiale, sagittale et coronale) et du modèle 3D en même temps. Il permet aussi l'ajustement des points si désiré.

Les quatre points seront ajustés à l'aide des autres plans anatomiques ainsi que de la reconstruction 3D du crâne. Le plan Francfort sera calculé à l'aide d'un ajustement des moindres carrés sur ces quatre points. Le manuel du positionnement de ces quatre points dans les plans anatomiques est disponible en annexe 1.

2. Plan sagittal médian

Le plan sagittal médian (PSagM) est très utilisé dans la littérature, en particulier pour l'évaluation de l'asymétrie faciale. Celui est défini comme étant un plan vertical qui passe par le plan de symétrie du crâne. Des approches basées sur des points de référence céphalométriques et des approches morphologiques pour trouver le meilleur plan de symétrie sont étudiées (Dobai, Markella, Vízkelety, Fouquet, Rosta & Barabás, 2018). Aucun consensus ne semble exister concernant la meilleure méthode permettant de déterminer le plan sagittal. Les méthodes basées sur les points de référence sont faciles et très rapides à implémenter, mais la détermination de ces points de référence peut rester délicate. En plus, cela requiert un certain entraînement de l'utilisateur pour positionner manuellement les points. Les méthodes cherchant à trouver un plan de symétrie peuvent amener des résultats invalides, car selon certaines études, il existe une asymétrie latérale significative du crâne humain (Rossi, Ribeiro & Smith, 2003).

La méthode manuelle a donc été choisie. Les repères anatomiques situés sur le PSagM sont le nasion (Na), la sella (S), le crista galli (CG), le basion (Ba), le point-A, le foramen incisif (FI), l'épine nasale antérieure (ENA ou ANS en anglais) et l'épine nasale postérieure (ENP ou PNS en anglais). Ces points sont représentés sur la figure 4.15. Selon deux revues systématiques (Lisboa *et al.*, 2015 ; Sam, Currie, Oh, Flores-Mir & Lagravere-Vich, 2018), les points situés sur la ligne sagittale médiane ont une meilleure fiabilité comparativement aux porions et aux points sous-orbitaires. Aussi, l'étude de Dobai *et al.* (2018) affirme que le plan sagittal médian idéal serait celui passant par les points Na, ENA et ENP. Les plans définis par ENP-Sella-Basion et ENP-Nasion-Basion semblent également relativement fiables. Green, Bloom & Kulbersh (2017) mentionnent de leur côté que le plan FI-Nasion-Basion pourrait constituer une approximation optimale d'un PSagM ajusté à partir d'une multitude de points cranio-faciaux.

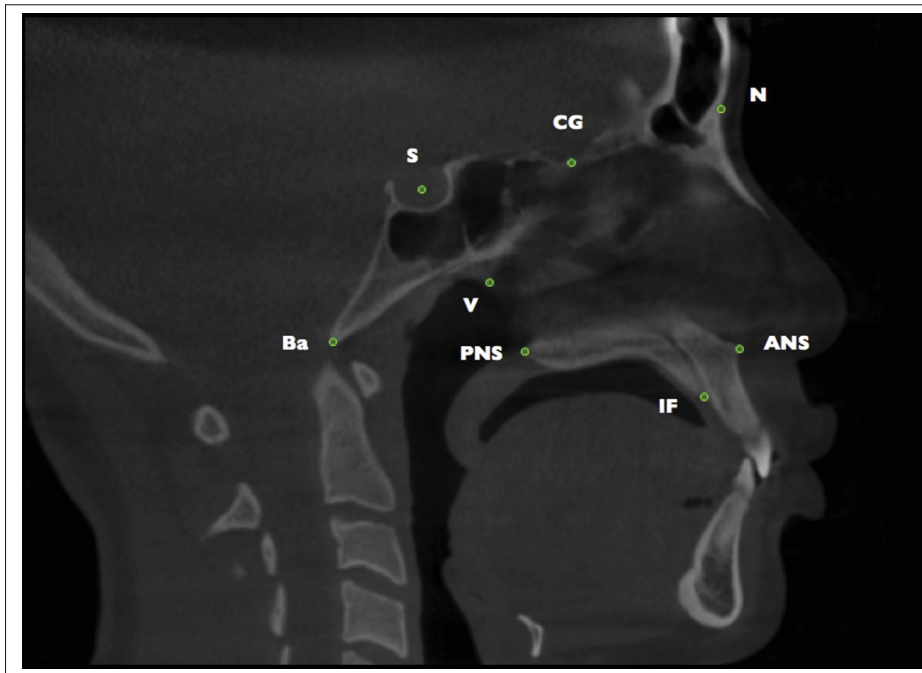


Figure 4.15 Points de référence déterminés à partir
d'une coupe sagittale en imagerie CBCT
Tirée de Green *et al.* (2017)

Positionnement

Le volume d'acquisition utilisé en imagerie CBCT pour l'exploration de l'oreille est relativement limité et ne permet donc pas d'utiliser certains points pour la détermination du plan sagittal médian. Dans ce contexte, une solution pourrait être de déterminer ce plan à partir de seulement deux points de référence situés dans le volume d'acquisition sachant que le plan sagittal médian est orthogonal au plan de Francfort. Parmi ces points, le point S (cf définition tableau 4.5) est toujours inclus dans le volume d'acquisition. Pour définir la méthodologie à utiliser pour positionner ce point, nous nous sommes inspirés de l'étude de Pittayapat, Jacobs, Odri, Vasconcelos, Willems & Olszewski (2015). En effet, les auteurs utilisent un nouveau système de référence permettant de plus facilement positionner le point S à partir d'une acquisition 3D. Ce système comprend le point situé à mi-distance des apex pétreux droit et gauche ainsi que les points définis par les extrémités des apophyses clinoides antérieures de chaque côté (figure 4.16). La sella est ensuite identifiée sur le plan passant par ces trois points. Les résultats de cette étude montrent que ce système de référence

offre une bonne précision et reproductibilité dans la détermination du point sella. Pour notre étude, l'utilisateur s'aidera de l'apophyse clinoïde postérieure gauche et droit (ACP) pour positionner la sella a mi-distance entre ces deux points. Ces deux points faciliteront l'identification précise du centre de la selle turcique.

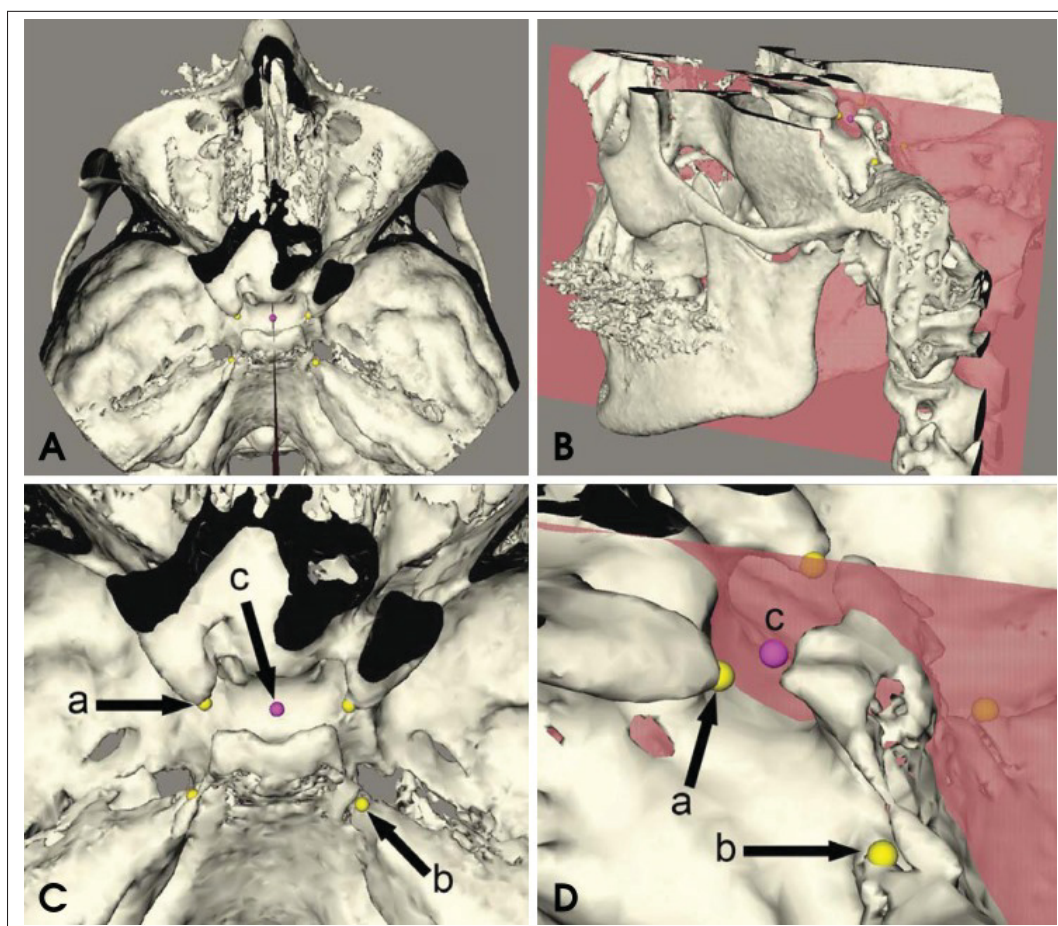


Figure 4.16 Les figures (A) et (B) montrent les modèles 3D d'un patient à partir de vues supérieures et obliques. Les figures (C) et (D) sont un agrandissement des figures (A) et (B) respective montrant les points suivants (a) Apophyse clinoïde antérieure droite et gauche et (b) Apex de la partie pétreuse de l'os temporal gauche et droite (c) Sella

Tirée de Pittayapat *et al.* (2015)

Le deuxième point de référence proposé correspond au point situé à mi-distance des méats auditifs internes droit et gauche (Mai). Ces deux points sont définis dans le tableau 4.5. Pour chaque méat auditif interne, le point le plus latéral de chaque orifice (Mai)

était repéré manuellement (Pittayapat, Jacobs, Bornstein, Odri, Lambrichts, Willems, Politis & Olszewski, 2017). Selon l'étude de Pittayapat *et al.* (2017), l'erreur moyenne intra-observateur et inter-observateur de détermination de ces points est inférieure à 1 mm pour tous les axes.

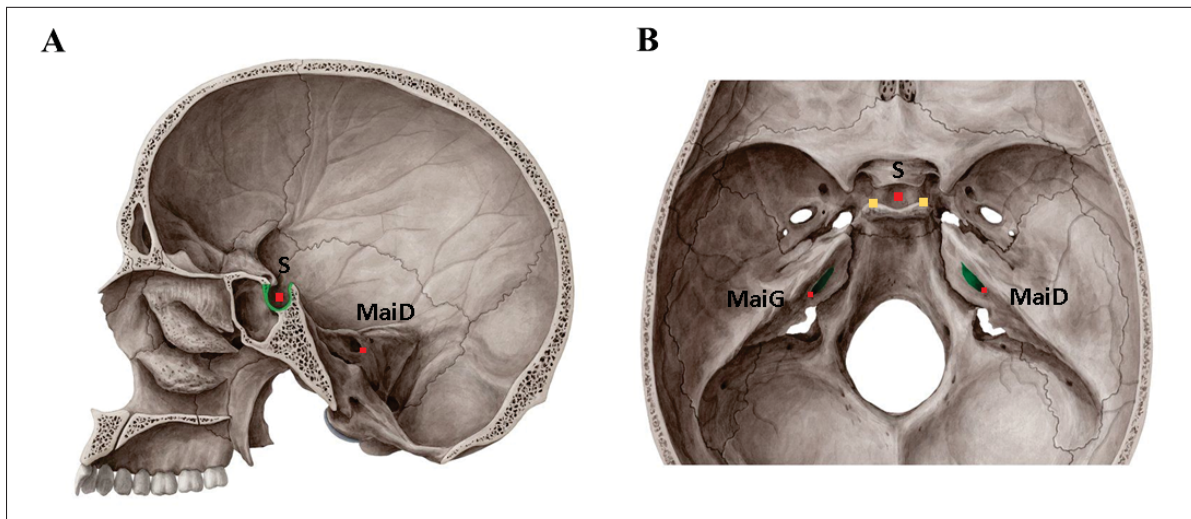


Figure 4.17 Points de référence utilisés pour la détermination du plan sagittal médian (A) Selle turcique indiquée en vert ainsi que le point Sella et MaiD (B) Méats auditifs internes illustrés en vert ainsi que les points du Mai droit et gauche ; les apophyses clinoides postérieures (en jaune) utilisées pour la détermination du point S (en rouge)

Au final, les cinq points (S, MaiG, MaiD, ACPg, ACPd) seront positionnés sur les coupes sagittales des images CBCT sur 3D Slicer (voir l'annexe 1 pour plus de détails sur la position de ces points). Ensuite, ces points seront ajustés à l'aide des autres plans de coupe ainsi que de la reconstruction volumique du crâne. Le plan sagittal médian sera donc perpendiculaire au plan de Francfort tout en passant à mi-distance des MAI en arrière et par le point S en avant.

3. Plan frontal

Le plan frontal est perpendiculaire aux plans de Francfort et sagittal médian. L'intersection de ces trois plans sera le centroïde des orbites et porions gauches et droits.

Un résultat important issu d'une revue de la littérature faite sur le positionnement de points manuels à partir d'examen CBCT, est que pour obtenir des données reproductibles,

Tableau 4.5 Définition des points repères pour le plan sagittal médian

Points repères	Définitions
Sella (S)	«Point le plus central de la selle turcique fermée par les apophyses clinoides antérieure et postérieure dans le plan sagittal» (Xu, Oh & Lagraverre, 2017)
Méat acoustique interne droit (MaiD)	Point le plus latéral du méat auditif interne droit à la base du crâne (Pittayapat <i>et al.</i> , 2017)
Méat acoustique interne gauche (MaiG)	Point le plus latéral du méat auditif interne gauche à la base du crâne (Pittayapat <i>et al.</i> , 2017)

l'utilisateur doit impérativement pouvoir se baser sur une définition claire des points dans les trois plans. Aussi, un protocole d'entraînement et de calibration pour les utilisateurs est primordial (de Oliveira *et al.*, 2009). Ce manuel d'instruction du positionnement des points dans les trois vues est présenté en annexe 1.

4. Résumé

En résumé, la première étape consiste en la reconstruction 3D de la base du crâne à l'aide du logiciel 3D Slicer. Pour segmenter les tissus durs, une méthode de seuillage est utilisée. Ensuite, l'utilisateur doit positionner dans le volume CBCT les points suivants :

- quatre points pour le plan Francfort (OrD, OrG, PoD, PoG),
- trois points (S, MaiD, MaiG) pour le plan sagittal médian ainsi que deux points d'aide (apophyse clinioïde postérieure).

Ces points peuvent être ajustés dans les trois plans anatomiques ainsi qu'avec la reconstruction volumique de la base du crâne. Le plan de Francfort sera créé en premier, puis le plan sagittal médian et pour finir avec le plan frontal tel qu'illustré à la figure 4.18. Le point d'intersection de ces 3 plans correspond au centroïde des points du PFrkt.

Orientation des CSC par rapport aux plans anatomiques

Les angles entre le plan des canaux semi-circulaires et les trois plans anatomiques sont ensuite calculés. Ces angles sont illustrés par les figures 4.19 à 4.21 suivantes. Les mesures de l'oreille droite ont été effectuées avec l'image miroir de l'oreille gauche.

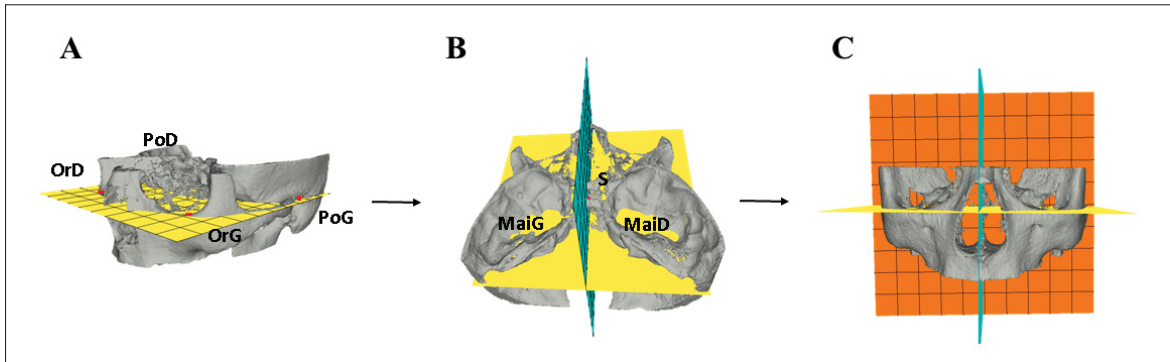


Figure 4.18 Méthodologie du repérage des plans anatomiques (A) Plan de Francfort (jaune) (B) Plan sagittal médian (turquoise) et (C) Plan frontal (orange)

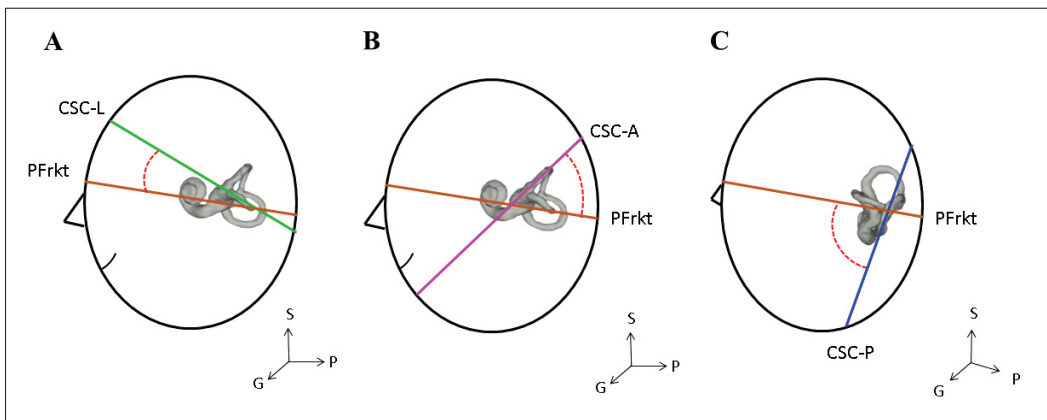


Figure 4.19 Angles entre le plan de Francfort et les CSC (oreille gauche) (A) \angle PFrkt-CSC latéral (B) \angle PFrkt-CSC antérieur (C) \angle PFrkt-CSC postérieur

Pour chaque figure, un système de référence est représenté. Voici la signification des directions : supérieure (S), antérieure (A), postérieure (P), droite (D), gauche (G).

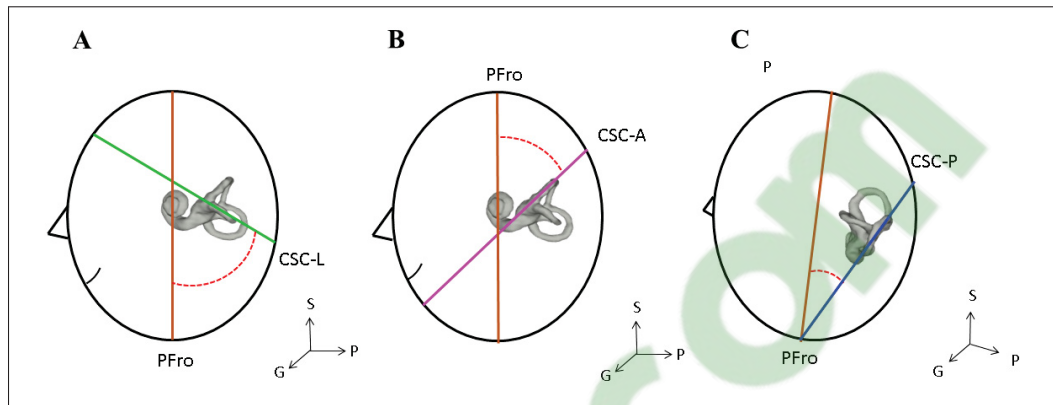


Figure 4.20 Angles entre le plan frontal et les CSC (oreille gauche)
 (A) \angle PFro-CSC latéral (B) \angle PFro-CSC antérieur (C) \angle PFro-CSC postérieur

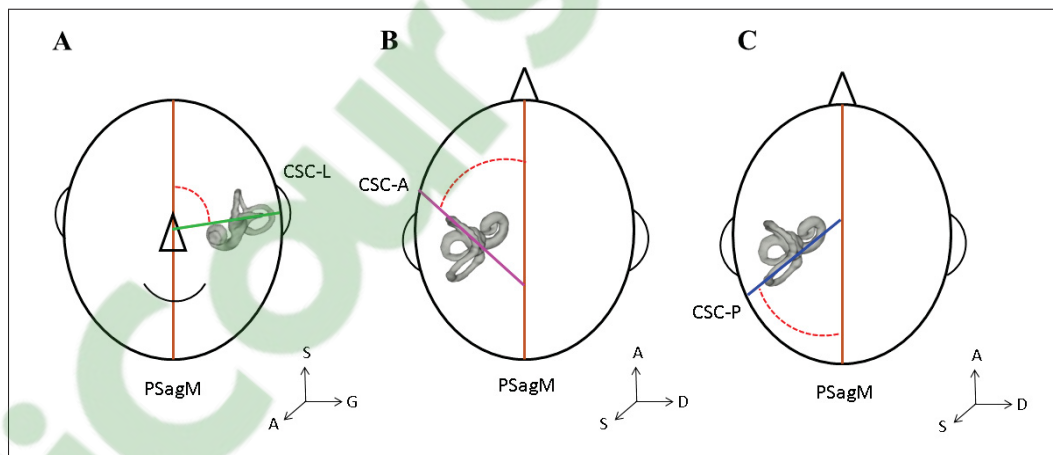


Figure 4.21 Angles entre le plan de sagittal médian et les CSC (oreille gauche)
 (A) \angle PSagM-CSC latéral (B) \angle PSagM-CSC antérieur (C) \angle PSagM-CSC postérieur

Position de l'oreille interne par rapport aux plans anatomiques

La détermination de la position de l'oreille par rapport aux plans anatomiques nécessite au préalable de calculer le centroïde de l'oreille interne. La distance entre ce point et les trois plans anatomique est ensuite trouvée.

4.2.2.2 Angles entre les paires de canaux controlatéraux

Les canaux semi-circulaires agissent en paire soit la paire de canaux latéraux gauche-droite ainsi que les deux paires comprenant le canal antérieur d'un côté avec le canal postérieur de l'autre côté. Les angles entre les paires de canaux synergiques controlatéraux ont donc été calculés.

Ces angles, illustrés à la figure 4.22, sont les suivants :

1. Angle entre le CSC-A-gauche et CSC-P-droit.
2. Angle entre le CSC-A-droit et CSC-P-gauche.
3. Angle entre le CSC-L-droit et CSC-L-gauche.

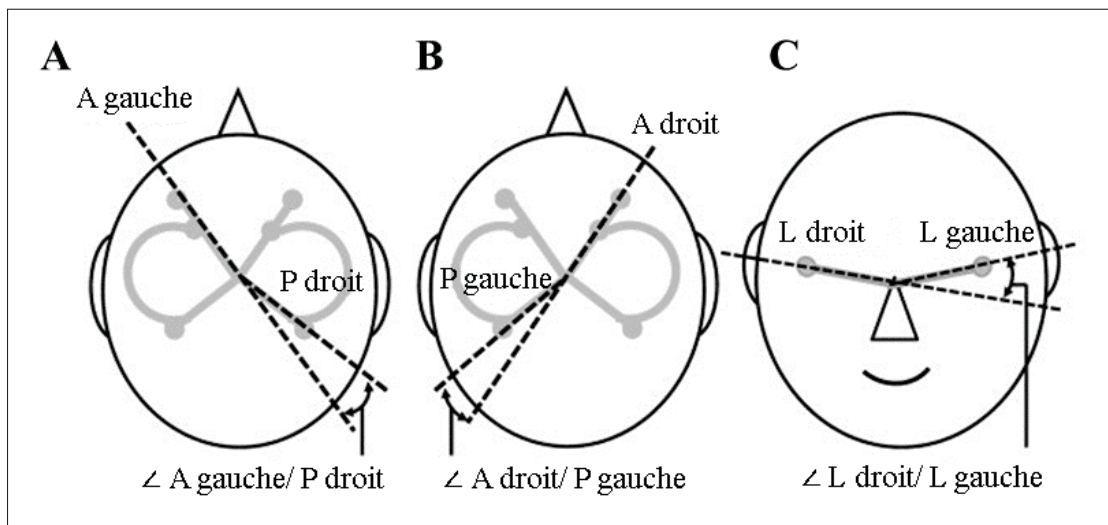


Figure 4.22 Orientation des paires de canaux synergiques controlatéraux
 (A) Angle entre le CSC-A-gauche et le CSC-P-droit
 (B) Angle entre le CSC-A-droit et le CSC-P-gauche
 (C) Angle entre le CSC-L-droit et CSC-L-gauche

Tirée de Aoki *et al.* (2012)

L'angle entre la paire de canaux antérieurs controlatéraux et l'angle entre la paire de canaux postérieurs controlatéraux ont aussi été calculés. Ceux-ci sont illustrés à la figure 4.23.

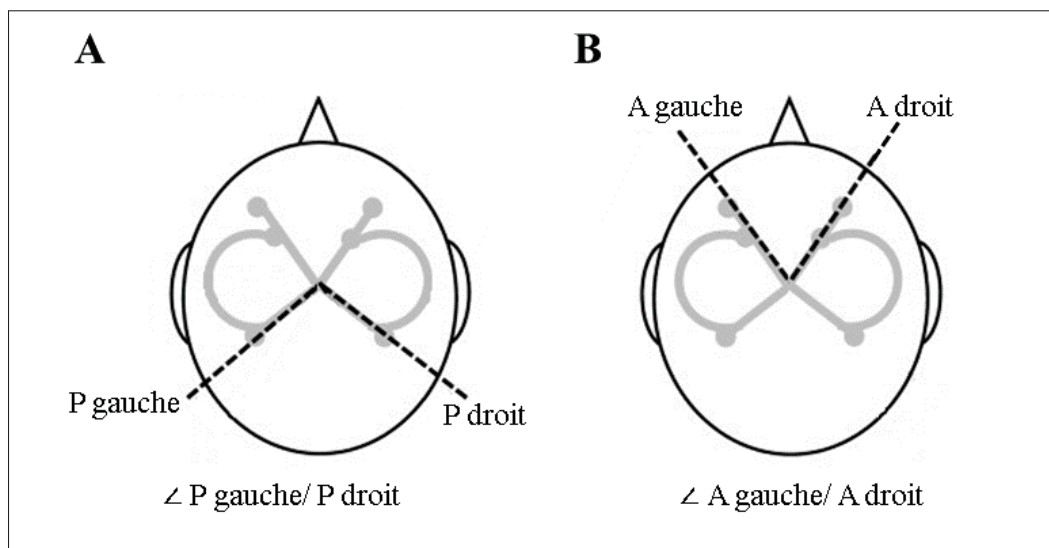


Figure 4.23 Orientation des paires de canaux controlatéraux
 (A) Angle entre le CSC-P-gauche et le CSC-P-droit
 (B) Angle entre le CSC-A-gauche et le CSC-A-droit
 Tirée de Aoki *et al.* (2012)

4.3 Validation

4.3.1 Validation des modèles 3D de l'oreille interne des patients

Il est important de valider les modèles 3D des oreilles internes de nos patients. Ceux-ci ont été obtenus à partir de la méthode semi-automatique décrite à la section 4.1.1. Une première vérification consiste à s'assurer que le modèle 3D concorde avec l'examen CBCT (voir figure 4.24-A). Au cours de cette étape, l'utilisateur vérifie qu'il n'y a pas d'anomalies du modèle 3D qui pourraient être dues à une erreur de la déformation laplacienne plutôt qu'une malformation de l'oreille interne du patient. Ensuite, une experte en imagerie a validé les reconstructions 3D obtenues chez tous les patients. Elle a noté les endroits où il y avait des sous-segmentations (voir figure 4.24-B) et des sur-segmentations. Si tel est le cas, les reconstructions sont recalculées en repositionnant certains points nécessaires à la reconstruction.

Suite à cette double-vérification, des erreurs de sur-segmentation ont été observées au niveau du vestibule. Cette structure n'a donc pas été prise en compte dans l'analyse morphologique.

De plus, l'oreille interne gauche d'une patiente (CN66) présente une anomalie de forme due à la présente méthode de reconstruction qui est impossible à corriger. Heureusement, l'oreille interne de cette patiente avait déjà été segmentée manuellement par un expert. Ce modèle 3D issu de cette segmentation manuelle a donc été utilisé pour les prochaines étapes.

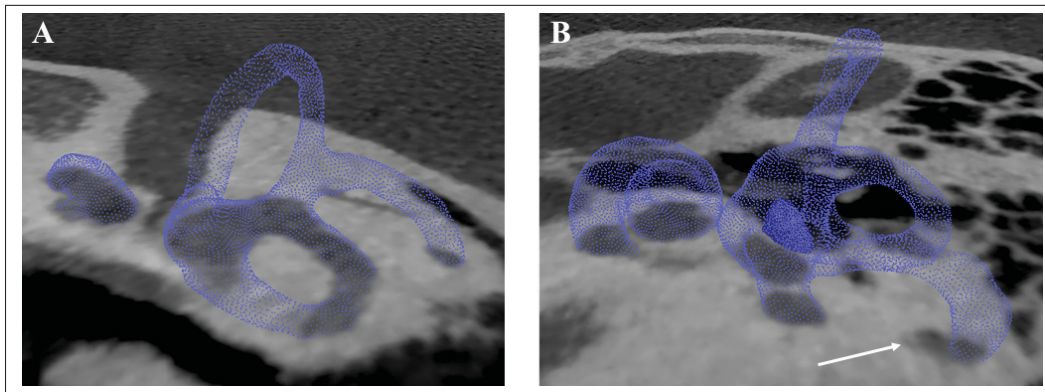


Figure 4.24 Exemples de reconstructions 3D (A) Modèle 3D valide
(B) Erreur de sous-segmentation du CSC-P

4.3.2 Validation des plans anatomiques

4.3.2.1 Validation du positionnement des points anatomiques

Cette section est consacrée à la méthodologie employée ainsi qu'aux résultats concernant le positionnement manuel des points de référence utilisés pour la détermination des plans anatomiques. Tout d'abord, l'utilisateur a été formé sur le positionnement exact des points avec le manuel d'instruction présenté en Annexe 1. Ensuite, l'utilisateur a positionné à trois reprises, avec au moins une journée d'écart, les points suivants : orbitaire gauche (OrG), orbitaire droite (OrD), porion gauche (PoG), porion droit (PoD), méat acoustique interne gauche (MaiG), méat acoustique interne droit (MaiD), basion (Ba) et sella (S). Il est à noter que le basion a été ajouté pour s'assurer que les points choisis pour la détermination du plan sagittal médian, la sella et le point milieu entre le MaiG et MaiD, sont comparables avec la fiabilité de positionnement du basion. Ces points ont été positionnés pour 15 patients. Pour quantifier la répétabilité intra-observateur concernant le positionnement des points, le coefficient de corrélation intra-classe

(ICC) a été calculé pour tous les points. Ce coefficient prend des valeurs comprises entre 0 et 1, et plus l'ICC est proche de 1, meilleur est la fiabilité du positionnement des points de référence. Pour ce faire, le test avec le modèle à deux facteurs à effets aléatoires avec une évaluation unique et accord absolu a été utilisé (*two-way mixed effects, single rater, absolute agreement*). Ce type de modèle est celui recommandé pour caractériser la variabilité intra-observateur (Koo & Li, 2016). Les résultats de ce test sont présentés au tableau 4.6.

Tableau 4.6 ICC pour les trois essais

	OrG	OrD	MaiG	MaiD	PoG	PoD	Ba	S
x	0,942	0,945	0,997	0,998	0,985	0,994	0,998	0,992
y	0,998	0,998	0,999	1,000	0,998	0,998	1,000	0,999
z	1,000	1,000	0,997	0,999	0,998	1,000	0,995	0,989

L'ICC a été critiqué sachant qu'il ne permet pas de donner l'accord actuel entre deux mesures, mais seulement la force du lien entre les deux mesures (Donatelli & Lee, 2013). Ainsi, deux mesures peuvent être corrélées, mais pas en accord. Par exemple, une mesure peut être toujours 1 mm plus grande qu'une autre. Conscient des limites de l'ICC, des graphiques de Bland-Altman ont aussi été utilisés pour compléter l'analyse. Ce type de graphique est très visuel et facile à comprendre. On trace sur l'axe des Y la différence entre les résultats pour les deux essais (B-A) par rapport à leurs moyennes ($d = [A + B]/2$) présentées sur l'axe de X (Donatelli & Lee, 2013). Lorsque l'accord est parfait, la différence est nulle. On définit aussi la limite de concordance $d \pm k \cdot sdd$, avec sdd représentant l'écart-type des différences. La valeur de k a été fixée à 2,13 en s'appuyant sur la loi de Student pour 15 mesures. On doit avoir 95% des différences qui sont comprises entre ces limites.

La figure 4.25 présente les graphiques de Bland-Altman pour les points du plan de Francfort soit les points orbitaires et le porions pour comparer les points entre l'essai 2 et 3. Sachant que ce plan est presque horizontal, l'axe qui nous intéresse le plus est l'axe des Z. Sous chaque graphique, la limite de concordance (*critical difference*) est indiquée. Aussi, puisque les orbites gauche et droite ont l'ICC la plus basse en X, leurs graphiques de Bland-Altman ont été tracés (voir figure 4.26). La figure 4.27 présente les graphiques pour les points permettant de définir le plan sagittal

médian tels que les méats acoustiques internes gauche et droit (le point milieu), la sella et le basion. Pour ces points, l'erreur le long de l'axe des X sera particulièrement considérée.

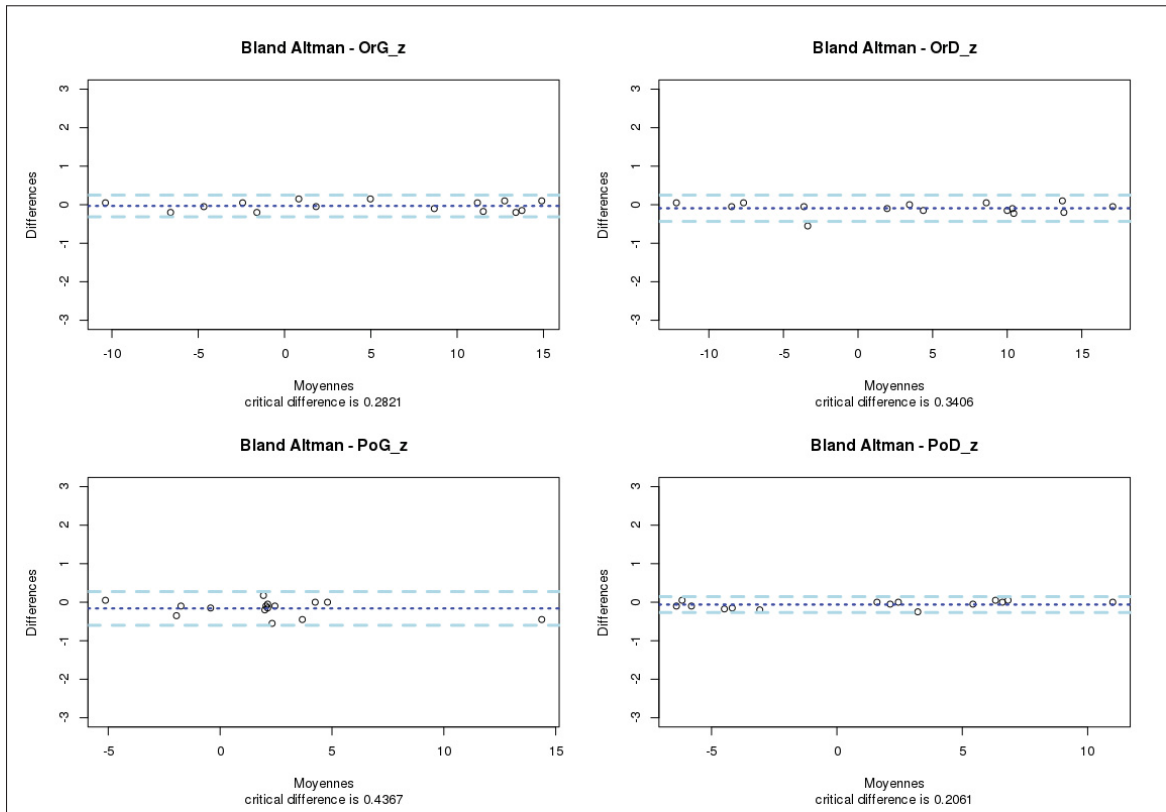


Figure 4.25 Bland-Altman pour les points de référence utilisés dans la détermination du plan de Francfort (points orbitaires et porions) selon l'axe Z

Discussion

Comme il avait été noté dans la revue de la littérature par rapport au positionnement du point orbitaire, la plus grande erreur de positionnement se trouve selon l'axe des X (ICC de l'OrG et OrD sont respectivement de 0,942 et 0,945). La limite de concordance de ces points sur les graphiques de Bland-Altman est également plus élevée que les autres selon l'axe des X (1,23 mm et 1,74 mm pour OrG et OrD). Cette erreur selon l'axe des X a moins d'impact sachant que le plan de Francfort est un plan de référence horizontal. L'important est qu'il y ait peu d'erreurs de positionnement en Z. L'erreur selon l'axe Z est par contre importante à prendre en compte. Pour les points OrG, OrD, PoG et PoD, les corrélations intra-observateurs sont égales ou supérieures à

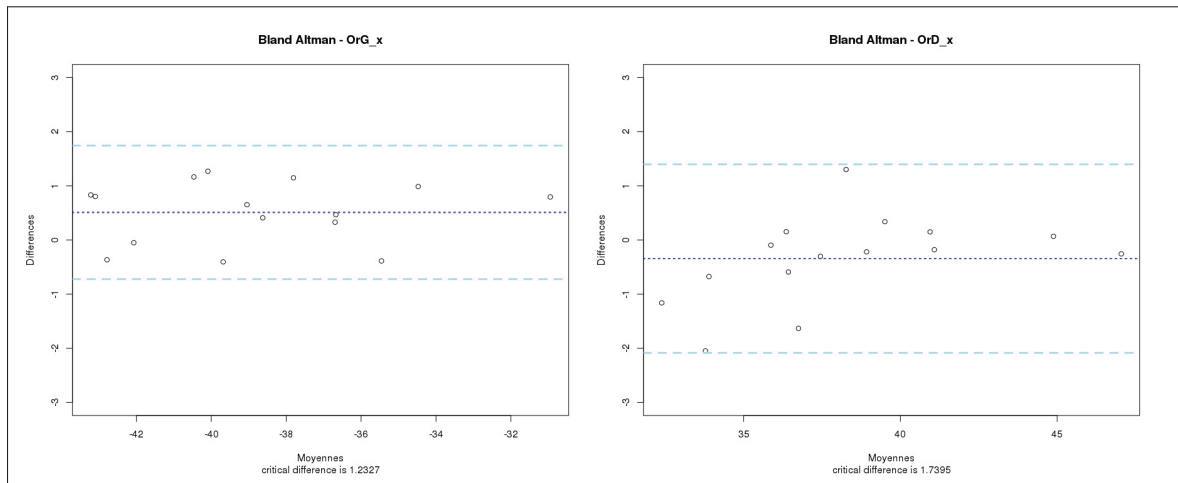


Figure 4.26 Bland-Altman pour les points sous-orbitaires en X

0,998 selon l'axe des Z et les limites de concordances restent inférieures à 0,5 mm. Ces résultats indiquent donc que les erreurs de positionnement selon l'axe Z sont très réduites et soulignent donc la fiabilité de notre méthode de détermination de ces points de référence.

Pour le plan sagittal médian, l'ICC du point S est la plus basse (0,992). Cependant, cette valeur restant proche de 1, les erreurs de positionnement de ce point sont donc relativement limitées. De plus, la limite de concordance du point Sella (0,86 mm) étant supérieure au basion (0,68 mm), le point S est un bon point de remplacement du basion.

4.3.2.2 Effets du positionnement des points sur les plans anatomiques

Puisque la différence au niveau des erreurs du positionnement des points de référence utilisés pour la détermination des plans de Francfort et sagittal médian a été examinée, il est aussi important d'analyser l'effet de ces erreurs sur la définition de ces plans. Ainsi, la différence d'orientation entre les plans définis par ces points pour les trois essais a été déterminée. Une comparaison entre deux méthodes de positionnement du plan sagittal a été effectuée. La première méthode consiste à utiliser le points S et le point situé à mi-distance des Mai. La deuxième méthode se base sur l'utilisation des points S et basion. Ces résultats sont présentés au tableau 4.7.

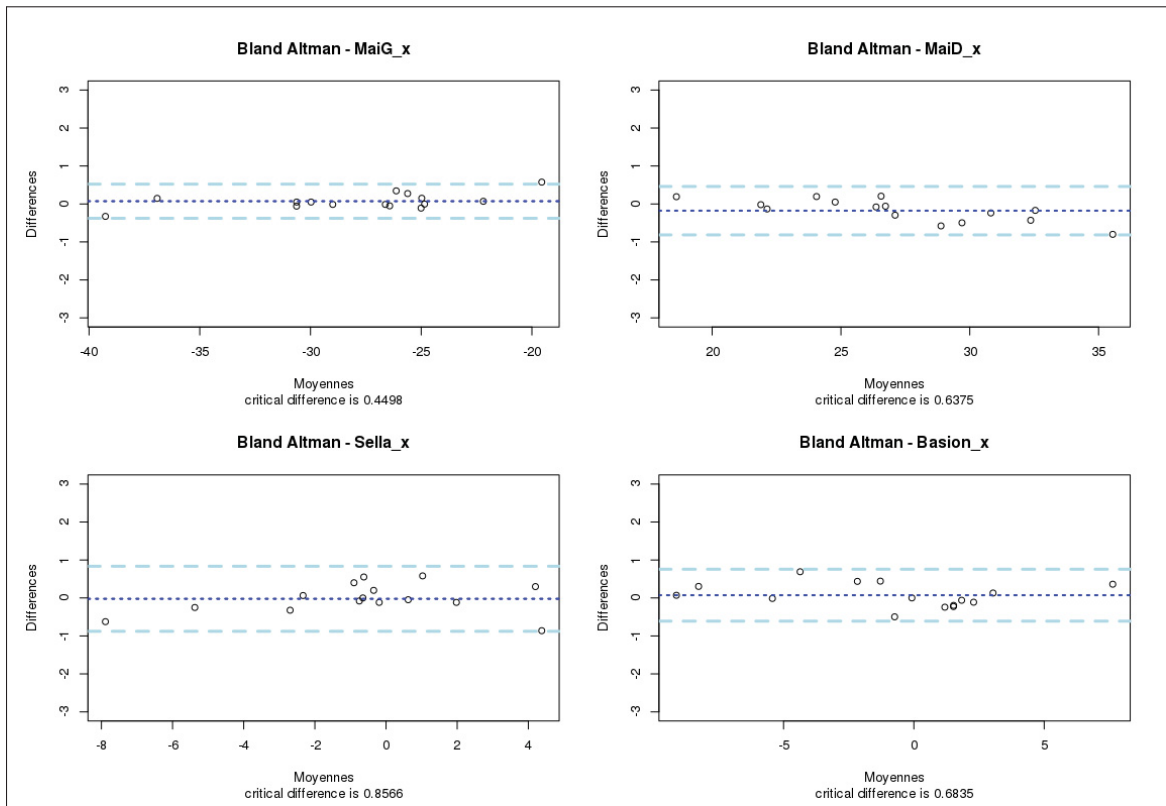


Figure 4.27 Bland-Altman pour les points utilisés dans la détermination du plan sagittal médian (mi-distance entre les méats acoustiques internes, point S et basion) selon l'axe des X

Tableau 4.7 Comparaison entre les plans des différents essais pour les trois plans anatomiques

	Plan Frkt	Plan SagM	Plan frontal
S-Mai (°)	0,17 ± 0,10	0,81 ± 0,62	0,82 ± 0,62
S-Ba (°)	0,17 ± 0,10	1,24 ± 1,03	1,26 ± 1,02

Discussion

Les résultats présentés au tableau 4.7 indiquent que la différence d'angle est la même pour les deux méthodes soit de $0,17 \pm 0,10^\circ$ pour le plan de Francfort. Cela est normal puisque le premier plan positionné est celui de Francfort. Cette différence est très faible et largement inférieure à la variabilité d'orientation angulaire chez les CSC des patients. Le résultat pour la première méthode ($0,81 \pm 0,62^\circ$) est inférieur à celui de la deuxième méthode qui est de

$1,24 \pm 1,03^\circ$. Cela concorde avec le fait que les points des méats auditifs internes (Mai) semblent avoir moins de variabilité de positionnement que le basion tel que présenté à la figure 4.27 de la section précédente. Finalement, puisque le dernier plan positionné est le plan frontal qui est perpendiculaire aux deux autres, c'est ce plan qui a le plus de variabilité face au positionnement des points. Cette variabilité pour la méthode 1 (S, point milieu Mai) est de $0,82 \pm 0,62^\circ$, ce qui est une valeur acceptable.

En conclusion, les plans obtenus à partir des points anatomiques sont valides pour permettre l'analyse de l'orientation des canaux par rapport à la base du crâne. Pour les trois plans, la différence d'angle entre les essais est inférieure à $1,5^\circ$, ce qui est inférieur à la variabilité d'angle intra-groupe.

4.3.3 Validation des métriques

Angle entre les plans

Pour valider le calcul d'angle entre deux plans, trois ensembles de points représentant les CSC ont été créés avec des points connus du cercle trigonométrique. Les résultats concordent avec les valeurs théoriques.

Périmètres mineurs et majeurs

Le modèle 3D de validation est un tore triple qui a été conçu sur *TinkerCAD*. Les dimensions du tore sont dans le même ordre de grandeur que celles d'un CSC. Ces dimensions du tore ont aussi été validées à l'aide de mesures faites sur le logiciel *MeshLab*. Le triple tore représente bien les canaux semi-circulaires, sa forme étant de genre 3. Chaque tore est identique et a des dimensions connues. Après avoir sélectionné manuellement les ensembles de points qui équivalent à chaque CSC, les périmètres/aires mineurs et majeurs sont calculés. On obtient une différence de 0,13 mm avec la valeur théorique du périmètre majeur ainsi qu'une différence de $0,20 \text{ mm}^2$ pour l'aire.

Périmètres et aires transverses

Pour cette validation, un seul tore a été nécessaire. Un test a tout d'abord été effectué sur le

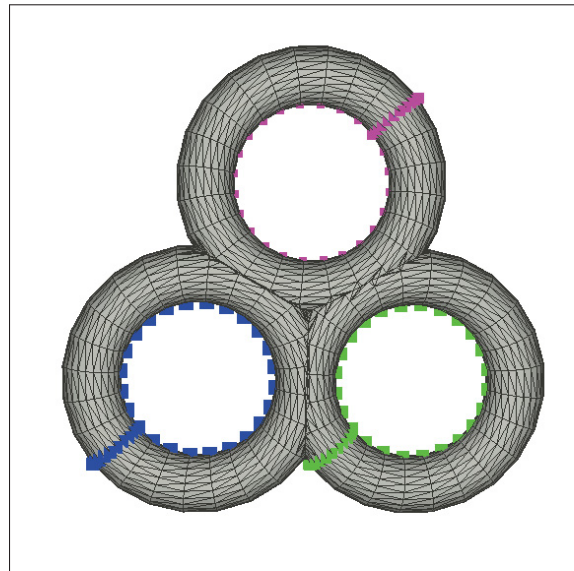


Figure 4.28 Validation des périmètres mineurs et majeurs

maillage d'origine de ce tore tel qu'illustré à la figure 4.29-A. Puisque le maillage était assez grossier, la squelettisation du maillage n'a pas bien fonctionné. Un remaillage du tore a donc été nécessaire pour augmenter le nombre de faces de ce modèle 3D (voir figure 4.29-B). Suite à ce remaillage, la ligne centrale a été trouvée (voir figure 4.29-C) permettant de comparer la moyenne des périmètres transverses avec la valeur théorique du périmètre transverse du tore. Des différences de 0,047 mm et de 0,044 mm² ont été respectivement trouvées pour le périmètre et l'aire. Cette validation permet de conclure que plus un maillage est échantillonné (plus de faces), meilleur est le squelette à l'intérieur du modèle.

Torsion des CSC

Pour valider cette métrique, un ensemble de points de forme circulaire avec certains points déviant de 0,5 mm du plan du cercle a été créé (voir figure 4.30). Les déviations calculées sont exactement celles qui étaient prédites.

Volume

Le tore initial et le tore remaillé ont été pris comme modèle de validation pour le calcul du volume d'un modèle 3D. Une différence de 0,850 mm³ entre le volume théorique et le volume

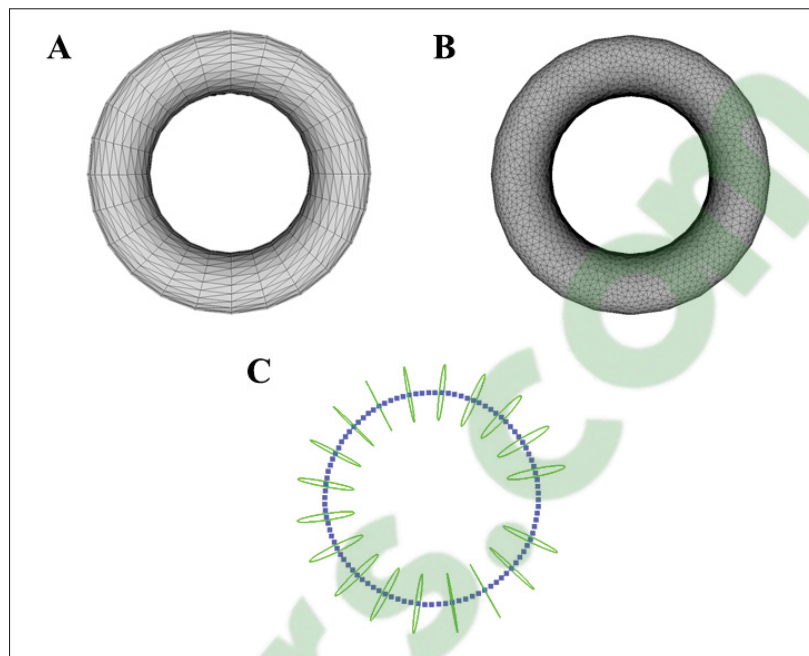


Figure 4.29 Effet du remaillage (A) Maillage initial (B) Nouveau maillage suite à une augmentation du nombre de faces (C) Ligne centrale (en violet) et périmètres transverses le long du tore (en vert)

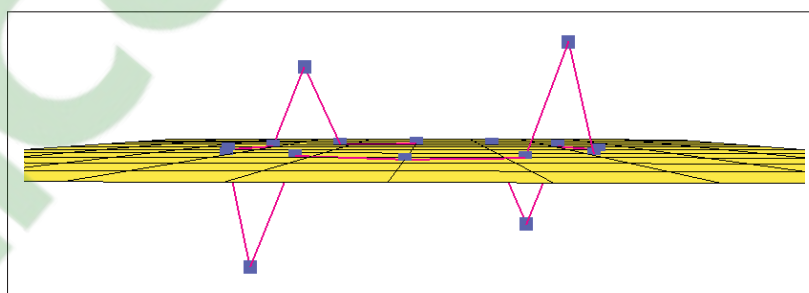


Figure 4.30 Ensemble de points utilisé pour valider la métrique de déviation

du tore initial ainsi qu'une différence de $1,09 \text{ mm}^3$ entre le volume théorique et le volume du tore remaillé ont respectivement été mises en évidence. Pour ces deux modèles 3D, le volume calculé est par ailleurs sous-estimé comparativement au volume théorique.

4.4 Comparaison des métriques entre les deux groupes

Les métriques calculées pour nos deux groupes de patients sont toutes des valeurs continues. Donc, pour comparer les moyennes des deux groupes, il suffit d'appliquer des tests statistiques classiques (paramétriques ou non paramétriques). Pour certaines métriques, on obtient des courbes telles que les périmètres transverses le long des canaux ainsi que les déviations des points de la ligne centrale des CSC. Dans ces cas-ci, d'autres tests statistiques pourront être utilisés.

4.4.1 Tests statistiques

Comparaison de deux groupes

Pour déterminer si deux groupes d'échantillon diffèrent l'un de l'autre, le test le plus utilisé est le test de Student (test-T). L'utilisation de ce test requiert trois conditions préalables : la normalité, l'égalité des variances et l'indépendance des groupes. Cette troisième condition semble vérifiée dans notre étude.

La concordance de la distribution de nos données avec celle d'une loi normale se vérifie avec le test de Shapiro-Wilk. Pour ce test, l'hypothèse nulle (H_0) est que l'échantillon suit une loi normale. Si les données ne sont pas normales, alors un test non-paramétrique de Wilcoxon (appelé aussi test U de Mann-Whitney) sera utilisé. Une fois la normalité confirmée, l'égalité des variances est vérifiée avec le test F. Si ce test est concluant, le test-T peut être appliqué. Dans le cas contraire, le test Welch t-test sera utilisé. Il est primordial d'effectuer le test d'égalité des variances dans notre cas puisqu'on compare deux groupes ayant des tailles d'échantillons inégales. Il y a ainsi plus de chance qu'une classe ait une plus grande variance que l'autre.

Finalement, un test est jugé significatif si la valeur de p (p-value) est inférieure à 0,05. Dans ces cas, l'hypothèse nulle est rejetée.

Comparaison de plusieurs groupes

Pour comparer les moyennes de plusieurs groupes, une analyse de variance (ANOVA) à un

facteur est requise. Cette méthode permet de comparer la variance inter-groupes à la variance intra-groupe (Kim, 2014). L'hypothèse nulle correspond à l'absence de différence entre les moyennes des groupes. Comme le test de Student, voici les conditions d'application de ce test :

- normalité,
- égalité des variances,
- indépendances des observations.

Une p-value inférieure à 0,05 indique une différence entre les moyennes des groupes. Le test de Tukey permettra ensuite d'isoler les différences spécifiques entre les paires de groupes.

Si la normalité des données n'est pas respectée, un test non-paramétrique comme le test Kruskal-Wallis est utilisé. Dans le cas d'une normalité des données, mais une inégalité des variances, le test ANOVA à un facteur de Welch sera employé.

Le test d'ANOVA permettra de détecter les différences entre les groupes de patients avec des scoliose progressives, non-progressive et de patients contrôles.

4.4.2 Cartographie statistique paramétrique

La méthode de cartographie statistique paramétrique, appelée *statistical parametric mapping* (SPM) en anglais, est une méthode d'analyse qui est à la base utilisée en imagerie cérébrale. En effet, la SPM développée par Karl Friston permet l'analyse statistique en continu pour des données en 3D (Flandin & Friston, 2008). Une étude de Pataky (2010) a d'ailleurs démontré qu'une analyse SPM peut être appliquée à des données 1D et 2D spécifiquement dans le domaine de la biomécanique où les données sont lisses et contenues entre des limites discrètes. Dans notre cas, l'analyse SPM consistera en l'analyse de courbes soit une analyse point par point prenant en compte le point précédent et le suivant. Après avoir choisi la statistique de test soit un t-test ou ANOVA, une courbe $SPM\{t\}$ ou $SPM\{F\}$ est construite. Lorsque cette courbe dépasse une certaine valeur de seuil, on estime qu'il y a une différence entre les courbes comparées. La définition de ce seuil dépend de deux notions : Smoothness et la *random field theory* (RFT).

Smoothness

Pour caractériser l'allure d'une courbe 1D, il est possible de la décrire avec le lissage. Ce lissage est exprimé par la largeur à mi-hauteur (FWHM : Full width at half maximum).

Random field theory

La RFT est utilisée pour résoudre des problèmes de comparaison multiple. Par exemple, il serait possible d'observer des valeurs t_k plus élevées par simple hasard si plusieurs tests statistiques sont effectués. Dans ces cas, une correction Bonferrini pour K comparaisons multiples pourrait être utilisée, mais cette correction est trop conservatrice. C'est pourquoi la RFT se base sur la hauteur et la taille des *clusters* qui continuent à suivre un seuil $SPM\{t\}$ suffisamment élevé (Pataky, 2010). Ainsi, la RFT joue le même rôle que la correction de Bonferroni pour des tests statistiques discrets.

Après avoir défini le seuil, la courbe $SPM\{t\}$ peut être tracée. La où les parties de cette courbe qui sont au-dessus du seuil sont alors appelées les supra-clusters. Un supra-cluster correspond à une différence significative entre les courbes des deux groupes.

La méthode SPM est disponible sur Python à l'adresse suivante : <http://www.spm1d.org/>.

4.5 Conclusion

Ce chapitre a présenté la méthodologie permettant l'extraction des caractéristiques morphologiques des modèles 3D de l'oreille interne. La première étape consiste en la reconstruction 3D semi-automatique de l'oreille interne en utilisant un modèle *a priori*. Ensuite, l'extraction de diverses métriques de l'oreille interne seule et de l'oreille en relation avec les plans anatomiques devient réalisable. Ces métriques ont enfin été validées à l'aide d'un modèle 3D dont les dimensions sont connues. La méthodologie décrite dans ce présent chapitre sera appliquée à une base de données de patients scoliotiques et asymptomatiques. Celle-ci sera caractérisée en détail dans le prochain chapitre.

CHAPITRE 5

CARACTÉRISATION DE LA BASE DE DONNÉES

Dans ce chapitre, nous présentons la base de données utilisée pour l'analyse de la morphologie de l'oreille interne en lien avec la scoliose.

Le recrutement de sujets asymptomatiques et scoliotiques a été effectué à la clinique d'orthopédie de Dr. Stefan Parent à l'Hôpital Sainte-Justine. La référence du protocole éthique est la suivante : 2014-537. Les recrutements suivants ont été réalisés :

- patients avec une scoliose familiale, c'est-à-dire un patient atteint de scoliose dont au moins un des parents ou un membre de la fratrie est atteint de scoliose,
- parents et fratries des patients avec une scoliose familiale,
- patients avec une scoliose non familiale (SNF), c'est-à-dire des patients atteints de scoliose dont aucun de leurs parents ou fratries ne sont atteints de scoliose,
- parents et fratries des patients avec une SNF.

Le recrutement de patients asymptomatiques a aussi été fait à la clinique de Dr. Matthieu Schmittbuhl. Pour ce volet, le protocole éthique a été approuvé par l'ETS et le CRCHUM (CE.18.134-CBCT_Scoliose).

Examens CBCT et EOS

Les patients atteints de scoliose ont effectué un examen CBCT pour évaluer leur système vestibulaire ainsi qu'un examen EOS pour apprécier le degré de scoliose vertébrale. Les images CBCT ont été acquises à l'aide d'un appareil Cone Beam CT de marque Newton 5G (Newtom, Vérone, Italie) en mode haute résolution avec un champ de vue de [15 × 5] cm. Le volume reconstruit est de 1020 x 1020 x 345 avec une résolution isotrope de 0,150 mm.

Les patients asymptomatiques ont aussi effectué un examen CBCT avec le même type d'appareil. Pour s'assurer de l'absence de scoliose, les patients ont été évalués avec un examen EOS ou encore un test «Adam's forward bend».

L'anonymisation des données d'imagerie CBCT a été faite à l'aide d'un code python développé par Dmitri Matenine (version 2019) avant leur dépôt sur le serveur du centre de recherche du CHUM. L'anonymisation des données EOS a été faite par un associé de recherche à l'Hôpital Sainte-Justine. Ces examens ont été déposés sur le serveur du CRCHUM.

Les paramètres morphologiques de l'oreille interne ont ensuite été extraits à l'aide de la méthodologie décrite à la section 4.2 pour les deux cohortes. Les paramètres de la colonne vertébrale ont été recueillis dans le dossier médical des patients scoliotiques. Ces paramètres ont été déterminés par les cliniciens chaque fois que les patients avaient des suivis à l'Hôpital Sainte-Justine.

Finalement, nous avons une base de données composée de 38 sujets et divisée en deux groupes :

- population asymptomatique n'ayant pas de scoliose,
- population symptomatique ayant une scoliose idiopathique progressive ou non-progressive et un angle de Cobb supérieur à 10°.

Le tableau 5.1 ci-dessous présente les informations de chaque groupe. L'âge est défini au moment où les patients ont effectué l'examen CBCT.

Tableau 5.1 Caractéristiques pour les deux groupes

	Patients scoliotiques	Patients contrôles
Nombre de sujets	27	11
Ratio Homme/Femme	6/21	2/9
Âge \pm É.T (ans)	15,0 \pm 3,0	35,3 \pm 17,6

Aussi, le tableau 5.2 montre la moyenne des angles de Cobb ainsi que la distribution des patients selon le type et la localisation de la scoliose et selon la progression ou non de la scoliose. Sachant que l'angle de Cobb varie tout au long du suivi médical du patient, nous avons choisi l'angle de Cobb maximal atteint lors du suivi de chaque patient. Dans le cas d'une scoliose double, l'angle maximal entre les côtés droit et gauche a été retenu. Pour une scoliose faible, l'angle de Cobb est compris entre 10 et 24° ; pour une scoliose modérée, il varie entre 25 et 44° et pour une

scoliose sévère, il est supérieur à 45°. La localisation de la scoliose est précisée avec l'examen EOS et correspond à un angle de Cobb maximal. De plus, une scoliose progressive signifie que la courbe de la scoliose a augmenté de 6 ° ou plus après le diagnostic. Dans le cas contraire, la scoliose est considérée comme non-progressive.

Deux patients présentent une scoliose idiopathique juvénile (OF79 et MJ13) et une patiente a été diagnostiquée avec une scoliose de fin de croissance (AA86).

Tableau 5.2 Caractéristiques spécifiques pour le groupe scoliotique

		Patients scoliotiques
Gravité de la scoliose	Angle de Cobb moyen \pm É.T [min-max]	34,0 \pm 16,8[10-79] 8 F , 11 M , 8 S
Localisation de la scoliose	Thoracique principale droit	4
	Thoraco-lombaire droite	2
	Thoraco-lombaire gauche	5
	Double	16
Évolution de la scoliose	Progressive ou non-progressive	11P , 16 NP

F : Faible, M : Modérée S :Sévère, P :Progressive, NP :Non-progressive

CHAPITRE 6

RÉSULTATS ET DISCUSSION

Dans ce chapitre, nous appliquerons des tests statistiques aux paramètres extraits pour analyser les différences morphologiques entre les deux groupes de patients

6.1 Analyse morphologique de l'oreille interne en lien avec la scoliose

Les statistiques descriptives de chaque groupe et les tests statistiques ont été effectués pour tous les paramètres morphologiques à l'aide du logiciel de programmation R (version 3.3.3).

6.1.1 Oreille interne seule

6.1.1.1 Comparaison des approches d'ajustement de plan sur les CSC

Comme il a été noté à la section 2.1.4, plusieurs méthodes d'ajustement de plan des CSC existent dans la littérature. Pour analyser l'effet et la sensibilité des approches d'ajustement de plan sur les angles entre les CSC, quatre méthodes ont été testées en utilisant une approche des moindres carrés (PCA) :

- **Méthode 1 (M1)** : L'ensemble des points du maillage d'un CSC, sans ampoule.
- **Méthode 2 (M2)** : La ligne centrale des CSC, sans ampoule.
- **Méthode 3 (M3)** : La ligne centrale des CSC, avec ampoule.
- **Méthode 4 (M4)** : L'ensemble des points du maillage d'un CSC, avec ampoule.

Ces méthodes permettent d'évaluer l'impact de l'inclusion de l'ampoule sur les calculs d'angles. Aussi, l'impact sur les calculs d'angles par rapport au choix de l'ensemble de points analysé, c'est-à-dire la ligne centrale d'un CSC ou l'ensemble des points du maillage d'un CSC, est évalué. Pour ce faire, ces quatre méthodes ont été appliquées sur l'oreille interne de dix patients,

soit cinq patients SIA et cinq asymptomatiques. Le tableau 6.1 fournit la différence d'angle entre les paires de méthodes d'ajustement de plan pour les trois CSC.

Tableau 6.1 Angle moyen entre les plans des CSC pour chaque paire de méthodes

	CSC-A (°)	CSC-P (°)	CSC-L (°)
M1-M2	0,71 ± 0,44	1,03 ± 0,64	1,93 ± 1,84
M1-M3	6,18 ± 1,60	6,15 ± 2,45	3,22 ± 2,69
M1-M4	9,43 ± 1,78	5,87 ± 2,53	3,24 ± 2,84
M2-M3	6,29 ± 1,61	5,25 ± 1,97	2,33 ± 1,58
M2-M4	9,54 ± 1,97	5,07 ± 2,14	2,48 ± 1,69
M3-M4	3,29 ± 0,80	1,29 ± 0,63	1,13 ± 0,57

Le canal qui présente le plus d'écart concernant l'orientation des plans est le canal antérieur ce qui corrobore avec le fait que ce canal dévie davantage de la planarité. À l'inverse, le canal qui se rapproche le plus de la planarité est le canal latéral.

Les méthodes qui sont les plus similaires, donc qui présentent peu de variation angulaires, sont M1 avec M2 et M3 avec M4. Ce résultat semble donc indiquer que la prise en compte de tous les points du CSC ou encore ceux de la ligne centrale a relativement peu d'impact. Cependant, l'inclusion ou non de l'ampoule apporte davantage de différences sur l'orientation des plans. En effet, le manque d'alignement du canal avec l'ampoule peut influencer l'orientation du plan ajusté tel que présenté à la figure 6.1. La plus grande différence angulaire a été observée pour le canal antérieur à partir de plans ajustés selon les méthodes M2-M4 ($9,54 \pm 1,97$ °).

Pour les méthodes 1 et 4, la prise en compte de l'ampoule du CSC-L semble avoir un impact sur l'ajustement des plans. Aussi, les CSC avec de grandes déviations de la planarité seraient ceux les plus susceptibles de présenter de grands écarts entre les orientations des plans selon les méthodes.

Pour conclure, une technique idéale pour l'ajustement des plans sur les CSC reste difficile à établir. Ce contexte explique pourquoi des variations importantes d'orientation des canaux sont retrouvées dans la littérature. De plus, il aurait été intéressant d'analyser l'orientation de

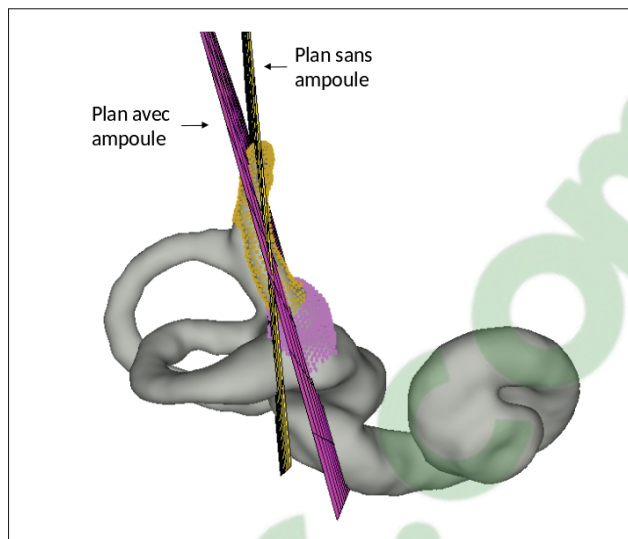


Figure 6.1 Effet de l'ajustement de plan incluant l'ampoule (en rose) et n'incluant pas l'ampoule (en orange) pour le CSC-A

l'ampoule par rapport à son CSC correspondant. Cette métrique serait similaire à celle de Spoor & Zonneveld (1998).

6.1.1.2 Angle entre les plans des CSC

Les angles entre les canaux semi-circulaires sont parmi les paramètres les plus étudiés dans la littérature. La figure 6.2 ci-dessous présente la distribution des angles formés par CSC-A et CSC-L pour chaque groupe de patients pour la combinaison du côté gauche et droit. Ces distributions permettent de mettre en évidence des valeurs aberrantes chez un patient SIA (MM13) avec notamment un angle de $113,6^\circ$. Ce cas extrême est illustré en violet à la figure 6.14-A. La distribution de cet angle était normale pour le groupe asymptotique alors qu'elle ne l'était pas pour le groupe SIA (respectivement $p=0,18$ et $p=0,004$ pour le test de Shapiro-Wilk).

Les résultats concernant les angles mesurés entre les CSC sont résumés dans la tableau 6.2 aussi bien pour le côté gauche que pour le côté droit. Le tableau 6.3 présente la combinaison des deux côtés. L'angle entre le canal antérieur et latéral est celui qui présente le plus de variabilité aussi bien pour le groupe asymptotique que le groupe SIA.

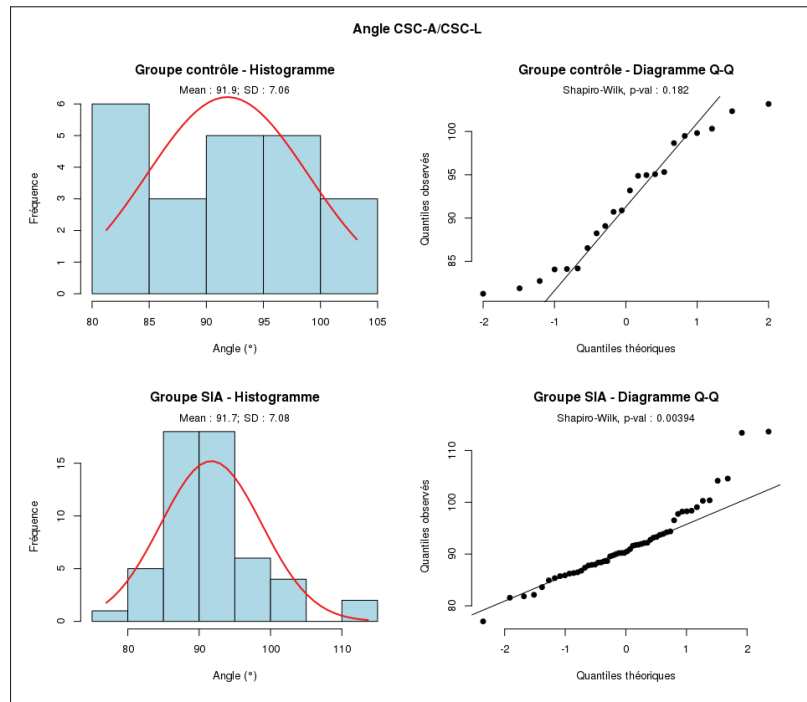


Figure 6.2 Distribution de l'angle CSC-A/CSC-L pour les deux groupes

Tableau 6.2 Angles entre les paires de canaux du côté gauche et droit : statistiques descriptives et comparaison inter-groupes (test-T)

	Système vestibulaire gauche			Système vestibulaire droit		
	SIA (°)	Contrôle (°)	p-value	SIA (°)	Contrôle (°)	p-value
CSC-A/L	91,15 ± 6,84	90,85 ± 7,02	0,9747*	92,25 ± 7,41	92,86 ± 7,29	0,8171
CSC-A/P	85,43 ± 4,34	84,89 ± 3,52	0,7187	85,7 ± 4,82	85,54 ± 4,34	0,9253
CSC-P/L	90,81 ± 5,33	89,19 ± 5,36	0,4016	91,51 ± 4,05	88,68 ± 4,72	0,0700

* signifiant que le test non-paramétrique Wilcoxon a été employé

Aussi, lorsqu'on combine le côté droit et gauche, la différence la plus marquée est observée entre les canaux CSC latéraux et postérieurs ($p=0,069$). Cependant, tel que présenté à la figure 6.3, il y a une valeur aberrante provenant du patient MM13 pour le groupe SIA. En retirant cette valeur aberrante, la comparaison inter-groupes pour l'angle CSC-P/L devient significative ($p=0,020$). Cet angle serait donc plus ouvert pour le groupe de patients SIA. Enfin, les oreilles internes ayant des valeurs extrêmes de ces angles sont illustrées à figure 6.14-A.

Tableau 6.3 Angles formés par les paires de canaux ipsilatéraux : statistiques descriptives et résultats des comparaisons inter-groupes (test-T)

	SIA (°)	Contrôle (°)	p-value
CSC-A/L	91,70 ± 7,08	91,86 ± 7,06	0,8696*
CSC-A/P	85,57 ± 4,55	85,22 ± 3,87	0,7540
CSC-L/P	91,16 ± 4,70	88,93 ± 4,94	0,0687

* signifiant que le test Wilcoxon a été employé

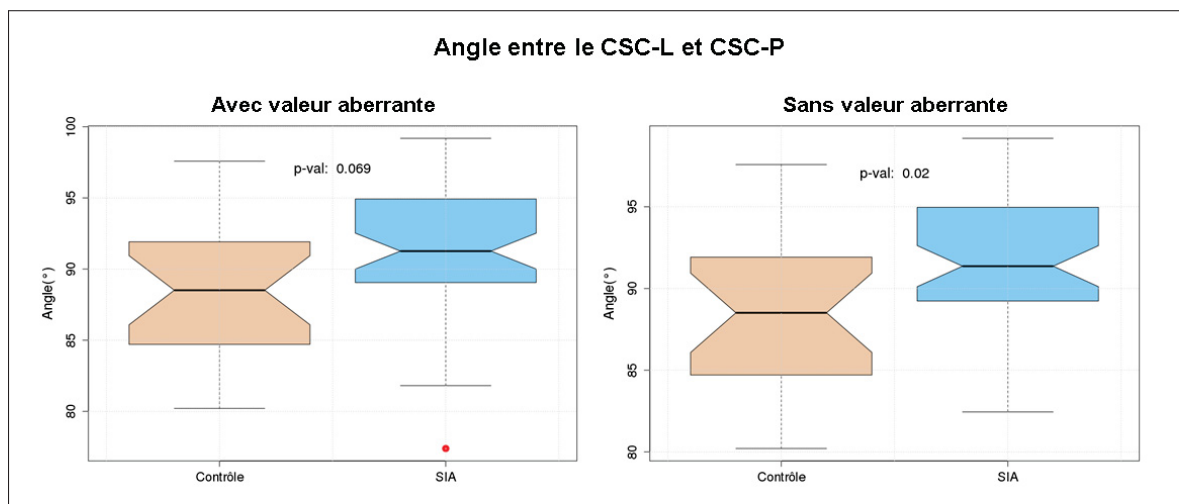


Figure 6.3 Boîtes à moustache pour l'angle CSC-L/CSC-P avec ou sans la valeur aberrante (respectivement diagramme de gauche et diagramme de droite)

Orthogonalité des canaux

La variance des angles entre les plans des CSC ipsilatéraux par rapport à l'orthogonalité est définie par l'équation 6.1 et dénommée 90_{var} (Malinzak *et al.*, 2012). La déviation moyenne entre les plans des CSC ipsilatéraux par rapport à l'orthogonalité est définie par l'équation 6.2 et dénommée 90_{dev} (Berlin *et al.*, 2013). Le tableau 6.4 présente la moyenne de ces métriques pour les côtés gauche et droit chez les deux groupes.

Une plus grande variation de la métrique 90_{var} chez les patients SIA a été observée et s'explique en partie par les valeurs de 90_{var} retrouvées pour la patiente SIA MM13 (258 et 227 respectivement pour les côtés gauche et droit). Aussi, la déviation de l'orthogonalité représentée par 90_{dev} est respectivement de 15 et 13 pour le côté gauche et droit.

$$90_{var} = \frac{(90 - \angle AP)^2 + (90 - \angle AL)^2 + (90 - \angle PL)^2}{3} \quad (6.1)$$

$$90_{dev} = \frac{\sqrt{(90 - \angle AP)^2} + \sqrt{(90 - \angle AL)^2} + \sqrt{(90 - \angle PL)^2}}{3} \quad (6.2)$$

Tableau 6.4 Orthogonalité des canaux semi-circulaires : statistiques descriptives et résultats des comparaisons inter-groupes (test de Wilcoxon)

	Système vestibulaire gauche			Système vestibulaire droit		
	SIA	Côntrole	p-value	SIA	Côntrole	p-value
90_{var}	$37,78 \pm 48,2$	$36,56 \pm 22,5$	0,5047	$38,99 \pm 48,6$	$38,5 \pm 21,8$	0,5047
90_{dev}	$4,82 \pm 2,67$	$5,12 \pm 1,88$	0,6341	$4,62 \pm 2,86$	$5,23 \pm 1,84$	0,408*

Comparaison avec la littérature

Les différents résultats de la revue de littérature pour les angles entre les canaux sont résumés au tableau 6.5. La valeur de l'angle entre le CSC-A et le CSC-L pour nos deux groupes est comparable aux autres études. Les écarts-types de notre étude sont plus élevés que ceux retrouvés dans les autres études. Une grande variabilité d'angle entre le CSC-A et le CSC-P semble observée entre les différentes études. Tel que discuté dans les précédentes sections, le choix des méthodes d'ajustement de plan sur les CSC semble avoir un impact sur les angles entre les canaux. L'angle entre le CSC-P et CSC-L est celui qui semble par ailleurs le moins varier d'une étude à une autre.

Nos résultats se rapprochent le plus de ceux de Shi *et al.* (2011). Cela concorde avec le fait que cette étude avait elle aussi défini les plans des CSC à l'aide des ensembles de points de chaque CSC.

Tableau 6.5 Comparaison avec la littérature de l'orientation des paires de canaux ipsilatéraux

Auteurs	Modalité d'imagerie	Nombre de sujets	CSC-A/ CSC-L (°)	CSC-A/ CSC-P(°)	CSC-L/ CSC-P(°)
Spoor & Zonneveld (1998)	CT-scan	53	68,0 ± 5,0	104,0 ± 5,2	68,0 ± 5,0
Hashimoto <i>et al.</i> (2005)	CT-scan	7	90,5 ± 3,0	91,7 ± 1,9	94,5 ± 3,3
Della Santina <i>et al.</i> (2005)	CT-scan	22	90,6 ± 6,2	94,0 ± 4,0	90,4 ± 4,9
Bradshaw <i>et al.</i> (2010)	CT-scan	20	85,6 ± 4,4	91,6 ± 3,4	89,6 ± 5,2
Shi <i>et al.</i> (2011)	IRM	20	89,9 ± 5,7	86,8 ± 4,4	89,4 ± 4,5
Aoki <i>et al.</i> (2012)	CT-scan	11	91,5 ± 6,7	94,9 ± 3,8	91,0 ± 4,9
Lee <i>et al.</i> (2013)	Micro CT-scan	23	84,4 ± 4,2	92,1 ± 3,5	86,2 ± 2,4
El Khoury <i>et al.</i> (2014)	CT-scan	137	74,2 ± 4,4	111,2 ± 6,4	88,2 ± 6,2
Lyu <i>et al.</i> (2016)	CT-scan	76	88,3 ± 5,1	110,3 ± 8,8	87,6 ± 4,8
Notre étude (SIA)	CBCT	27	91,7 ± 7,1	85,6 ± 4,6	91,2 ± 4,7
Notre étude (Contrôle)	CBCT	11	91,9 ± 7,1	85,2 ± 3,9	88,9 ± 4,9

6.1.1.3 Périmètres majeurs et mineurs des CSC

Tout d'abord, le périmètre et l'aire majeur et mineur de chaque canal semi-circulaire sont calculés pour les deux groupes. Les résultats des comparaisons inter-groupes pour les périmètres des CSC côtés gauche et droit confondus sont présentés au tableau 6.6. Aucune de ces mesures n'est significativement différente pour les deux groupes. Les valeurs extrêmes du périmètre majeur de notre base de données sont illustrées à la figure 6.14-B pour chaque canal. Le patient SIA, VMIR69, a d'ailleurs des valeurs supérieures pour les périmètres des trois canaux (voir figure

6.14-B en violet pour le CSC-P). Les résultats pour le système vestibulaire gauche et droit sont présentés en Annexe 3.

Tableau 6.6 Périmètres et aires des CSC pour la combinaison des systèmes vestibulaires gauche et droit : statistiques descriptives et résultats des comparaisons inter-groupes (test-T)

		SIA	Contrôle	p-value
Périmètre (mm)	Majeur CSC-A (P_a)	17,20 ± 1,13	17,49 ± 1,64	0,7702*
	Majeur CSC-P (P_p)	16,07 ± 1,64	16,16 ± 1,08	0,7784
	Majeur CSC-L (P_l)	11,52 ± 1,35	11,81 ± 0,87	0,2718
	Mineur CSC-A (p_a)	3,16 ± 0,44	3,07 ± 0,53	0,4266
	Mineur CSC-P (p_p)	3,48 ± 0,49	3,38 ± 0,44	0,3987
	Mineur CSC-L (p_l)	3,41 ± 0,49	3,30 ± 0,56	0,3774
Aire (mm ²)	Majeure CSC-A (A_a)	22,49 ± 3,10	23,37 ± 4,55	0,7966*
	Majeure CSC-P (A_p)	19,52 ± 4,07	19,60 ± 2,58	0,3872*
	Majeure CSC-L (A_l)	10,06 ± 2,45	10,44 ± 1,63	0,4317
	Mineure CSC-A (a_a)	0,79 ± 0,22	0,74 ± 0,26	0,4445
	Mineure CSC-P (a_p)	0,94 ± 0,25	0,88 ± 0,23	0,3454
	Mineure CSC-L (a_l)	0,88 ± 0,24	0,82 ± 0,29	0,1747*

* signifiant que le test Wilcoxon a été employé

Forme des CSC

Tel qu'il a été fait dans la littérature, des combinaisons des périmètres majeurs (P) et mineurs (p) ont aussi été calculées. Celles-ci sont des rapports entre les périmètres majeur et mineur pour les trois canaux, l'addition des trois périmètres majeurs, l'addition des trois périmètres mineurs ainsi que l'addition des trois périmètres mineurs et trois majeurs. Ces valeurs permettent de caractériser la forme des CSC. Ces résultats sont décrits au tableau 6.8.

Une différence significative concernant le rapport entre périmètre majeur et mineur du CSC latéral droit (P_l/p_l) avec une p-value de 0,0246 a été mise en évidence. L'analyse des différences gauche/droite ainsi que la différence absolue gauche/droite n'a pas permis de mettre en évidence des différences significatives pour ces 6 mesures (voir Annexe 3).

De plus, comme discuté à la section 2.1.5 relative à l'importance des métriques au niveau fonctionnel, la forme d'un canal semi-circulaire peut aussi être décrite à partir du ratio entre

Tableau 6.7 Analyse de la forme des CSC à partir des périmètres majeurs, mineurs et de l'aire intérieure : statistiques descriptives et comparaison inter-groupes (test-T)

	Système vestibulaire gauche			Système vestibulaire droit		
	SIA	Contrôle	p-value	SIA	Contrôle	p-value
P_a/p_a	5,73 ± 0,97	6,13 ± 1,18	0,2813	5,36 ± 0,73	5,59 ± 1,03	0,4383
P_p/p_p	4,61 ± 0,96	4,55 ± 0,62	0,8991*	4,87 ± 1,06	5,21 ± 0,93	0,3606
P_l/p_l	3,56 ± 0,91	3,61 ± 0,78	0,7035*	3,38 ± 0,64	3,78 ± 0,68	0,0246*
$P_a+P_p+P_l$ (1)	44,69 ± 3,67	45,17 ± 2,55	0,6968	44,89 ± 3,40	45,75 ± 3,06	0,4722
$p_a+p_p+p_l$ (2)	9,95 ± 1,04	9,82 ± 1,18	0,7408	10,16 ± 1,04	9,66 ± 1,30	0,1158*
1+2	54,63 ± 3,57	54,98 ± 2,57	0,7708	55,05 ± 3,41	55,42 ± 2,62	0,7508

P_a : Périmètre majeur du CSC-A , p_a : Périmètre mineur du CSC-A , P_p : Périmètre majeur du CSC-P, p_p : Périmètre mineur du CSC-P, P_l : Périmètre majeur du CSC-L , p_l : Périmètre mineur du CSC-L

Tableau 6.8 Analyse de la forme des CSC à partir des périmètres majeurs, mineurs et de l'aire intérieure : statistiques descriptives et comparaison inter-groupes (test-T)

	Système vestibulaire gauche			Système vestibulaire droit		
	SIA	Contrôle	p-value	SIA	Contrôle	p-value
P_a/p_a	5,73 ± 0,97	6,13 ± 1,18	0,281	5,36 ± 0,73	5,59 ± 1,03	0,438
P_p/p_p	4,61 ± 0,96	4,55 ± 0,62	0,899*	4,87 ± 1,06	5,21 ± 0,93	0,361
P_l/p_l	3,56 ± 0,91	3,61 ± 0,78	0,704*	3,38 ± 0,64	3,78 ± 0,68	0,025*

P_a : Périmètre majeur du CSC-A , p_a : Périmètre mineur du CSC-A , P_p : Périmètre majeur du CSC-P, p_p : Périmètre mineur du CSC-P, P_l : Périmètre majeur du CSC-L , p_l : Périmètre mineur du CSC-L

l'aire intérieure à la ligne centrale d'un CSC et le périmètre de cette ligne centrale. Dans notre cas, nous allons utiliser le ratio entre l'aire majeure et le périmètre majeur (A/P). Aussi, pour évaluer la forme de la section transverse des CSC, le ratio entre l'aire mineure et le périmètre mineur (a/p) est calculé. Ces mesures pour les oreilles gauche et droite sont résumées au tableau 6.9. Aucune différence significative entre les deux groupes n'a été retrouvée pour ces ratios.

Analyse de la forme du périmètre majeur des CSC par transformée de Fourier

La forme des contours des CSC peut être analysée par transformée de Fourier elliptique. La librairie Momocs sous R a été utilisée pour cette analyse morphométrique (Bonhomme, Picq,

Tableau 6.9 Ratio de l'aire sur le périmètre pour chaque CSC et la section transverse d'un CSC : statistiques descriptives et comparaison inter-groupes (test-T)

	Système vestibulaire gauche			Système vestibulaire droit		
	SIA (mm)	Contrôle (mm)	p-value	SIA (mm)	Contrôle (mm)	p-value
A_a/P_a	1,31 ± 0,09	1,33 ± 0,12	0,5535	1,30 ± 0,09	1,32 ± 0,14	0,5153
A_p/P_p	1,20 ± 0,13	1,19 ± 0,09	0,8335	1,21 ± 0,13	1,23 ± 0,08	0,6384
A_l/P_l	0,86 ± 0,12	0,87 ± 0,06	0,7360	0,86 ± 0,10	0,89 ± 0,09	0,4526
a_a/p_a	0,24 ± 0,03	0,23 ± 0,04	0,4273	0,25 ± 0,03	0,24 ± 0,04	0,5443
a_p/p_p	0,27 ± 0,03	0,27 ± 0,03	0,8949*	0,26 ± 0,04	0,24 ± 0,04	0,2874
a_l/p_l	0,25 ± 0,04	0,25 ± 0,04	0,8269	0,26 ± 0,03	0,24 ± 0,05	0,2003*

A_a : Aire majeure du CSC-A , a_a : Aire mineure du CSC-A , A_p : Aire majeure du CSC-P, a_p : Aire mineure du CSC-P, A_l : Aire majeure du CSC-L , a_l : Aire mineure du CSC-L

Gaucherel & Claude, 2014). Chaque forme de CSC est représentée par un ensemble de valeurs en x et en y. Le concept derrière les séries de Fourier elliptiques est d'exprimer les coordonnées cartésiennes du contours (x et y) en coordonnées paramétriques (x(t) et y(t)). La première étape avant de conduire une telle analyse est d'aligner les formes pour éliminer des différences en rotation et translation. Une approche de superposition procrustéenne a été utilisée pour cette opération d'alignement. Celle-ci permet l'alignement optimal à partir d'une normalisation de taille, d'une rotation et d'une translation. La superposition optimale a été obtenue en minimisant les distances procrustes calculées à partir des 35 points du contour échantillonnés. L'analyse de Fourier peut alors être effectuée à partir de ces contours alignés et normalisés. Celle-ci permet d'extraire deux fonctions périodiques en utilisant un nombre n d'harmoniques qui devrait être suffisamment élevé pour décrire la forme désirée. Les coefficients elliptiques de Fourier obtenus sont considérés comme des variables quantitatives (Caillon, Bonhomme, Möllmann & Frelat, 2018).

À partir de ces coefficients, nous pouvons effectuer une analyse en composantes principales (ACP) et la visualiser. Nous avons fait cette analyse pour le CSC-L, CSC-P et CSC-A ainsi que pour la combinaison des trois CSC. Les résultats de cette analyse sont présentés dans les figures 6.6 à 6.9. Le groupe SIA est illustré en bleu et le groupe contrôle en orange. Les patients présentant des morphologies de CSC les plus extrêmes de patients SIA sont indiquées sur ces

figures. La caractérisation de la courbure scoliootique de ces patients est aussi indiquée. Par exemple, «MM13_G, TL droite, 14°» signifie que non seulement ce patient présente une forme extrême du CSC gauche, mais est également affecté par une scoliose TL avec un angle de Cobb de 14°.

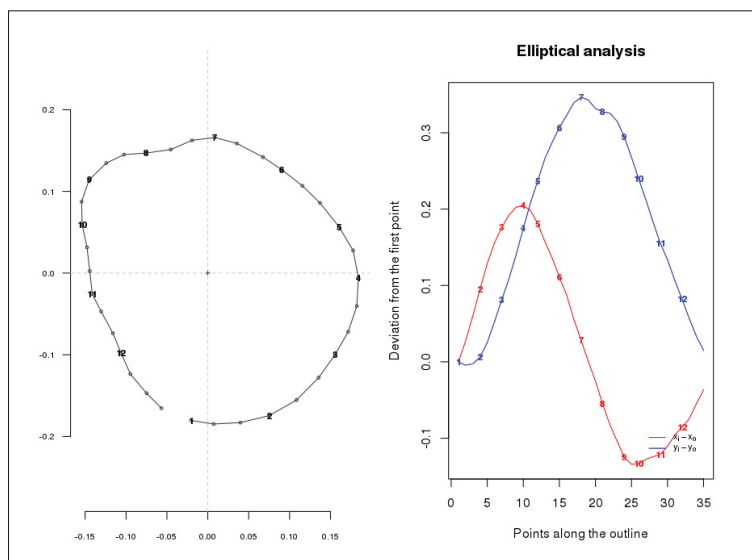


Figure 6.4 Analyse elliptique de Fourier de la forme du CSC.
Échantillonnage du contour et décomposition en série de
Fourier elliptique

La première composante principale représente entre 38 et 43% de la variance totale pour les 4 analyses. Cette variance correspond essentiellement un degré d'allongement ou encore à la triangularité de la forme des CSC (figure 6.5).

Le canal latéral des patients SIA présente plus de variabilité morphologique que ceux des patients contrôles (figure 6.6). Notamment, le patient SNF07RC a une forme du CSC-L gauche plus allongée avec un coefficient d'allongement de 0,364, tandis que la patiente MM13 a une forme de canal plus circulaire (allongement de 0,063).

La variabilité ainsi que les morphologies extrêmes du CSC-P chez les patients SIA sont également illustrées par la figure 6.7. La forme du CSC droit du patient CN66 est un peu moins convexe

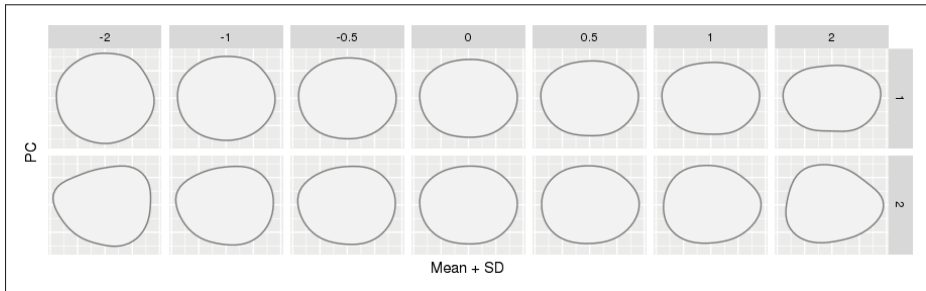


Figure 6.5 Variation de forme du CSC expliquée par les deux premières composantes principales (PC)

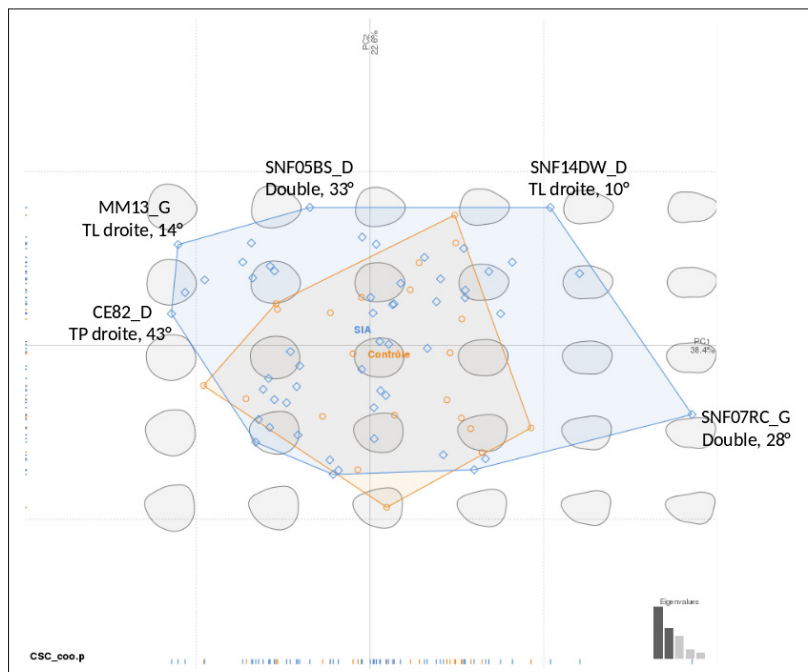


Figure 6.6 Analyse en CP de la forme du CSC-L

que les autres (coefficient de convexité de 0,943), tandis que le CSC du patient SNF13BE est plus allongé (coefficient de 0,246 et 0,285 pour les côtés gauche et droit).

Le CSC antérieur semble présenter un registre de variations relativement plus réduit que celui des autres canaux (figure 6.8). Seulement deux CSC (même patient) sont en effet caractérisés par un degré d'allongement plus important (coefficients d'allongement respectivement de 0,235 et 0,271 pour le côté gauche et droit).

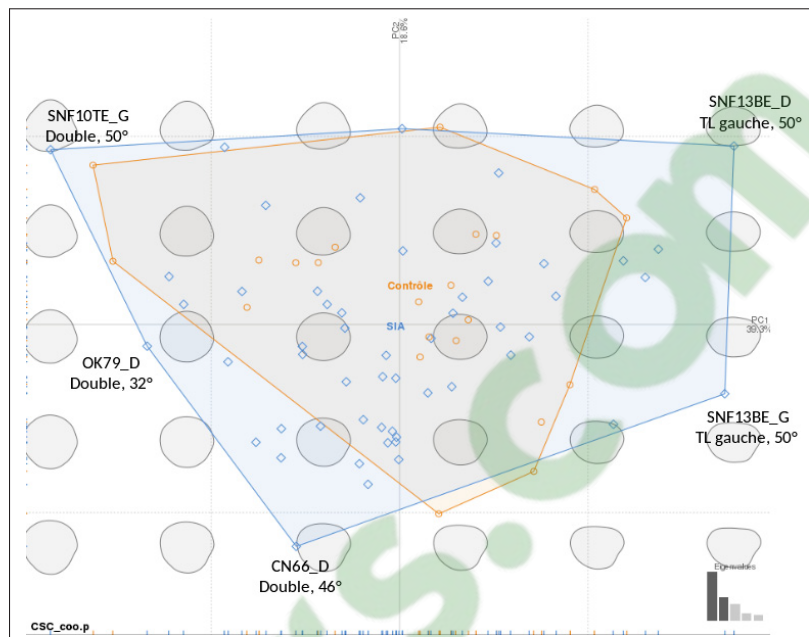


Figure 6.7 Analyse en CP de la forme du CSC-P

En analysant simultanément la forme des trois CSC, les patients SIA semblent présenter une plus grande variabilité morphologique du système canalaire. Ce polymorphisme affecte plus particulièrement le canal latéral qui prend une forme plus allongée. Toutefois, aucun rapprochement ne semble possible entre la morphologie canalaire et le degré de la scoliose ou encore sa localisation (figures 6.6 à 6.9)

6.1.1.4 Périmètres transverses le long des CSC

Comme expliqué plus haut, la méthode SPM a été appliquée pour comparer les courbes moyennes de périmètres le long des CSC au sein de chaque groupe. Pour chaque groupe, les courbes moyennes des périmètres transverses le long des 3 CSC sont représentées à la figure 6.10. Il est à noter que la position initiale (0) est située à l'opposé des ampoules pour les trois canaux.

Les comparaisons inter-groupes des périmètres transverses le long de chaque canal (courbe SPM) sont présentées à la figure 6.11. Le tracé du seuil, la valeur t^* , est illustré sur les figures. Les courbes ne dépassent pas les seuils pour les trois canaux. Aucune différence significative

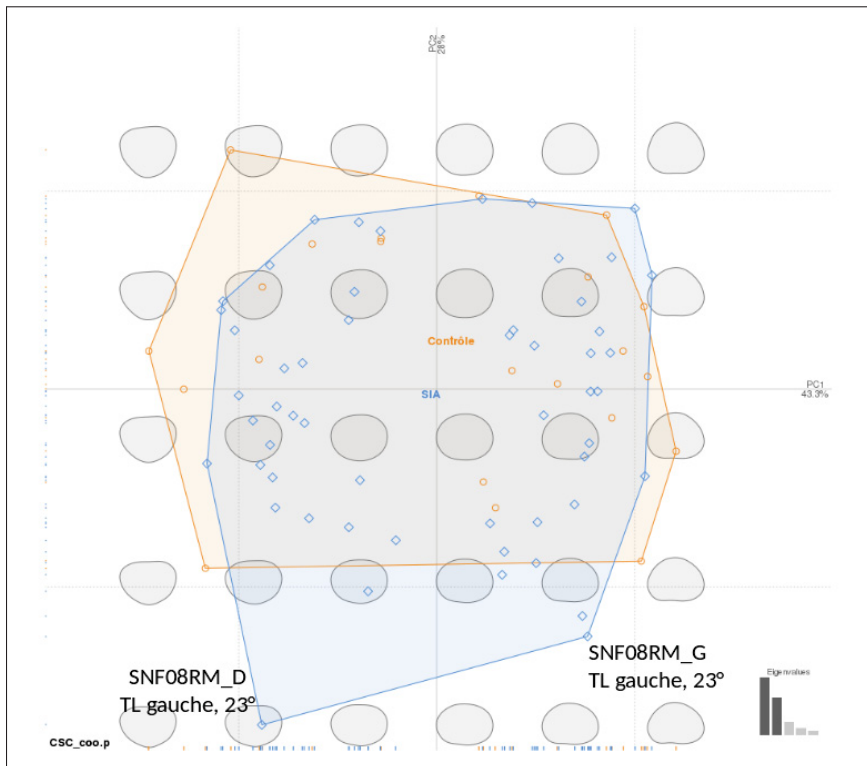


Figure 6.8 Analyse en CP de la forme du CSC-A

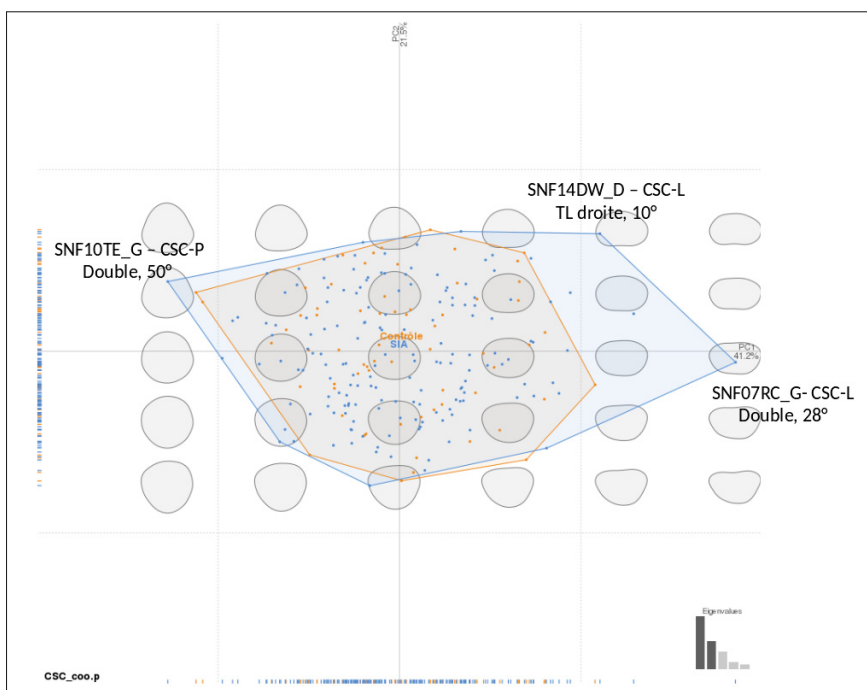


Figure 6.9 Analyse en CP de la forme des CSC

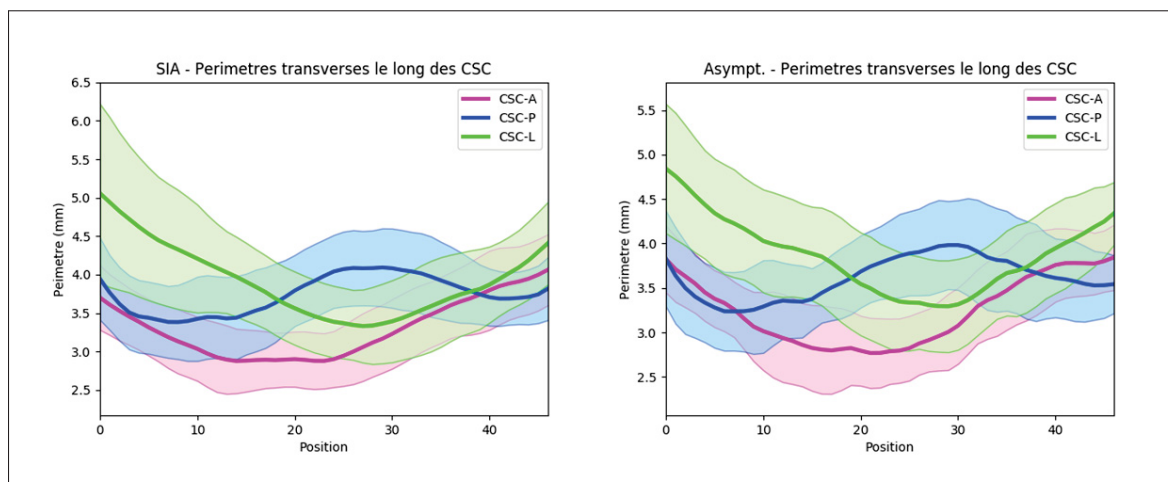


Figure 6.10 Courbes moyennes pour les périmètres transverses le long des CSC chez les patients SIA (gauche) et asymptomatiques (droite)

de périmètres transverses le long des CSC ne semble donc retrouvée. Toutefois, les périmètres transverses de la portion du canal latéral située à l'opposé de l'ampoule étaient plus importants que ceux des portions correspondantes sur les autres canaux.

6.1.1.5 Présence d'une double ampoule

D'éventuelles dilatations du canal latéral sont détectables à partir de l'analyse des périmètres transverses calculés le long des CSC. Une dilatation se définit par un périmètre supérieur à 5,65 mm sur au moins 6% de sa longueur canalaire ; une double ampoule correspond à une valeur de périmètre supérieure à 6,28 mm sur au moins 6% de la longueur canalaire (Veillon, 2013a). La détection de ces dilatations au sein de chacun des groupes de patients est résumée dans le tableau 6.10. La proportion de patients SIA présentant une dilatation de la portion médiale du CSC-L est de 16,7% (9/54) alors qu'elle est de 9,1% (2/22) pour le groupe asymptomatique. Concernant les doubles ampoules, elles ont été observées bilatéralement chez deux patients SIA de la même famille (figure 6.12).

Ces dilatations affectent en majorité le côté gauche avec une prépondérance de 81,8% (9/11).

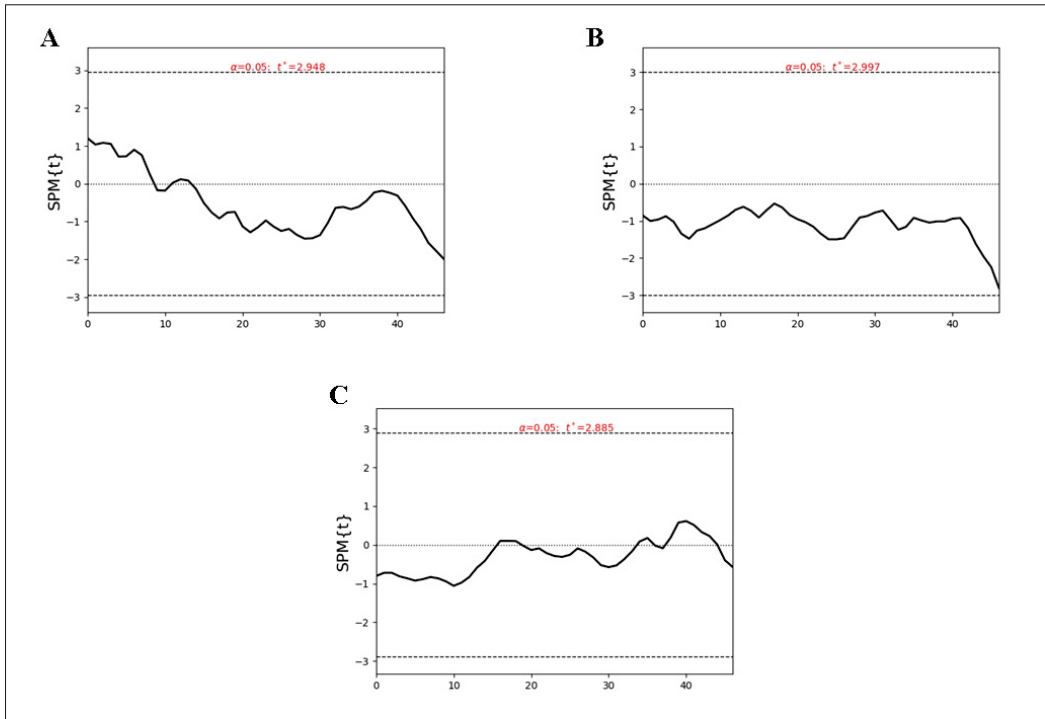


Figure 6.11 Courbe SPM{t} comparant les périmètres transverses le long des CSC entre les deux groupes (A) Canal antérieur (B) Canal postérieur (C) Canal latéral. t : seuil à $p=0,05$

Tableau 6.10 Dilatation du CSC-L chez les deux groupes de patients

SIA		Contrôle	
ID	L. dilatation*	ID	L. dilatation
MM13_D	12	AS02_G	8
MJ13_D	5	AS05_G	3
SNF10TE_G	4		
OK79_G	3		
SNF06_G	4		
MM13_G	14		
MJ13_G	6		
EW81_G	3		
AA86_G	4		

*L. dilatation : Longueur de la dilatation, exprimée en nombre de périmètre, dont le périmètre est supérieur à 5,65 mm. Les identifiants en gras correspondent aux individus qui présentent des doubles ampoules.

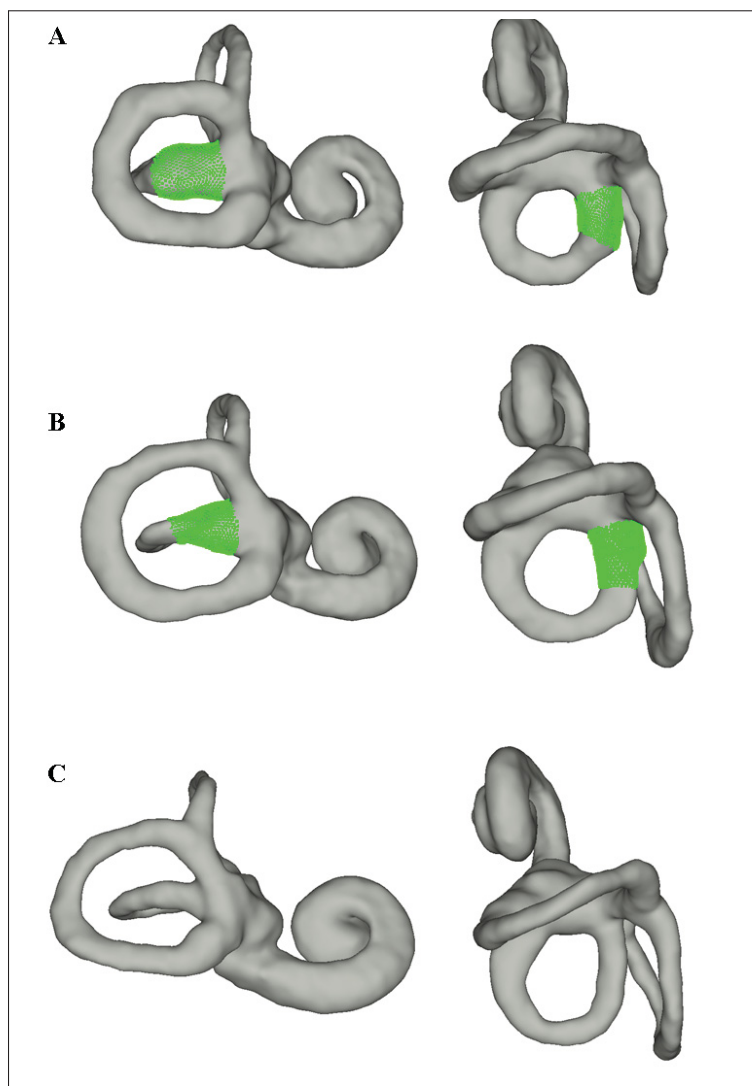


Figure 6.12 Exemples de double ampoule du CSC-L chez des patients SIA (A) Patient MM13 (B) Patient MJ13. Comparaison avec un (C) CSC-L normal (OC79)

6.1.1.6 Torsion des CSC

La torsion des CSC peut être exprimée à l'aide de la déviation de la ligne centrale d'un canal par rapport à son plan le mieux ajusté. La figure 6.13 illustre les courbes moyennes de déviation pour les trois CSC au sein des deux groupes. Le canal antérieur est celui qui présente le plus de non-planarité avec des déviations allant jusqu'à 0,4 mm quelque soit le groupe considéré. Ce résultat se rapproche des observations de Bradshaw *et al.* (2010). D'autre part, le canal

postérieur présente des déviations plus marquées à proximité de l'ampoule alors que le canal latéral est celui qui en présente le moins (distances maximales par rapport au plan d'environ 0,2 mm). Les extrêmes des déviations pour les trois canaux sont présentés à la figure 6.14-C. Une analyse SPM a permis de révéler qu'aucune différence significative n'a été trouvée entre les courbes moyennes de déviations chez les deux groupes pour tous les canaux.

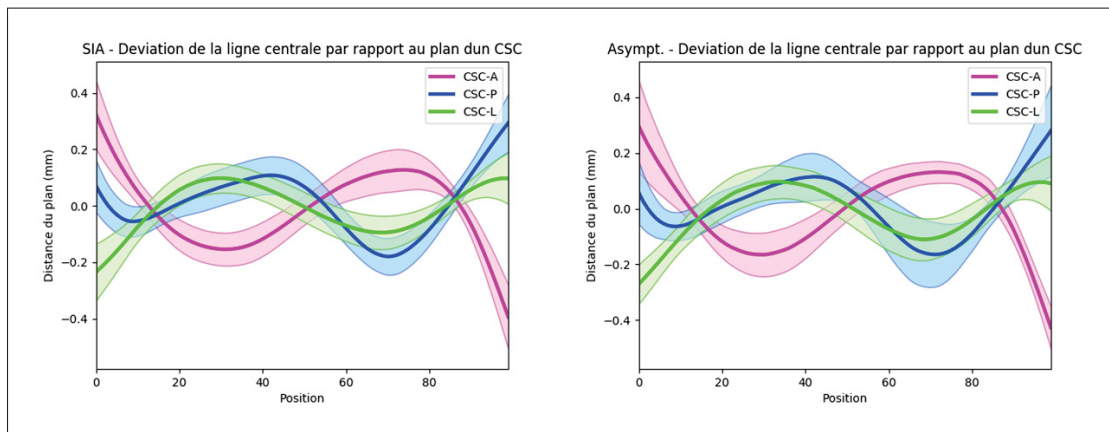


Figure 6.13 Torsion des canaux semi-circulaires chez chacun des groupes

6.1.1.7 Périmètres et longueurs du crus commun

Cinq périmètres transverses le long de la ligne centrale du crus commun ont été extraits. L'analyse SPM comparant les courbes moyennes de ces périmètres entre les groupes de patients SIA et asymptotiques n'a révélé aucune différence.

La figure 6.15 présente les boîtes à moustache représentant la longueur de la ligne centrale du crus commun pour le côté gauche et droit chez les deux groupes. Il est possible de noter que pour le côté droit la p-value est de 0,274 et pour le côté gauche de 0,450. Cette longueur a aussi été combinée pour les deux côtés et la p-value est de 0,1943 tel que présenté à la première ligne du tableau 6.11. Une absence de différence significative de longueur de la ligne centrale du crus commun semble donc avoir été retrouvée.

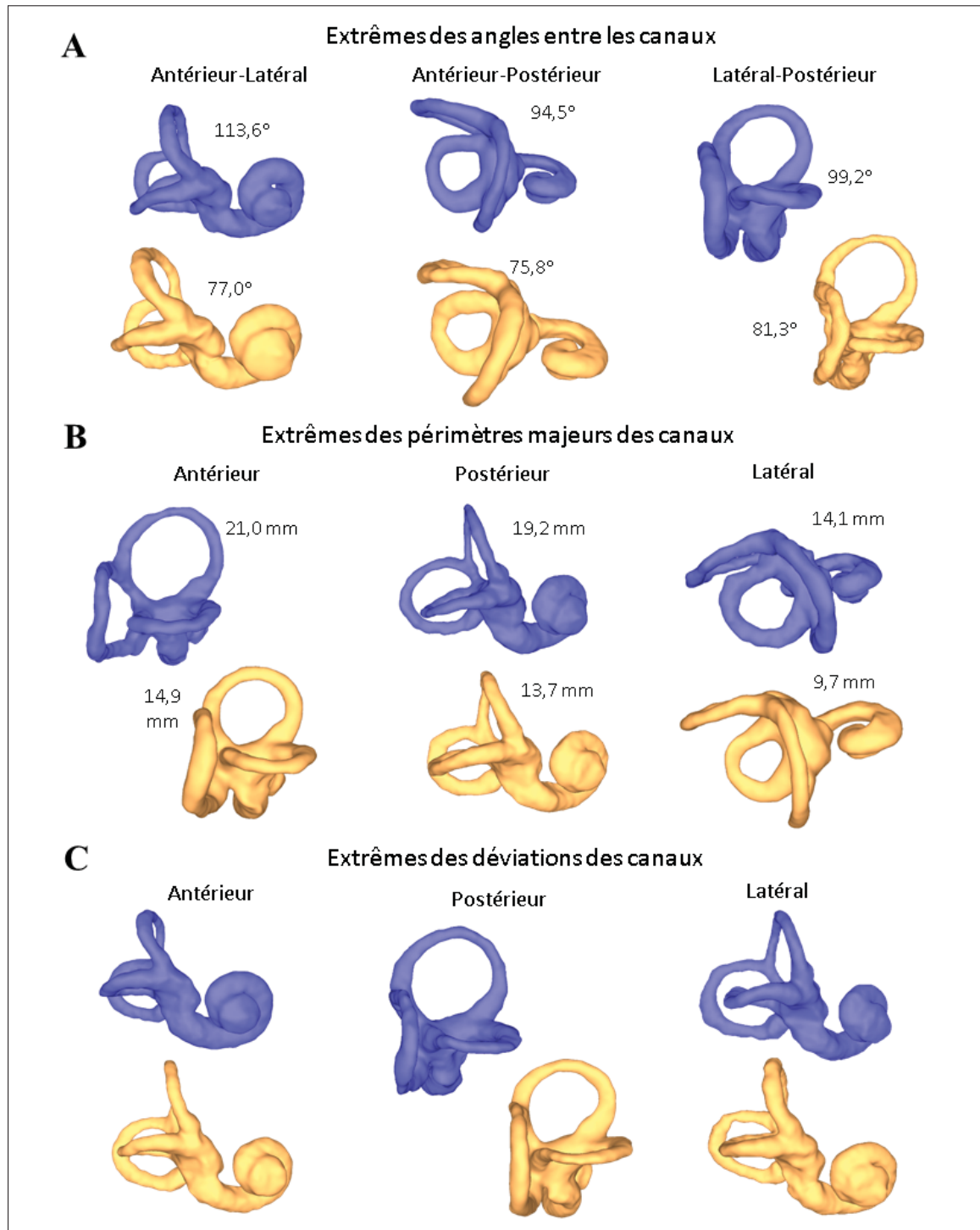


Figure 6.14 Cas extrêmes pour les oreilles internes droites
(en violet le maximum et en jaune le minimum)

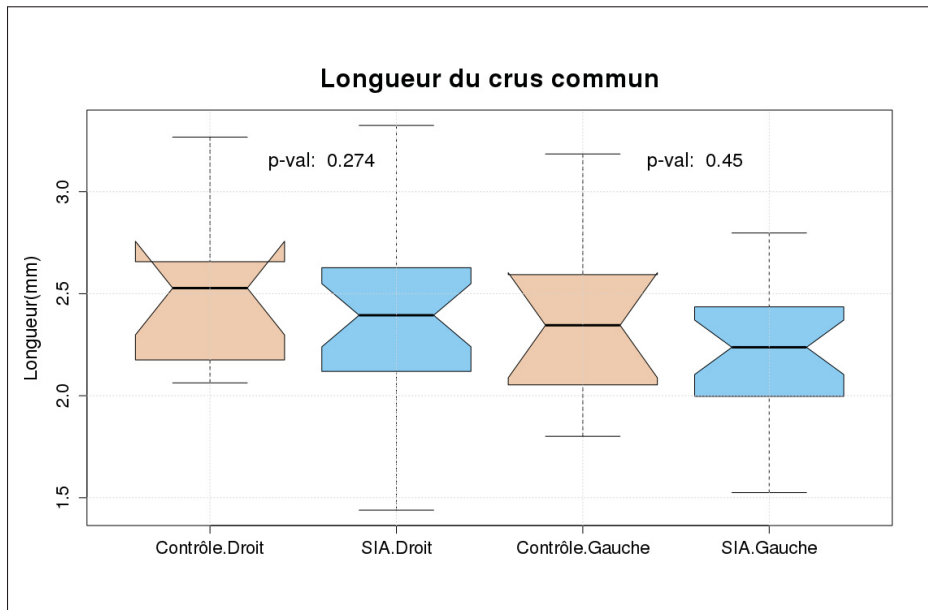


Figure 6.15 Boîtes à moustache pour la longueur du crus commun

De plus, la différence ainsi que la différence absolue entre la longueur du CC du côté droit et gauche a été calculé. Ces résultats sont montrés au tableau 6.11. Aucune différence significative n'a été trouvée pour ces métriques.

Tableau 6.11 Longueur du crus commun : statistiques descriptives et comparaison inter-groupes (test-T)

	SIA (mm)	Contrôle (mm)	p-value
$L_{gauche_{droit}}$	$2,30 \pm 0,37$	$2,43 \pm 0,40$	0,1943
$L_{gauche} - L_{droit}$	$-0,16 \pm 0,31$	$-0,12 \pm 0,22$	0,6811
$ L_{gauche} - L_{droit} $	$0,28 \pm 0,21$	$0,19 \pm 0,16$	0,2250*

* signifiant que le test Wilcoxon a été employé

6.1.1.8 Volume

Les volumes des différentes parties de l'oreille interne ont aussi été calculés. Puisque le vestibule et la cochlée présentent plus d'erreurs de segmentation, le volume de ces parties n'a pas été pris en compte dans l'analyse. Le tableau 6.12 rapporte la comparaison des volumes du côté gauche et droit pour les deux groupes. Aucune différence significative entre les deux groupes n'a été observée. L'asymétrie du volume de chaque portion du système vestibulaire entre le côté gauche et droit a aussi été évaluée en faisant la soustraction des volumes des deux côtés. Il n'y a pas de différences significatives à ce niveau (voir tableau Annexe 3).

Tableau 6.12 Volumes des portions de l'oreille interne : statistiques descriptives et comparaisons inter-groupes (test-T)

	SIA (mm ³)	Contrôle (mm ³)	p-value
CSC-A	10,22 ± 2,46	9,95 ± 1,91	0,6495
CSC-P	13,93 ± 3,22	12,67 ± 2,62	0,1747*
CSC-L	11,38 ± 3,36	10,97 ± 1,89	0,8591*
Ampoule antéro-latérale	13,41 ± 2,10	12,94 ± 2,24	0,3814
Ampoule postérieure	6,90 ± 1,37	6,41 ± 1,24	0,1544
Crus commun	6,06 ± 1,68	6,57 ± 1,60	0,2317
Tout sauf cochlée et vestibule	61,90 ± 11,63	59,5 ± 7,73	0,2992

* signifiant que le test Wilcoxon a été employé

Aucune différence significative de volume des canaux semi-circulaires n'a été constaté (figure 6.16). Cependant, il est possible de remarquer que les quatre valeurs aberrantes pour le CSC latéral proviennent des deux patientes (MM13 et MJ13) qui ont des doubles ampoules.

6.1.2 Oreille interne en lien avec l'environnement

Pour les analyses de l'orientation et de la position des CSC par rapport aux plans anatomiques, les données d'un patient contrôle (SNF14_BL) et quatre patients SIA (MM13, SNF10_TE, SNF14_DW et CF66) n'ont pu être extraites. La raison en était, pour ces patients, que les points nécessaires à la détermination des plans anatomiques ont été coupés du volume d'acquisition CBCT.

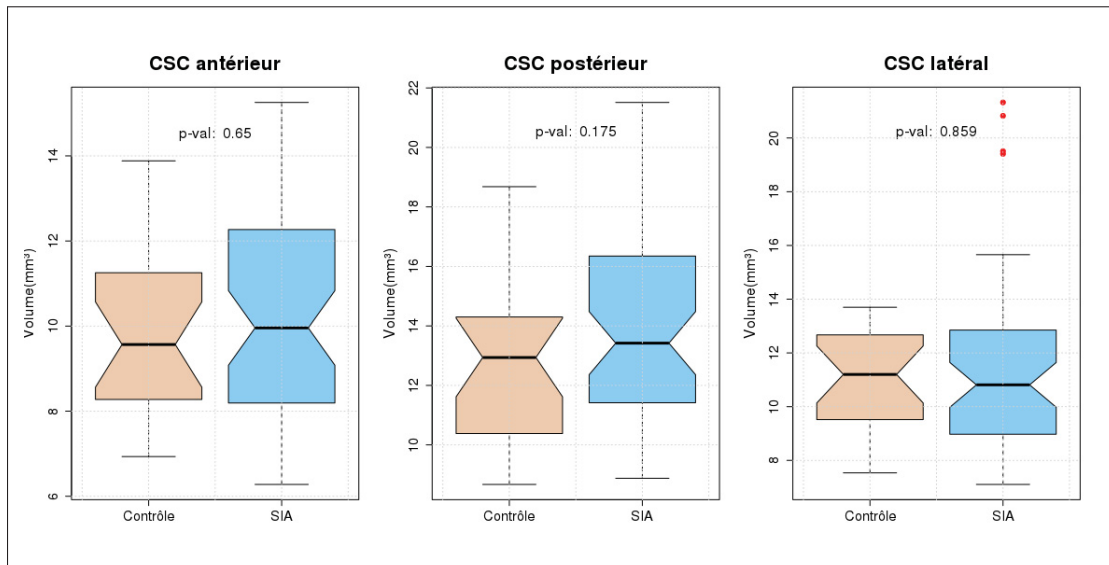


Figure 6.16 Boîtes à moustache pour le volume des CSC

6.1.2.1 Position et orientation des CSC par rapport aux plans anatomiques

Le tableau 6.13 présente les résultats concernant l'orientation et la position du système vestibulaire par rapport aux plans anatomiques pour les côtés gauche et droit combinés. Des différences inter-groupes significatives sont retrouvées pour les angles CSC-L/PlanFro ($p=0,039$) et l'angle CSC-L/PlanFrkt ($p=0,024$). La figure 6.17 suivante permet de visualiser ces données à l'aide d'un diagramme de boîte à moustache. Toutefois, beaucoup de valeurs aberrantes au sein du groupe contrôle pour \angle CSC-L/PlanFro et \angle CSC-L/PlanFrkt ont été observées. D'ailleurs, sachant que la p-value pour le test Shapiro-Wilk pour la métrique \angle CSC-L/PlanFrkt est presque inférieure à 0,05 soit 0,066, un test non paramétrique a aussi été effectué. Ce test non paramétrique donne ainsi une p-value de 0,056.

La différence absolue entre le côté droit et gauche pour ces mêmes angles est indiquée dans le tableau 6.14. Il y a peu de données qui suivent une loi normale, c'est pour cela que des tests non paramétriques ont été employés. Une différence significative entre le groupe SIA et le groupe asymptotatique a été retrouvée pour la différence absolue de l'angle CSC-L/PlanFro ($p=0,002$). Cependant, aucune différence significative pour la soustraction entre le côté gauche et droit ne

Tableau 6.13 Orientation et la position du système vestibulaire par rapport aux plans anatomiques de référence : statistiques descriptives et comparaisons inter-groupes (test-T)

	SIA	Contrôle	p-value
CSC-A/PlanFro (°)	51,48 ± 4,16	52,55 ± 3,86	0,3291
CSC-A/PlanSagM (°)	40,16 ± 4,65	39,94 ± 4,20	0,8548
CSC-A/PlanFrkt (°)	81,81 ± 5,23	79,38 ± 5,61	0,0941
CSC-P/PlanFro (°)	40,89 ± 4,79	40,94 ± 4,83	0,9691
CSC-P/PlanSagM (°)	54,54 ± 5,39	55,11 ± 4,80	0,6837
CSC-P/PlanFrkt (°)	73,18 ± 5,11	72,06 ± 5,35	0,4756*
CSC-L/PlanFro (°)	72,21 ± 5,83	67,95 ± 7,42	0,0389*
CSC-L/PlanSagM (°)	87,64 ± 6,07	88,03 ± 5,49	0,8069
CSC-L/PlanFrkt (°)	19,16 ± 5,23	22,86 ± 7,44	0,0242 (0.0564 si test W)
Distance PFro (mm)	40,00 ± 2,41	40,73 ± 2,79	0,2867
Distance PSagM (mm)	35,98 ± 2,34	37,14 ± 2,48	0,0735
Distance PFrkt (mm)	2,17 ± 1,59	1,651 ± 1,27	0,2698*

* signifiant que le test Wilcoxon a été employé

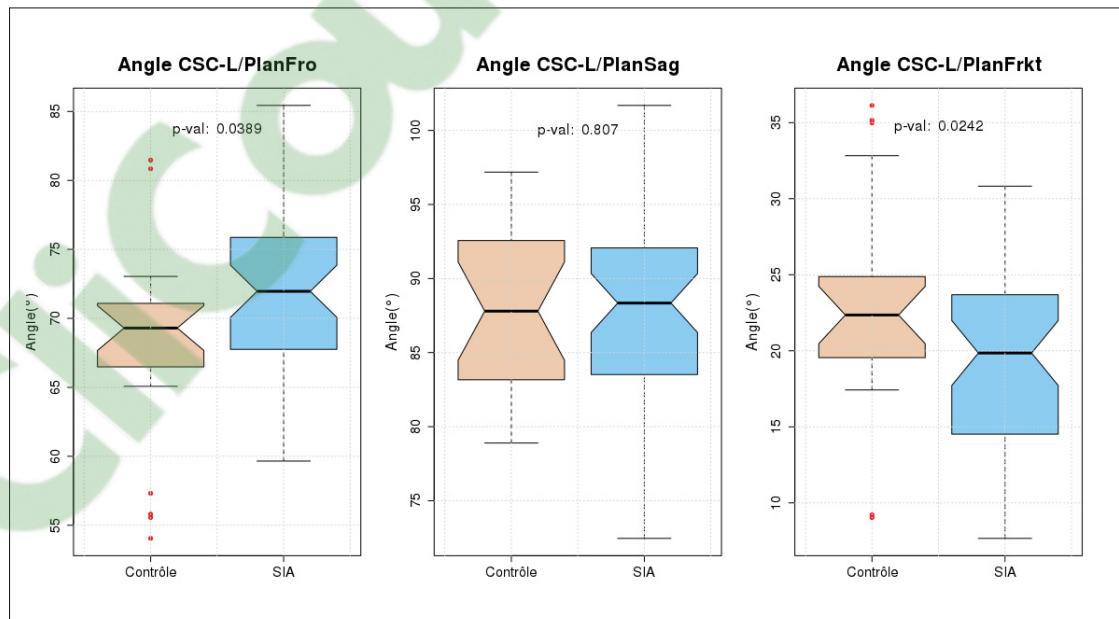


Figure 6.17 Boîtes à moustache pour l'orientation du CSC-L. Valeurs aberrantes (points rouges)

semble exister (annexe 3), ce qui mène à croire que les angles pour le côté gauche de l'oreille ne sont pas toujours significativement plus grands que le côté droit (ou vice-versa) pour le

groupe SIA. C'est plutôt un mélange des deux qui fait en sorte que la valeur absolue pour la soustraction de l'angle du côté droit au côté gauche est significativement différente. Ainsi, il y a significativement plus de variation de l'angle CSC-L/PlanFro entre le côté gauche et droit pour les patients SIA soit de $4,11 \pm 2,54^\circ$ comparativement à $1,84 \pm 1,31^\circ$ pour les patients contrôles.

Tableau 6.14 Orientation et position du système vestibulaire par rapport aux plans anatomiques de référence. Différence absolue entre les côtés gauche et droit : statistiques descriptives et comparaisons inter-groupes (test-T)

	SIA	Contrôle	p-value
DiffAbs CSC-A/PlanFro (°)	3,66 ± 2,97	3,24 ± 2,57	0,8023*
DiffAbs CSC-A/PlanSagM (°)	4,28 ± 3,22	3,69 ± 2,22	0,9846*
DiffAbs CSC-A/PlanFrkt (°)	3,18 ± 2,14	2,87 ± 2,20	0,7092
DiffAbs CSC-P/PlanFro (°)	3,99 ± 2,62	3,99 ± 3,64	0,9995
DiffAbs CSC-P/PlanSagM (°)	4,49 ± 3,19	4,50 ± 3,16	0,9846*
DiffAbs CSC-P/PlanFrkt (°)	3,43 ± 2,63	2,84 ± 2,23	0,5499*
DiffAbs CSC-L/PlanFro (°)	4,11 ± 2,54	1,84 ± 1,31	0,0020**
DiffAbs CSC-L/PlanSagM (°)	3,48 ± 2,67	1,95 ± 1,32	0,2213*
DiffAbs CSC-L/PlanFrkt (°)	3,92 ± 3,16	1,86 ± 1,42	0,0812*
DiffAbs distance PFro (mm)	2,32 ± 2,05	2,38 ± 1,98	0,9233*
DiffAbs distance PSagM (mm)	2,46 ± 2,05	1,78 ± 1,09	0,3288
DiffAbs distance PFrkt (mm)	0,90 ± 0,71	0,70 ± 0,51	0,6299*

* signifiant que le test Wilcoxon a été employé,

** signifiant que le test Welch a été employé

6.1.2.2 Angles entre les paires de canaux controlatéraux

Les résultats des comparaisons inter-groupes pour les angles formés par les paires de canaux controlatéraux sont présentés au tableau 6.15. Les distributions de chaque variable suivaient une loi normale.

Tableau 6.15 Angles formés par les paires de canaux controlatéraux : statistiques descriptives et comparaisons inter-groupes (test-T)

	SIA (°)	Contrôle (°)	p-value
CSC-L gauche/CSC-L droit	11,15 ± 6,91	9,30 ± 6,08	0,4448
CSC-A gauche/CSC-P droit	17,25 ± 8,13	16,50 ± 6,85	0,7918
CSC-P gauche/CSC-A droit	17,99 ± 8,63	16,70 ± 7,34	0,6680
CSC-A gauche/CSC-A droit	79,55 ± 8,99	80,87 ± 7,82	0,6734
CSC-P gauche/CSC-P droit	110,3 ± 9,99	109,60 ± 7,77	0,8465

Aucune différence significative pour les angles formés par les paires de canaux controlatéraux n'a été trouvée entre les deux groupes (figure 6.18). Un patient SIA (SNF10TE) avait toutefois des valeurs d'angles aberrantes pour CSC-A gauche/CSC-P droit, CSC-P gauche/CSC-A droit et CSC-A gauche/CSC-A droit.

6.1.3 ANOVA

Des tests d'ANOVA ont été faits pour certaines métriques où il y avait des différences significatives entre le groupe de patients asymptomatiques et SIA. Ce test permet de mettre l'évidence sur les différences qu'il y aurait entre les patients ayant des scolioses faible, modérée et sévère et les patients sans scoliose. Aussi, un deuxième test ANOVA est fait pour analyser la différence entre les scolioses progressive et non-progressives et les patients sans scoliose.

Angles entre les plans des CSC

Les tableaux 6.16 et 6.17 présentent les résultats de l'analyse de variance (ANOVA) des angles des CSC entre eux en fonction de la sévérité et de la progression de la scoliose.

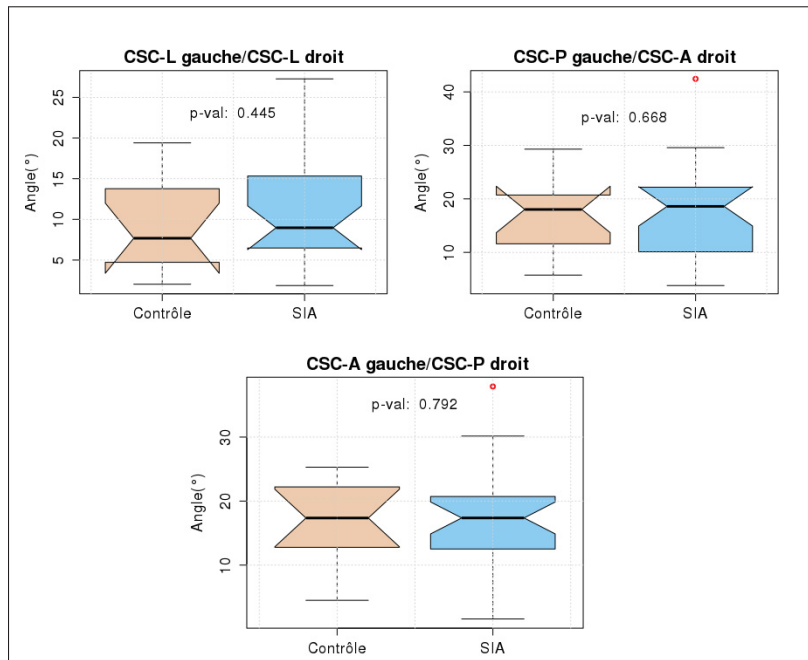


Figure 6.18 Boîtes à moustache pour les angles entre les canaux synergiques controlatéraux. Valeurs aberrantes (points rouges)

Une différence significative de l'angle formé par les CSC-L et CSC-P selon le degré de sévérité de la scoliose a été mise en évidence. Après un test post-hoc (test Wilcoxon par paire avec une correction BH (Benjamini & Hochberg, 1995)), les différences inter-groupes sont les suivantes : Contrôle-M , Contrôle-S, F-M et F-S (tableau 6.18). La figure 6.19 présente bien ce constat.

L'angle entre le CSC-L et le CSC-P varie également significativement en fonction de la progression de la scoliose (tableau 6.17). Suite au test des étendues de Tukey, la différence significative se trouve entre le groupe de patients avec une scoliose progressive et le groupe asymptomatique ($p=0,0170$).

Angles entre les plans des CSC et les plans anatomiques

L'analyse de la variance (ANOVA) des angles formés par les CSC et les plans anatomiques de référence en fonction du degré de sévérité de scoliose a permis de mettre en évidence des différences significatives ($p<0,05$) pour : \angle CSC-A/PFrkt, \angle CSC-P/PFro, \angle CSC-L/PFro (figure

Tableau 6.16 Angles formés par les CSC en fonction de la sévérité de la scoliose : statistiques descriptives et ANOVA

	F (°)	M (°)	S (°)	Contrôle (°)	p-value	Test
CSC-A/L	94,18 ± 9,22	90,07± 6,67	91,46 ± 4,4	91,86± 7,06	0,6126	KW
CSC-A/P	85,61 ± 4,92	85,69 ± 5,02	85,35 ± 3,69	85,22 ± 3,87	0,985	ANOVA
CSC-L/P	87,55 ± 5,04	92,62 ± 3,2	92,76 ± 4,30	88,93 ± 4,94	0,022	KW

KW : Kruskal-Wallis, F : faible, M : modérée, S : sévère

Tableau 6.17 Angles formés par les CSC en fonction de la progression de la scoliose : statistiques descriptives et ANOVA

	P (°)	NP (°)	Contrôle(°)	p-value	Test
CSC-A/L	92.22 ± 4.57	91.34 ± 8.44	91,86± 7,06	0,5508	KW
CSC-A/P	84.17 ± 3.99	86.52 ± 4.72	85,22 ± 3,87	0,6804	ANOVA
CSC-L/P	92.88± 4.10	89.98 ± 4.78	88,93 ± 4,94	0,0167	ANOVA

P : Progressive, NP : Non-progressive

6.21). Concernant l'angle CSC-A/PFrkt, le groupe des patients affecté par un faible degré de scoliose présentait une valeur significativement supérieure à celle des trois autres groupes. Les valeurs de p pour les comparaisons des groupes Contrôle-Faible, Modéré-Faible, et Sévère-Faible sont respectivement de 0,0018, 0,0124 et 0,0088.

Pour \angle CSC-P/PFro, une différence significative a été trouvée entre le groupe de patients affectés par un faible degré de scoliose et celui affecté par une scoliose sévère (p=0,0219). Finalement, il y a une différence significative pour \angle CSC-L/PFro entre le groupe de scoliose modérée et le groupe contrôle 0,0436.

Tableau 6.18 Analyse post-hoc du lien entre l'angle formé par les CSC et la sévérité de la SIA

	p-value
Contrôle-M	0,017
Contrôle-S	0,028
F-M	0,012
F-S	0,017

F : faible, M : modérée,
S : sévère

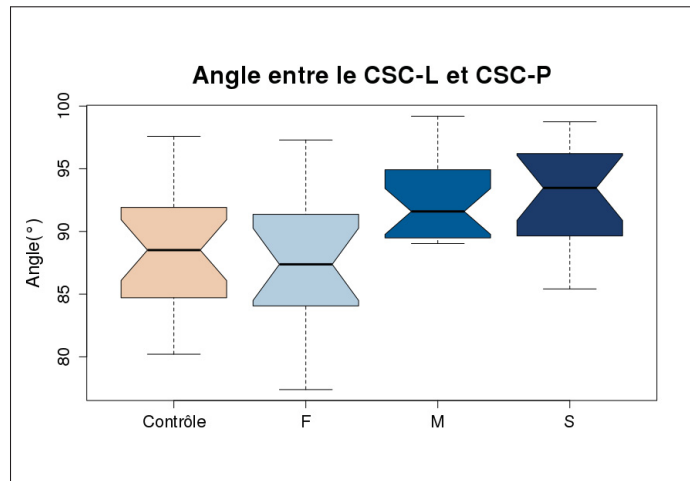


Figure 6.19 Boîtes à moustache des angles entre le CSC-L et CSC-P selon la sévérité de la scoliose. F : faible, M : modérée, S : sévère

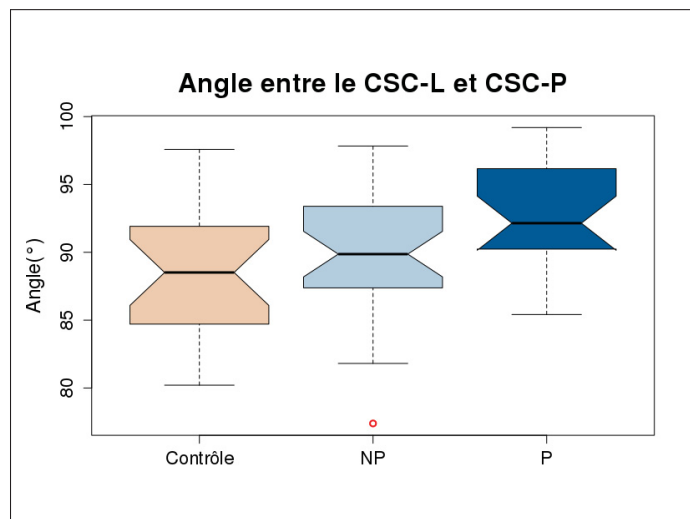


Figure 6.20 Boîtes à moustache des angles entre le CSC-L et CSC-P selon la progression de la scoliose. NP : non-progressive, P : progressive

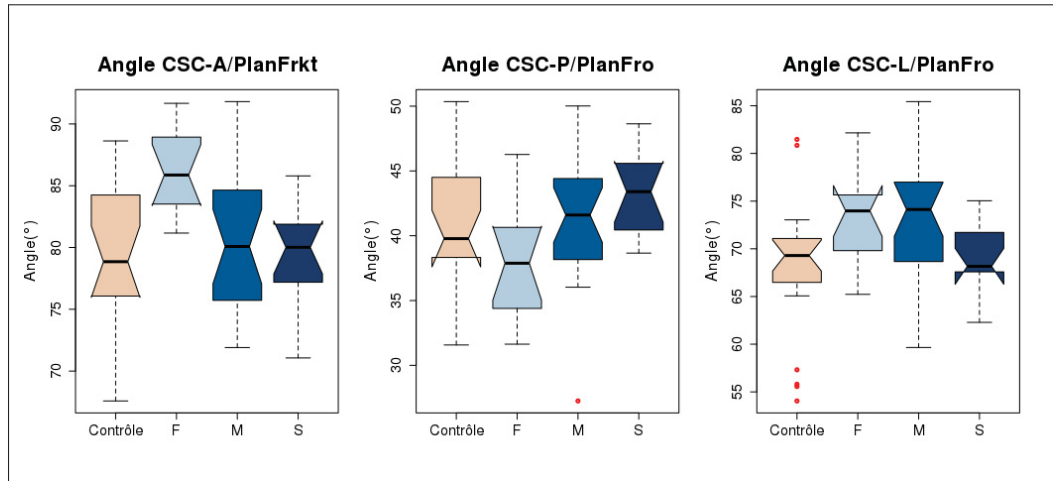


Figure 6.21 Boîtes à moustache des angles entre les CSC et les plans anatomiques selon la sévérité de la scoliose. F : faible, M : modérée, S : sévère. Valeurs aberrantes : points rouges

6.1.4 Résumé des tests significatifs

Le tableau 6.19 et la figure 6.22 résument les paramètres morphologiques présentant une différence significative entre les groupes asymptomatiques et SIA. Les tests statistiques employés sont aussi présentés au tableau 6.19.

Tableau 6.19 Récapitulatif des différences inter-groupes significatives

	SIA	Contrôle	Test	p-value
Angle CSC-L/CSC-P	$91,60 \pm 4,16^\circ$	$88,93 \pm 4,94^\circ$	Test-T	0,0196
P_l/p_l droit	$3,38 \pm 0,60$	$3,78 \pm 0,68$	Wilcoxon	0,0246
CSC-L/PlanFro	$72,21 \pm 5,83^\circ$	$67,95 \pm 7,42^\circ$	Wilcoxon	0,0389
CSC-L/PlanFrkt	$19,16 \pm 5,23^\circ$	$22,86 \pm 7,44^\circ$	Test-T	0,0242
AbsDiff CSC-L/PlanFro	$4,11 \pm 2,54^\circ$	$1,84 \pm 1,31^\circ$	Welch	0,0020

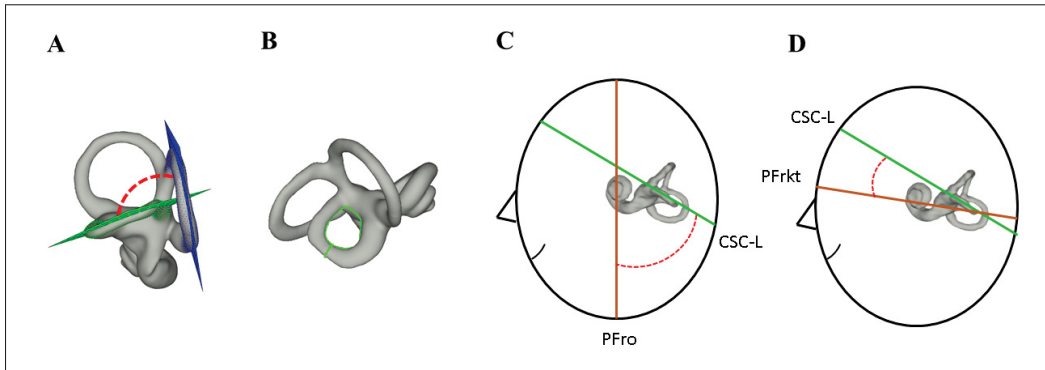


Figure 6.22 Illustration des différences significatives entre les groupes asymptomatique et SIA (A) \angle CSC-L/CSC-P (B) P_1/p_1 (C) \angle CSC-L/PlanFro (D) \angle CSC-L/PlanFrkt

6.2 Discussion

Orientation de l'oreille interne

Cette étude montre que l'orientation du canal semi-circulaire latéral chez les patients SIA est plus proche de celle du plan de Francfort (angle CSC-L/PFrkt). Cette différence d'orientation du canal semi-circulaire latéral intéresse plus particulièrement les patients affectés d'une scoliose modérée (ANOVA).

Ce résultat est corroboré par l'orientation du CSC-L par rapport au plan frontal chez les patients SIA (tableau 6.19). Toutefois, une grande variabilité de cet angle semble exister au sein du groupe contrôle soit d'un peu plus de 7° . Aussi, les erreurs de détermination du plan frontal sont également les plus importantes, ce qui pourrait contribuer à influencer le précédent résultat. Cependant, tel que présenté au tableau 4.7, cette erreur est de $0,82 \pm 0,62^\circ$, ce qui est inférieur à la variation d'angle entre les patients.

L'angle entre le CSC-L et CSC-P est plus ouvert chez les patients SIA que chez les patients contrôles après avoir retiré de l'analyse les données aberrantes d'un patient. Plus spécifiquement, cet angle était relativement plus important chez les patients atteints de scoliose modérée et sévère. Ce résultat nécessite toutefois d'être interprété avec prudence en raison de la petite taille

des échantillons de notre étude. Par ailleurs, cet angle est également plus ouvert dans un contexte de scoliose progressive comparativement au groupe contrôle.

La métrique 90_{dev} permettant d'analyser la déviation à l'orthogonalité souligne sur le fait que les canaux semi-circulaires des deux groupes ne sont pas tout à fait orthogonaux entre eux. En effet, des déviations d'environ 5° par rapport à l'orthogonalité sont retrouvées chez les patients. Ce résultat est en accord avec plusieurs études qui confirment que les canaux ne sont pas tout à fait orthogonaux entre eux (Della Santina *et al.*, 2005 ; Ifediba *et al.*, 2007).

Asymétrie

La seule asymétrie entre le côté droit et gauche qui a été trouvée concerne l'angle entre CSC-L et le plan frontal. La différence en valeur absolue entre la valeur de cet angle pour le côté gauche et celui du côté droit est significativement supérieure pour les patients SIA.

Périmètre mineur et majeur des CSC

Aucune différence significative de périmètre mineur et majeur des CSC n'a été trouvée entre les deux groupes. Seule une différence de rapport entre le périmètre majeur et mineur du CSC-L droit a été mise en évidence (P_l/p_l). Ce rapport est inférieur pour les patients SIA comparativement aux patients contrôles, suggérant que les patients scoliotiques ont tendance à avoir un canal latéral plus court (P plus petit) et un canal latéral plus large (p plus grand). Xin *et al.* (2011) et Zeng *et al.* (2010) ont également trouvé une différence significative entre les deux groupes de ce rapport en combinant les côtés droit et gauche. Cependant, cette métrique était significativement plus grande chez les patients SIA.

La caractérisation de la forme des canaux semi-circulaires par transformée de Fourier elliptique a permis de mettre en évidence une plus grande variabilité du CSC-L chez les patients SIA. Certains de ces patients ont un canal qui est plus allongé alors que d'autres présentent un canal plus circulaire. Ces différences de forme pourraient avoir un impact sur la circulation de l'endolymphe sachant que le CSC osseux est une bonne approximation du CSC membraneux. Le canal antérieur quant à lui présente peu de variations de forme entre les deux groupes. Enfin,

aucune relation ne semble exister entre ce polymorphisme canalaire, le type de scoliose et sa sévérité.

Torsion des CSC et périmètres transverses

Aucune différence significative n'a été trouvée concernant la déviation de la ligne centrale des CSC par rapport à leur plan d'ajustement. Aussi, les périmètres transverses des CSC le long de cette ligne centrale sont considérés égaux pour les deux groupes. Wen *et al.* (2015) avait cependant trouvé une différence significative au niveau des périmètres du CSC-P le long de la ligne centrale.

Il est aussi possible de remarquer que les résultats présentés au tableau 6.19 ont tous un lien avec le canal latéral. Cette observation non seulement concorde avec d'autres travaux (Hitier *et al.*, 2015 ; Shi *et al.*, 2011 ; Xin *et al.*, 2011 ; Zeng *et al.*, 2010) mais souligne également le fait que le canal latéral est le dernier à être ossifié et donc est celui qui présente le plus de risques de malformations (Veillon, 2013a).

Comparativement aux travaux de Shi *et al.* (2011), Hitier *et al.* (2015) et Wen *et al.* (2015), notre étude mis en évidence des anomalies le plus souvent du côté droit. Cette différence pourrait être due au fait que les cohortes de patients SIA rapportés dans les travaux de Shi *et al.* (2011) et Wen *et al.* (2015) présentaient une scoliose thoracique droite. Cependant, Hitier *et al.* (2015) ayant étudié des scoliose gauche, droite et double ont souligné l'absence d'association entre le côté de la scoliose et le côté de l'anomalie affectant le canal latéral.

Notre étude est la première à explorer les dilatations du canal latéral au niveau de sa partie médiale dans un contexte de scoliose. Aucune différence significative pour d'occurrence d'une telle dilatation ne semble avoir été trouvée entre les deux groupes de patients. Un constat équivalent peut être fait concernant le volume du CSC-L. Toutefois, deux patients SIA présentaient une double ampoule au niveau des CSC-L droit et gauche. Sachant que ces deux patients étaient de la même fratrie, une disposition génétique familiale pourrait être à l'origine de cette double ampoule. Aussi, la plupart des dilations pour les deux groupes de patients se trouvent du côté gauche.

À la lumière de tous ces résultats et des données de la littérature, les CSC ne sont pas planaires comme l'a démontré la métrique de déviation de la ligne centrale par rapport à son plan d'ajustement. Puisque plusieurs métriques utilisent des plans pour décrire l'orientation des CSC, on peut se demander s'il n'y aurait pas une meilleure méthode pour ajuster un plan. Par exemple, l'ajustement d'une surface courbe sur chaque CSC pourrait constituer une solution intéressante. De plus, comme présenté à la section 2.1.4, aucun consensus dans la littérature ne semble exister quant à la définition d'un plan pour les CSC. Puisque la différence d'angulation entre les plans calculés selon une méthode incluant ou n'incluant pas l'ampoule peut s'élever jusqu'à 10° (voir section 6.1.1.1), cela pourrait modifier les conclusions actuelles puisque cette variation est supérieure à la variation d'angle de chaque groupe. Par ailleurs, les patients présentant plus de torsion des CSC obtiennent plus de variabilité lors des tests comparant les différentes méthodes d'ajustement de plan.

Enfin, cette étude a permis l'analyse de l'oreille interne de 11 patients asymptomatiques et 27 patients SIA. À notre connaissance, notre cohorte de patients SIA est certainement la plus importante comparativement à celles retrouvées dans la littérature.

6.3 Conclusion

Ce chapitre a permis de présenter les résultats de la comparaison morphologique de l'oreille interne entre les groupes de patients SIA et asymptomatiques. Certaines métriques comme l'angle entre le CSC-L et CSC-P, l'angle entre le PFrkt et le CSC-L, l'angle entre le PFro et le CSC-L ainsi que le ratio du périmètre majeur sur le périmètre mineur du CSC-L droit présentent des différences inter-groupes significatives.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

7.1 Conclusions et contributions

Le premier objectif de ce projet a été de créer une base de données d'exams CBCT de l'oreille interne pour des patients scoliotiques et asymptomatiques. L'organe vestibulaire de 27 patients SIA et de 11 patients asymptomatiques a été exploré par imagerie CBCT. À la suite d'une revue de littérature, les caractéristiques géométriques utiles à l'analyse du système vestibulaire des patients ont été choisies. Une méthode semi-automatique a permis la reconstruction 3D de l'oreille interne de chaque patient. Les caractéristiques géométriques ont ensuite été extraites. Le dernier objectif a été de déterminer si, à partir d'une analyse statistique, les patients atteints de scoliose présentaient une différence de morphologie de l'oreille interne par rapport aux patients contrôles.

Les résultats ont montré que l'angle formé par les CSC postérieurs et latéraux était significativement plus ouvert chez les patients SIA ($91,60 \pm 4,16^\circ$) comparativement aux patients asymptomatiques ($88,93 \pm 4,94^\circ$). Des différences d'orientation du CSC-L par rapport au plan frontal et au plan de Francfort ont également été mises en évidence. Le CSC-L des patients SIA était notamment plus aligné avec le plan de Francfort que les patients contrôles. Par ailleurs, des différences de forme des CSC ont été observées. Comme le suggère le ratio du périmètre majeur sur le périmètre mineur, les CSC droits étaient globalement plus courts chez les patients SIA ($P_l/p_l = 3,38 \pm 0,64$) comparativement aux patients asymptomatiques ($P_l/p_l = 3,78 \pm 0,68$).

De plus, une dilatation de la portion médiale du CSC-L, voire même une double ampoule, a été trouvée plus fréquemment au sein du groupe SIA comme l'a montré l'analyse des périmètres transverses. Plus généralement, l'ensemble des résultats de ce travail de recherche semble indiquer que les différences entre nos deux groupes de patients concernent davantage le CSC-L.

De plus, nos résultats montrent que les mesures obtenues grâce à notre approche étaient cohérentes pour évaluer la morphologie de l'oreille interne. Les images CBCT offrent une excellente résolution spatiale faisant de cette modalité d'imagerie un outil précieux non seulement pour la modélisation 3D de l'oreille interne, mais également pour l'analyse de ses déformations dans le contexte de la scoliose. Cette méthode robuste peut donc être appliquée rapidement à une plus large cohorte de sujets.

Actuellement, aucune étude n'a permis de confirmer ou d'infirmier l'hypothèse selon laquelle des anomalies de l'oreille interne pourraient être impliquées dans la scoliose idiopathique. Cette étude préliminaire amène de nouvelles hypothèses dans la détermination de la possible étiologie. Les implications fonctionnelles des anomalies morphologiques du système vestibulaire mises en évidence dans cette étude restent cependant à déterminer. Même après l'analyse des fonctions vestibulaires chez les patients scoliotiques, une question demeure encore sans réponse : étudions-nous les «vestiges» d'une anomalie vestibulaire prénatale qui a ensuite été compensée par les systèmes proprioceptif et visuel ? La question de savoir si ces anomalies sont à l'origine de la scoliose ou si elles résultent d'une adaptation à la déformation de la colonne vertébrale reste à discuter. Comme l'a énoncé la revue systématique de Catanzariti *et al.* (2014), les anomalies vestibulaires qui ont été reportés chez les patients SIA sont possiblement dues à des problèmes d'intégration vestibulaire. D'autres analyses de ces anomalies morphologiques du système vestibulaire en combinaison avec des tests fonctionnels et d'intégration de ces fonctions seront nécessaire pour tenter de répondre à ces questions.

7.2 Limitations, recommandations et travaux futurs

7.2.1 Limitations

Ce projet comprend certaines limites qui sont importantes à comprendre pour améliorer ce travail.

Méthode semi-automatique

Les étapes manuelles requises avant de pouvoir extraire des modèles 3D de l'oreille interne les métriques nécessaires à l'analyse du système vestibulaire reste une limite de notre approche. En effet, le positionnement du modèle *a priori* de l'oreille interne dans le volume CBCT d'acquisition requiert la détermination manuelle de 12 points de référence et de 4 points pour l'étrier. Aussi, concernant l'extraction des métriques d'orientation des CSC, ce sont 7 points qui doivent être positionnés manuellement dans le volume CBCT ainsi qu'au niveau de la base du crâne afin d'être en mesure de déterminer les plans anatomiques de référence. Finalement, l'utilisateur doit sélectionner manuellement les fichiers des ensembles de points des parties de l'oreille interne qu'il veut analyser via l'application développée sur Flava.

Plan des CSC ne représentant pas le plan d'action maximal

Aussi, nous avons mesuré les angles entre les plans des canaux du labyrinthe osseux à défaut du labyrinthe membraneux que l'imagerie CBCT ne permet pas visualiser. Cependant, une différence d'environ 3° entre le canal membraneux et osseux semble exister (Ifediba *et al.*, 2007). En plus, la technique d'ajustement de plan n'est peut-être pas optimale puisqu'elle ne permet pas de déterminer le plan maximal d'action. Effectivement, Bradshaw *et al.* (2010) ont montré que le plan maximal d'action d'un CSC est mieux défini par un plan proportionnel à l'inverse au carré de l'aire de la section transverse du CSC membraneux. Malgré le fait que le canal membraneux n'est pas visualisable en imagerie CBCT, les auteurs affirment qu'une relation existe entre l'aire de la section transverse du canal membraneux et celle du canal osseux. Ainsi, il serait possible d'appliquer cette méthode en ayant seulement les informations du canal osseux.

Faible taille des canaux semi-circulaires

Une limite inhérente à cette étude réside dans la petite taille des canaux semi-circulaires. Ceux-ci ont un diamètre d'environ 6 mm et une section transverse d'un peu moins de 1,5 mm (Veillon, 2013b). Malgré le fait que les images aient été acquises en haute résolution (0,150 mm), une

faible erreur de mesure peut par conséquent entraîner des différences d'angles de plusieurs degrés.

Petite taille des échantillons

Malgré le fait que notre étude contient un nombre de patients recrutés comparables aux autres études, l'effectif de patients reste relativement faible. Dans le futur, il serait intéressant de recruter plus de patients pour diminuer la variabilité de chacune des mesures extraites de l'oreille interne. Aussi, la localisation et la progression de la scoliose ont été prises en compte dans notre approche morphométrique. En raison de la petite taille de l'échantillon de chaque groupe, les relations entre ces anomalies et celles de l'oreille interne restent délicates à analyser. L'augmentation des effectifs de nos échantillons pourraient contribuer à consolider nos interprétations.

7.2.2 Recommandations

Les discussions de la section précédente permettent d'émettre des recommandations quant à la poursuite de ce projet.

Modification de la définition des plans anatomiques

La définition des plans anatomiques est réalisée à partir du positionnement de points dans le volume d'acquisition CBCT. Ces points ont été choisis puisqu'ils étaient toujours contenus dans ce volume. Cependant, selon la littérature, le choix d'autres points de référence comme le nasion ou encore le basion aurait permis une détermination plus reproductible du plan sagittal médian, sachant qu'ils sont un peu plus éloignés l'un de l'autre (Dobai *et al.*, 2018 ; Green *et al.*, 2017). Ainsi, lors de l'acquisition de l'examen CBCT, il faudrait s'assurer que les points anatomiques désirés pour la définition des plans anatomiques soient présents. De plus, l'approche mise en oeuvre pour positionner le plan sagittal médian pourrait être avantageusement implémentée en ayant recours à un ajustement de ce plan sur une multitude de points sagittaux (Green *et al.*, 2017).

Ajout d'une analyse de forme et d'autres métriques

Un travail futur consisterait à effectuer une analyse de la forme 3D du système vestibulaire à partir d'une approche de géométrie morphométrique basée sur les *semilandmarks* (voir section 2.1.2). Ce type d'étude a déjà été effectué pour comparer l'oreille interne des humains avec celle des chimpanzés (Gunz *et al.*, 2012). Cette méthode serait probablement une amélioration par rapport aux classiques mesures linéaires et d'angles

Comme proposé par Zhang *et al.* (2014), une nouvelle métrique qui pour être développée est une métrique de courbure telle que la courbure moyenne et gaussienne.

Analyse de l'ampoule

En analysant la littérature, nous avons remarqué qu'aucune définition claire de l'ampoule ne semblait exister. La seule définition que nous avons trouvée était la suivante : dilatation localisée à l'extrémité d'un CSC. Des travaux futurs pourraient tenter de mieux caractériser cette particularité morphologique notamment ses dimensions et son étendue.

La comparaison d'ajustement des plans à la section 2.2 a mis l'évidence sur la différence d'orientation du plan d'un CSC face à l'inclusion ou non de l'ampoule. Cette observation souligne également le fait que l'orientation de l'ampoule peut différer de celle du canal. Par conséquent, l'orientation de l'ampoule pourrait être caractérisée à l'aide de l'ajustement d'une ligne (vecteur) indiquant sa direction comme l'ont proposé Spoor & Zonneveld (1998) (figure 2.5-D). L'aire et le périmètre de la section transverse de l'ampoule pourraient aussi être caractérisés.

Étude du lien entre la taille de l'individu et la taille des CSC

Une question qui est ressortie au cours de ce travail est la possibilité d'une éventuelle relation entre la taille d'un individu et celle des CSC. À notre connaissance, aucune étude ne semble

traiter de cette problématique. Si une relation de ce type pouvait être établie, sa prise en compte pourrait venir enrichir notre approche.

Combinaison avec une étude fonctionnelle de l'oreille interne

La combinaison d'une analyse morphométrique de l'oreille interne avec une approche fonctionnelle pourrait être intéressante, sachant que le système vestibulaire travaille de concert avec le système visuel et proprioceptif. Par exemple, notre étude gagnerait à intégrer un test de réflexe vestibulo-oculaire comme l'ont proposé l'étude de Rousie *et al.* (2009). Ce test est très pertinent au niveau clinique puisqu'il permet de quantifier la stimulation vestibulaire en analysant le mouvement de compensation de l'oeil (nystagmus) lors de la rotation. Une autre manière d'étudier le nystagmus consiste à réaliser des stimulations caloriques des canaux semi-circulaires (Hitier *et al.*, 2015). Ces deux tests nous donneraient des informations sur de possibles anomalies oculo-vestibulaires chez nos patients. Aussi, sachant que les patients scoliotiques ont des problèmes d'équilibre, une évaluation de l'équilibre en masquant certaines entrées, visuelles ou proprioceptives, pourrait être utile. Shi *et al.* (2011) ont d'ailleurs fait passer un test d'organisation sensorielle (SOT) aux patients SIA et contrôles.

Finalement, aucune étude n'a tenté de modéliser le déplacement de l'endolymphe dans les canaux membraneux en fonction de la scoliose. Une stimulation du déplacement de l'endolymphe dans les CSC permettrait de mieux comprendre comment des anomalies morphologiques de l'oreille interne modifient la dynamique des fluides. D'ailleurs, Santos, Belinha, Gentil, Parente & Jorge (2017) ont créé un modèle 3D numérique du système vestibulaire pour mieux comprendre le fonctionnement du système vestibulaire dans un contexte de troubles du vertige et d'étourdissement.

Imagerie EOS

Une autre contribution à ce projet pourrait être l'analyse de la relation entre les anomalies de l'oreille interne et d'autres caractéristiques de la colonne vertébrale. En effet, la rotation

vertébrale peut être extraite de la modélisation 3D de la colonne vertébrale obtenue à partir d'acquisition EOS. Une telle approche pourrait venir compléter la caractérisation des scolioses qui habituellement repose essentiellement sur l'angle de Cobb.

7.3 Communication scientifique des résultats

Ce travail a fait l'objet de deux présentations lors de conférences scientifiques :

1. Présentation orale en trois minutes lors de la «39^{ème} journée de la recherche du POES et de la division d'orthopédie de l'Université de Montréal» (2019).
Prix de la meilleure présentation éclair en recherche clinique.
Le résumé de conférence présenté est disponible en annexe IV.
2. Présentation orale lors du congrès annuel de la Société de la scoliose du Québec (2019).
Prix de la deuxième meilleure présentation en recherche fondamentale.
Le résumé de conférence présenté est disponible en annexe V.

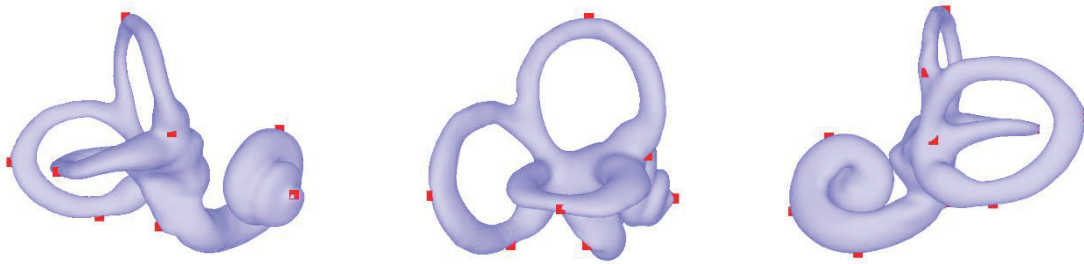
ANNEXE I

MANUEL D'INSTRUCTIONS POUR LE POSITIONNEMENT DES POINTS POUR L'OREILLE INTERNE

Fichier d'entrée : Images CBCT des oreilles internes avec un champ de vue de 15 x 5 cm (345 tranches axiales).

Fichier de sortie : Fichier .XYZ des 12 points pour l'oreille droite et pour l'oreille gauche

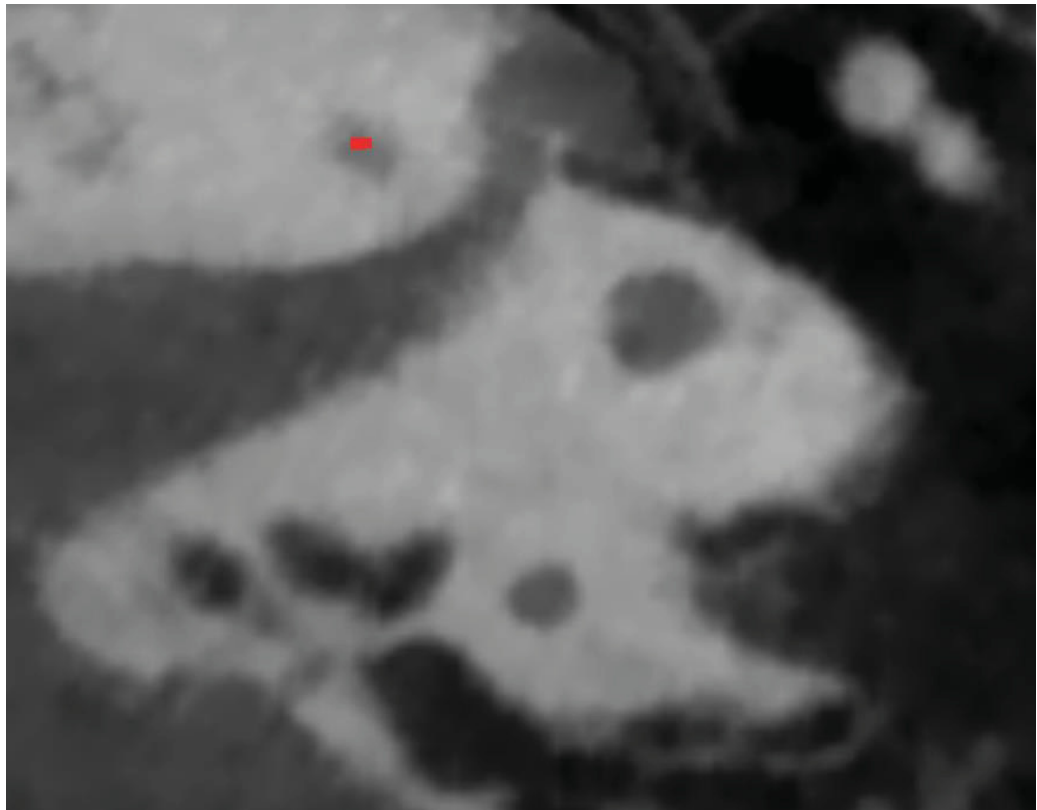
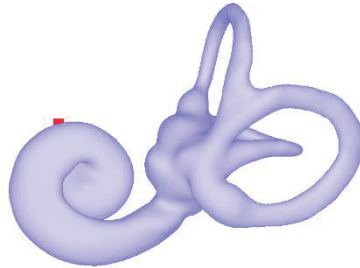
12 points à positionner sur l'oreille interne d'un examen CBCT



CSC : Canal semi-circulaire

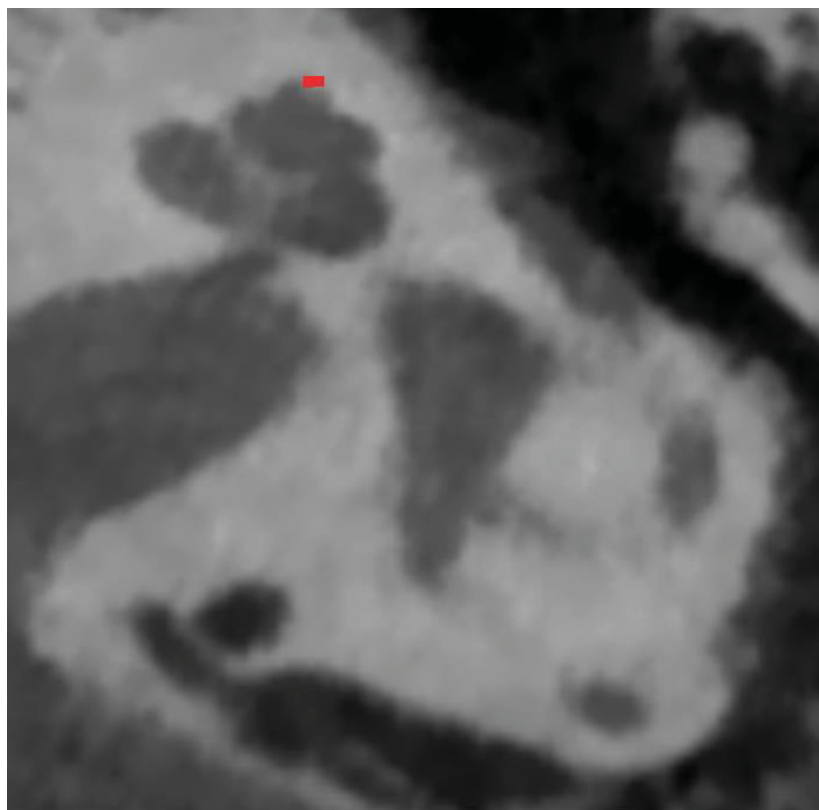
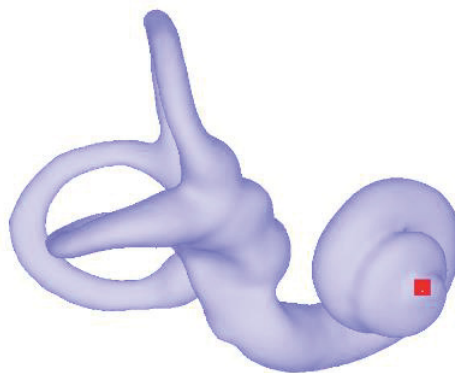
Ces points sont positionnés sur les tranches **axiales** à l'aide de l'application Flava3D. Il est important de noter que ces points serviront seulement au recalage initial du modèle 3D de l'oreille interne dans les images CBCT.

1. Point le plus supérieur de la cochlée

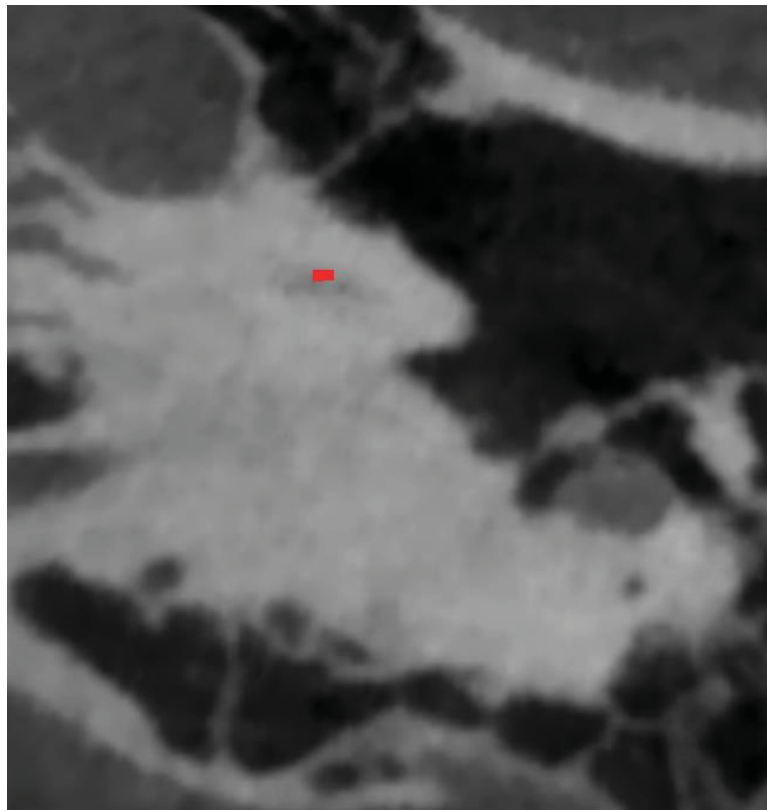
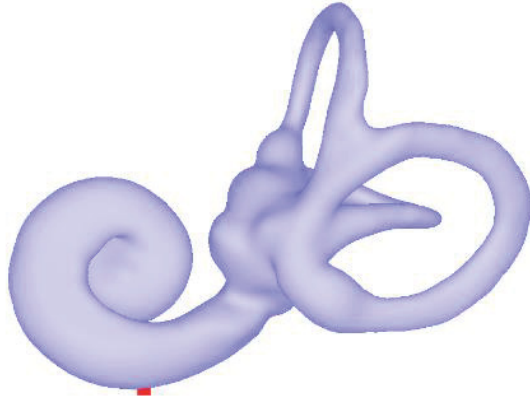


Cochlée

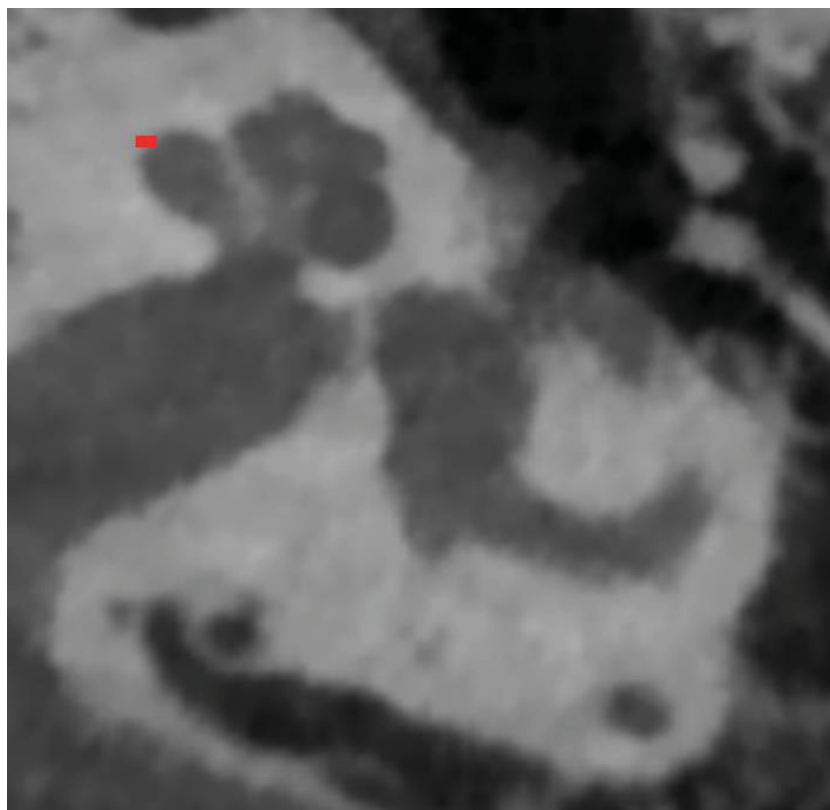
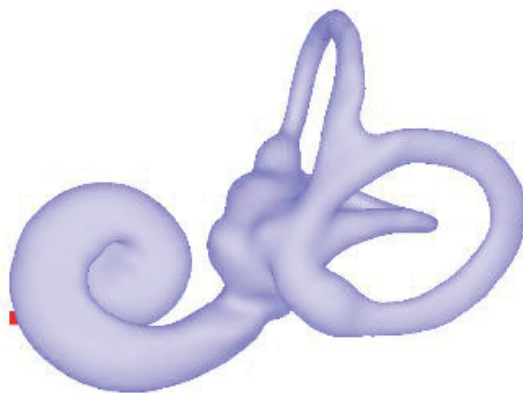
2. Sommet de la cochlée



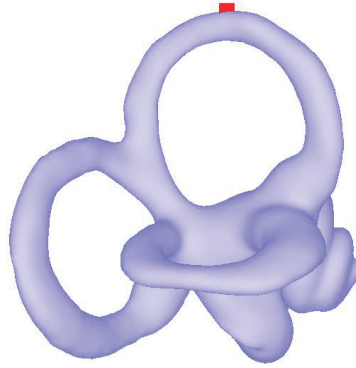
3. Point le plus déclive de la cochlée



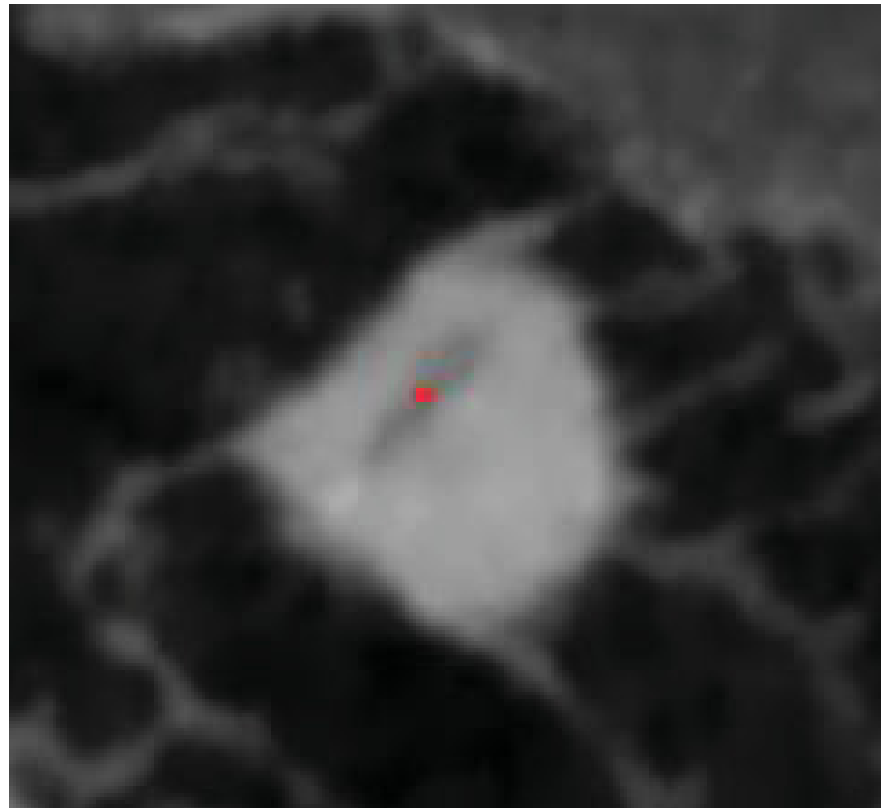
4. Point le plus antérieur de la cochlée



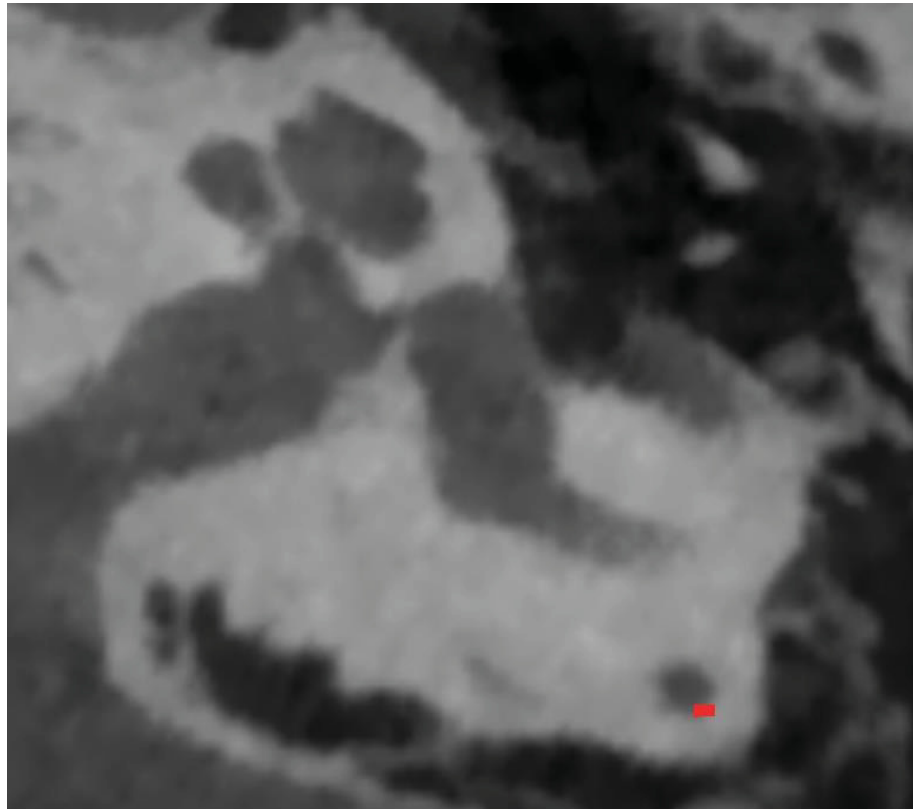
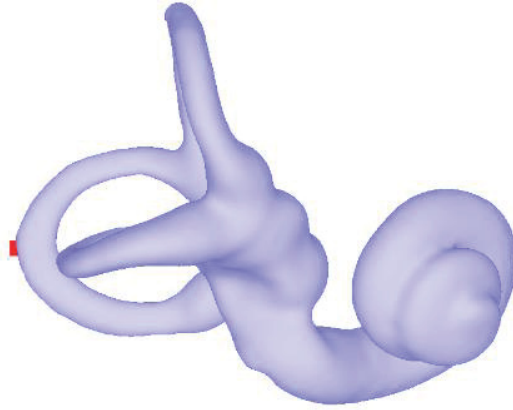
5. Point le plus supérieur du CSC antérieur



CSC
antérieur

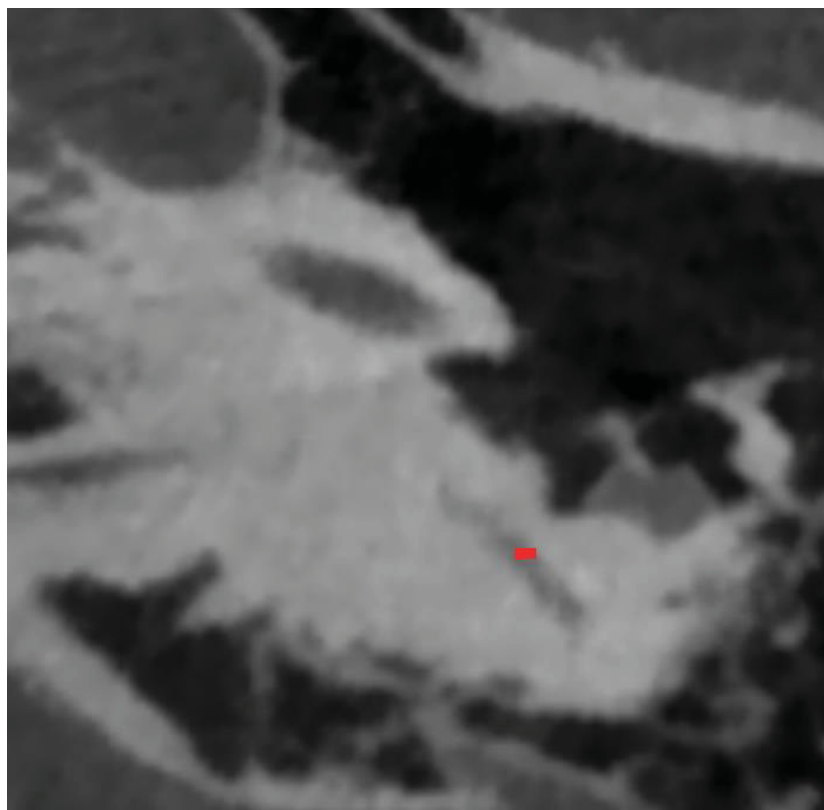
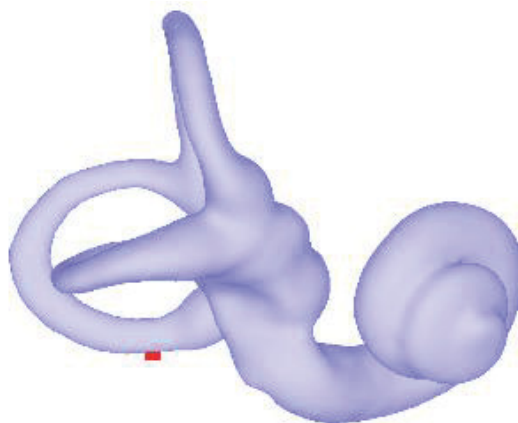


6. Point le plus postérieur du CSC postérieur

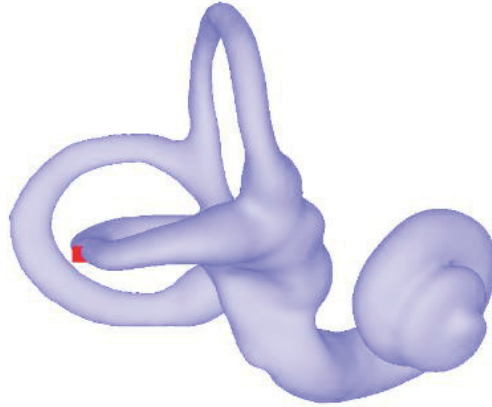


CSC
postérieur

7. Point le plus déclive du CSC postérieur



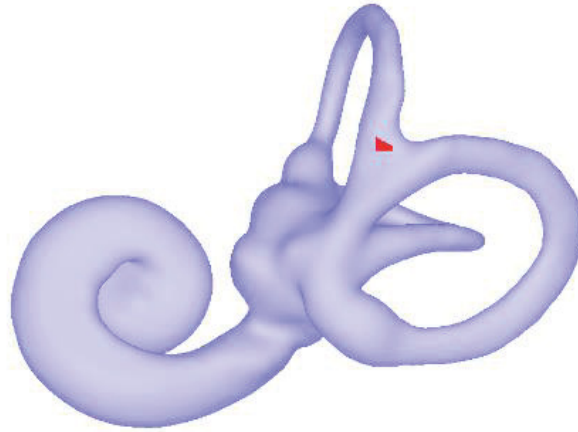
8. Point le plus latéral du CSC latéral



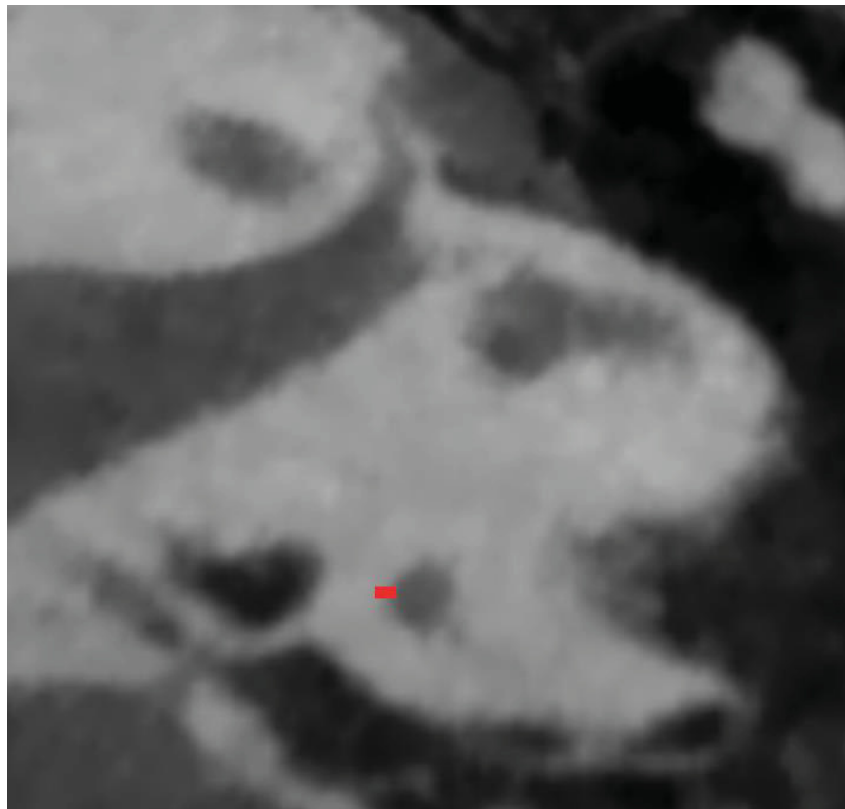
CSC
latéral



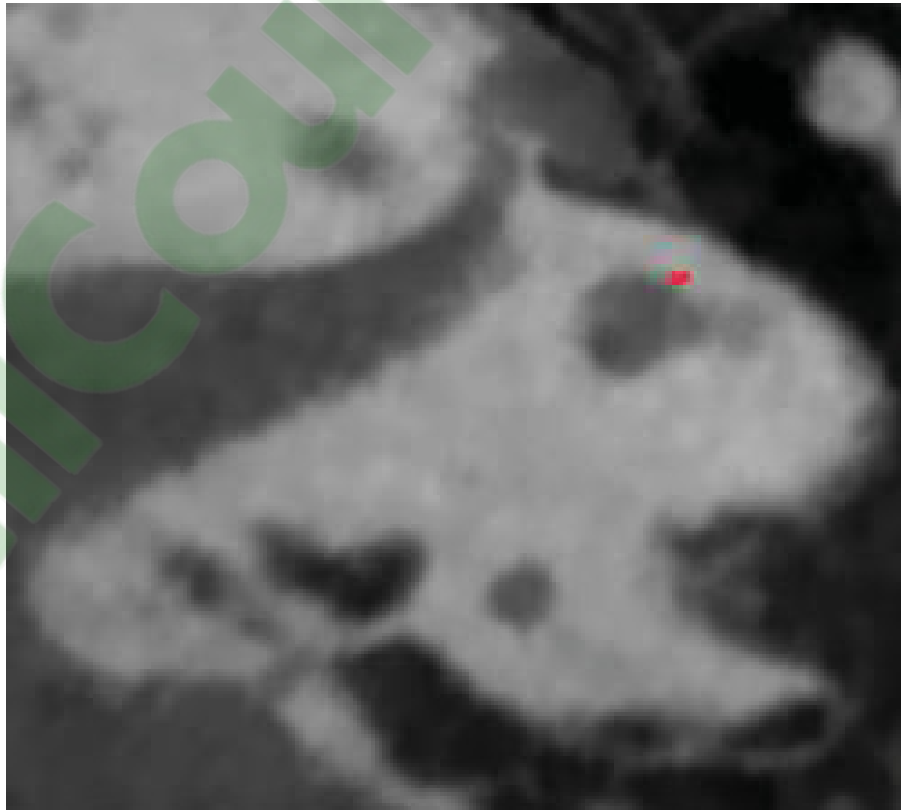
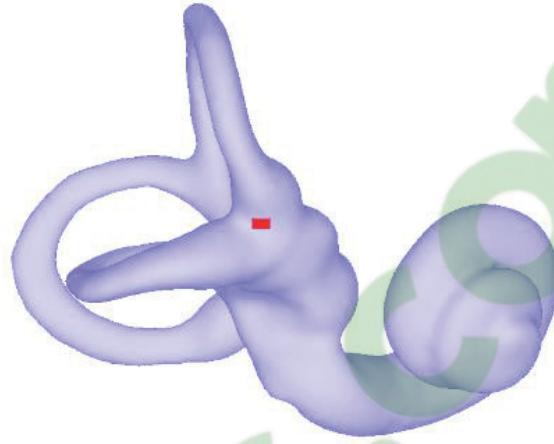
9. Jonction entre le CSC postérieur et antérieur



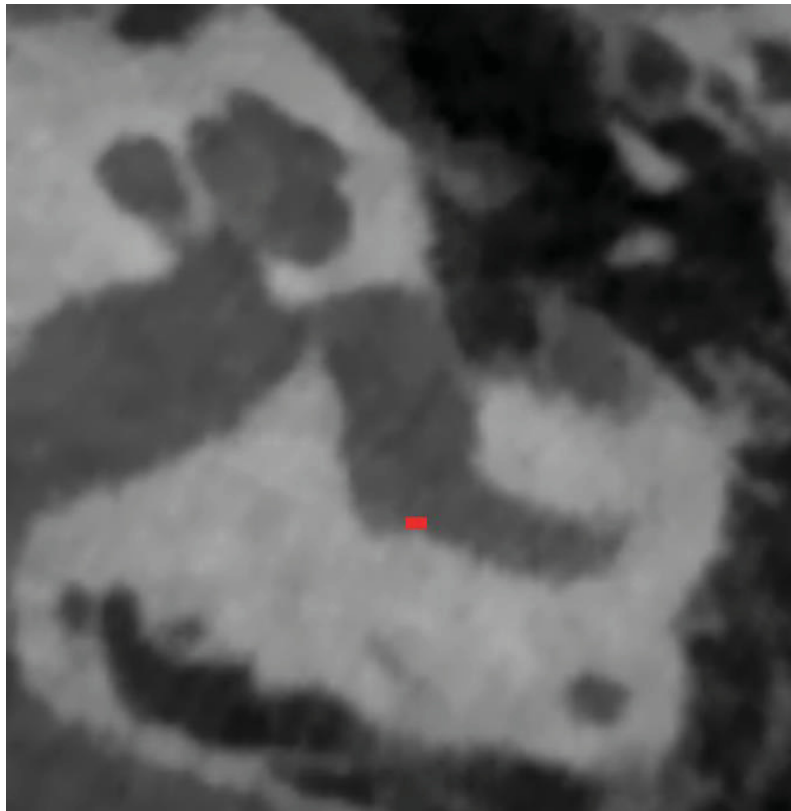
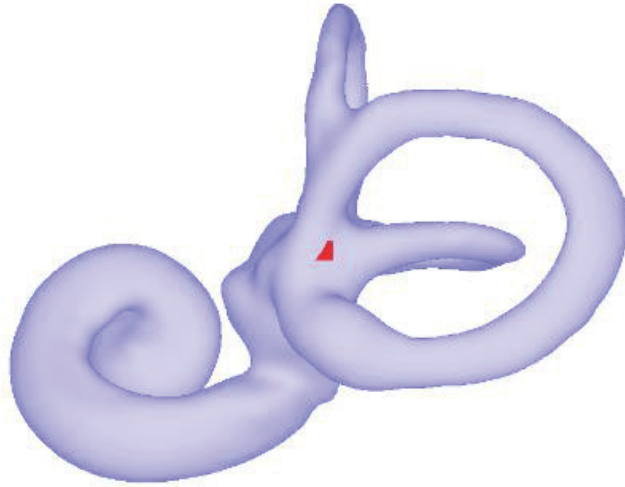
Jonction
entre les
CSC



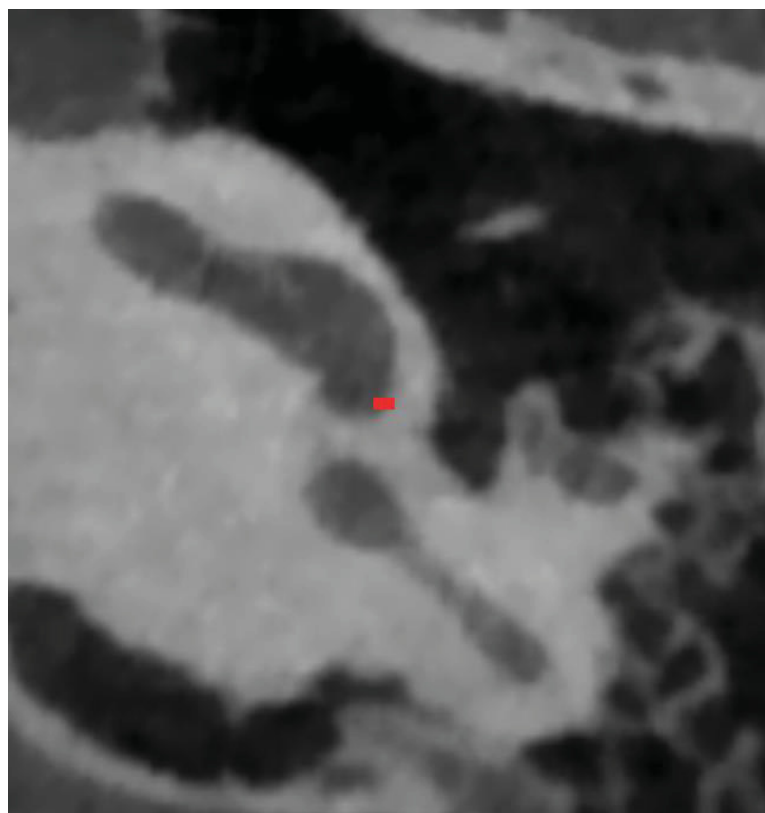
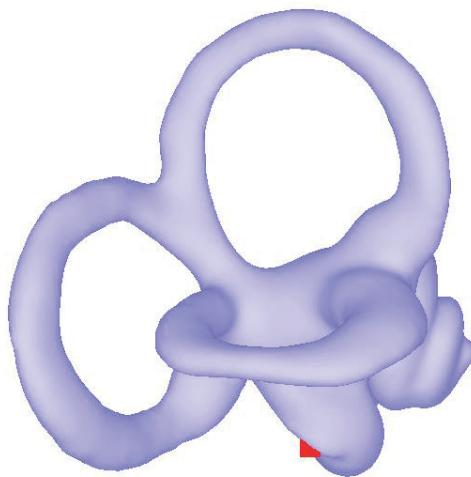
10. Jonction entre le CSC latéral et antérieur



11. Jonction entre les trois canaux



12. Fenêtre ronde



ANNEXE II

MANUEL D'INSTRUCTIONS POUR LE POSITIONNEMENT DES POINTS POUR LES PLANS ANATOMIQUES

Fichier d'entrée : Images CBCT des oreilles internes avec un champ de vue de 15 x 5 cm (345 tranches axiales).

Fichier de sortie : Fichier .fcsv des points repères contenant ces points : OrD, OrG, PoD, PoG, S, MaiG, MaiD, ACPg, ACPd

1. Plan de Francfort

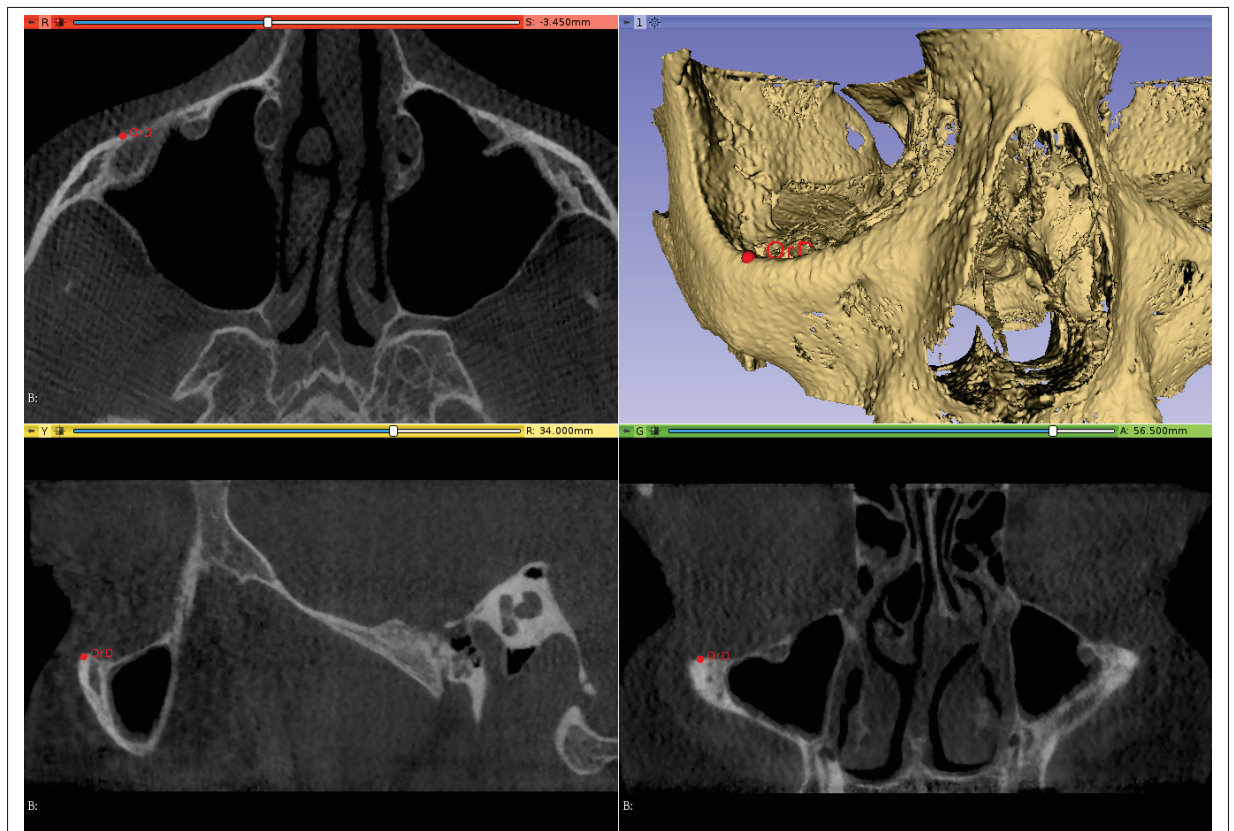


Figure-A II-1 Orbite (Or) droite en vue axiale (rouge), 3D, vue sagittale (jaune) et vue coronale (vert)

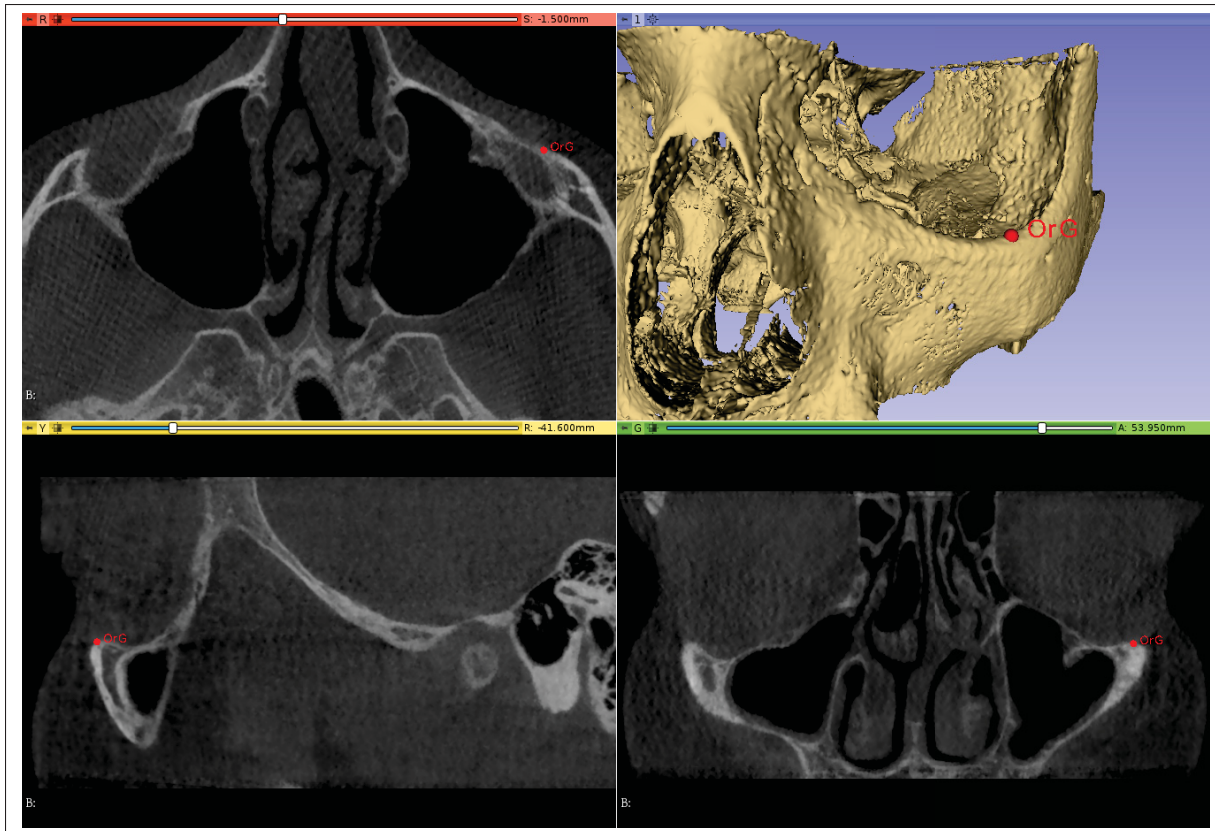


Figure-A II-2 Orbite (Or) gauche en vue axiale, 3D, vue sagittale et vue coronale

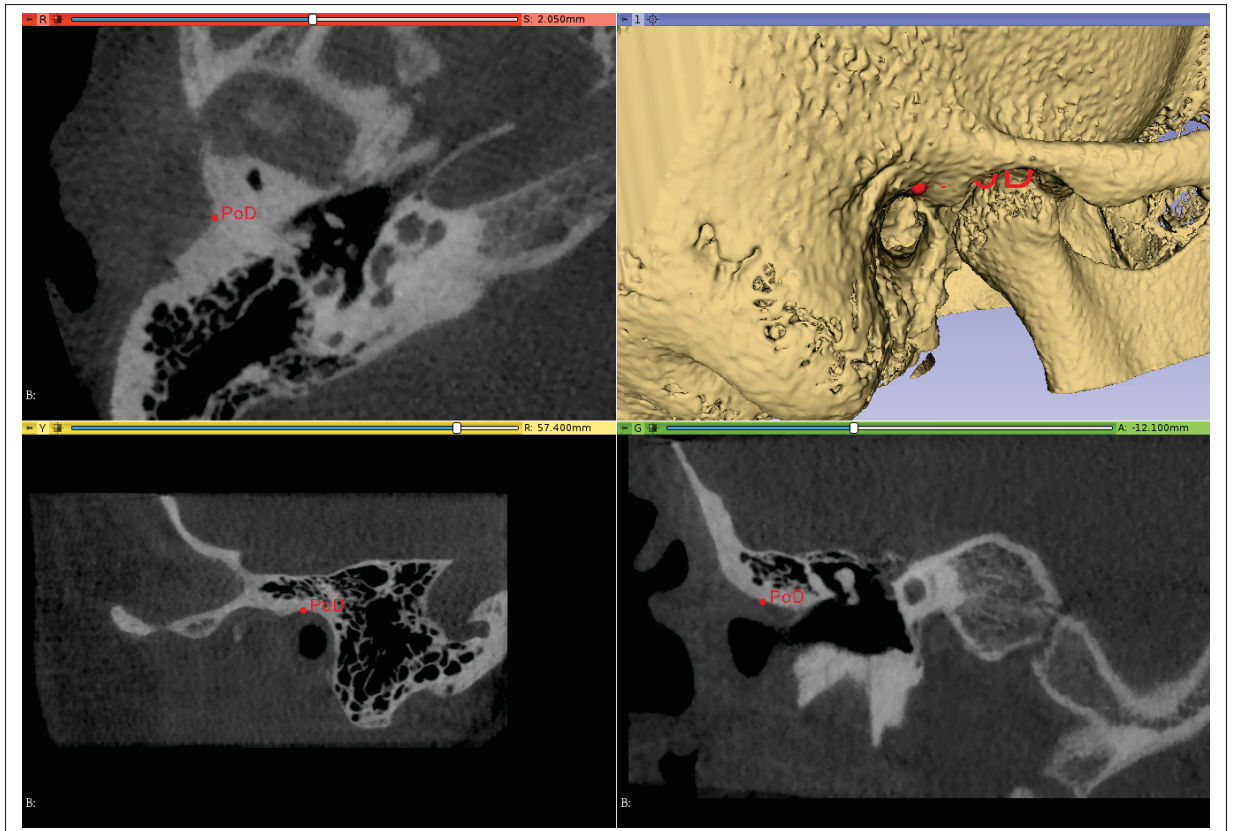


Figure-A II-3 Porion (Po) droit en vue axiale, 3D, vue sagittale et vue coronale

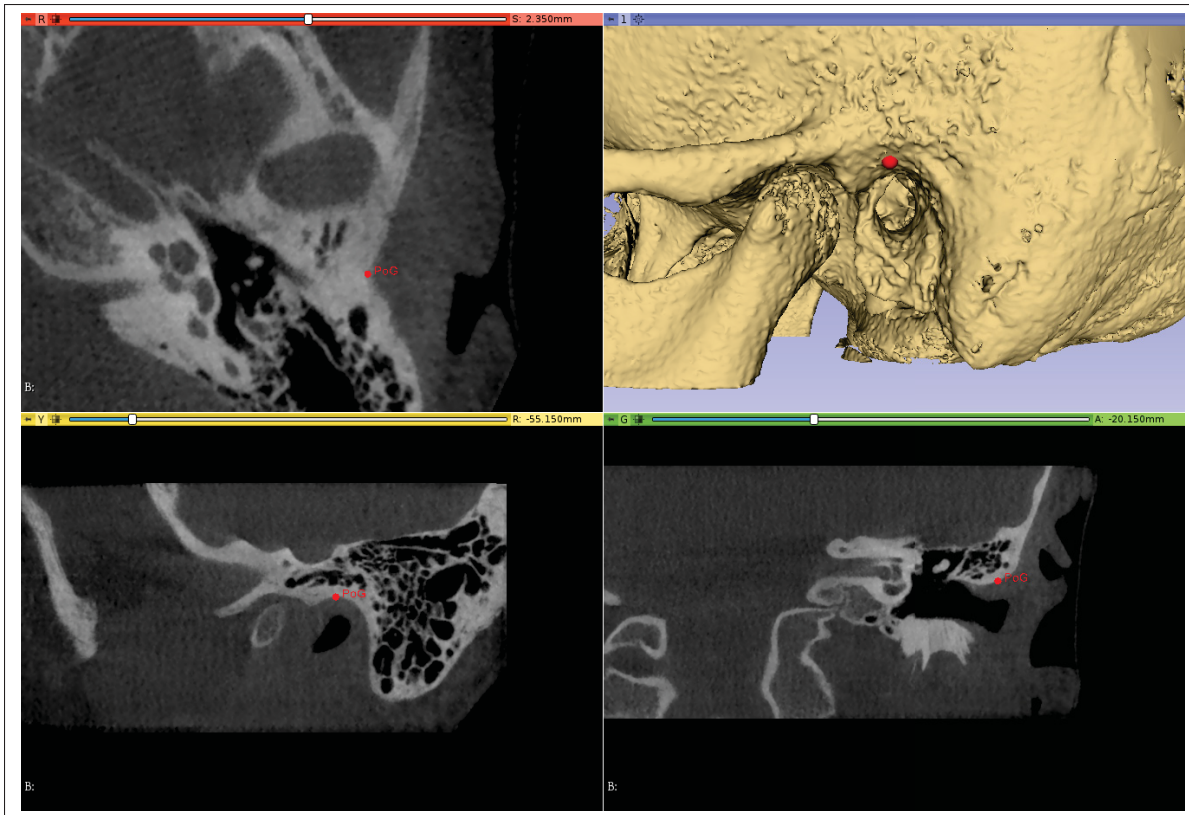


Figure-A II-4 Porion (Po) gauche en vue axiale, 3D, vue sagittale et vue coronale

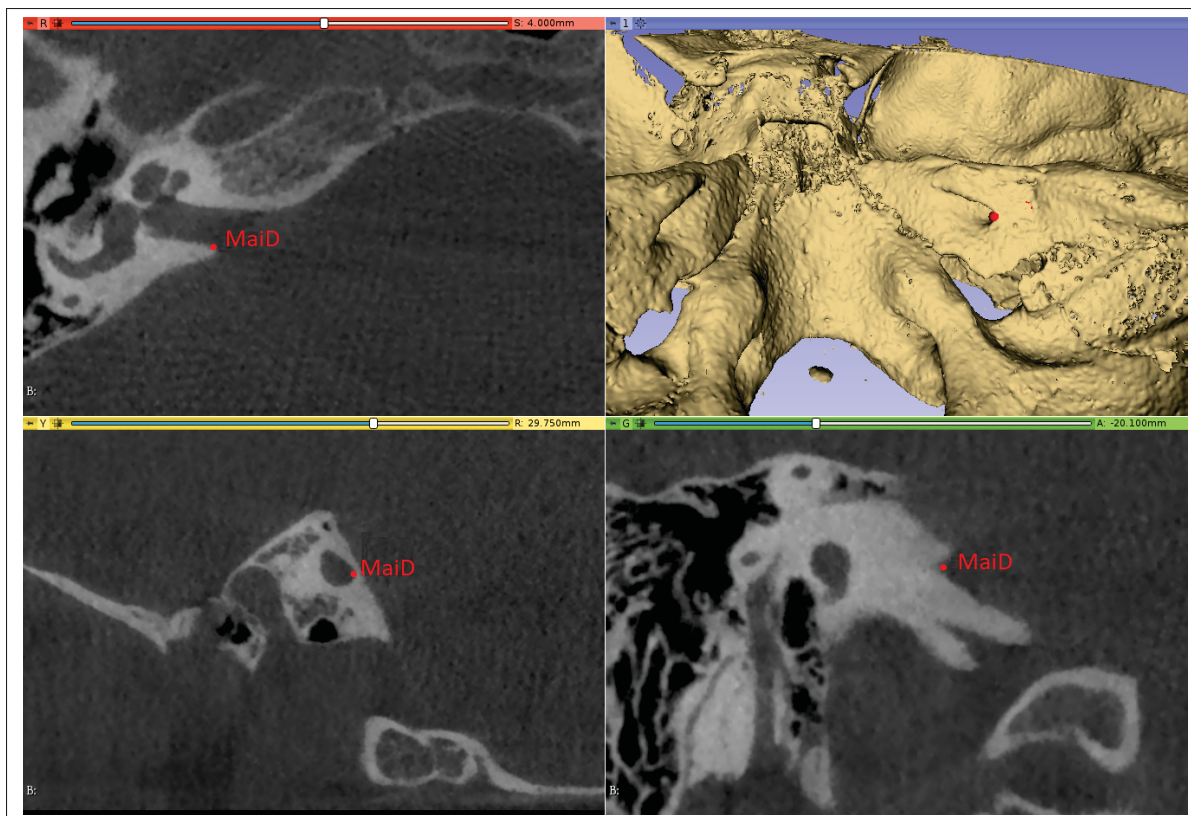


Figure-A II-5 Méat auditif interne (Mai) droit en vue axiale, 3D, vue sagittale et vue coronale

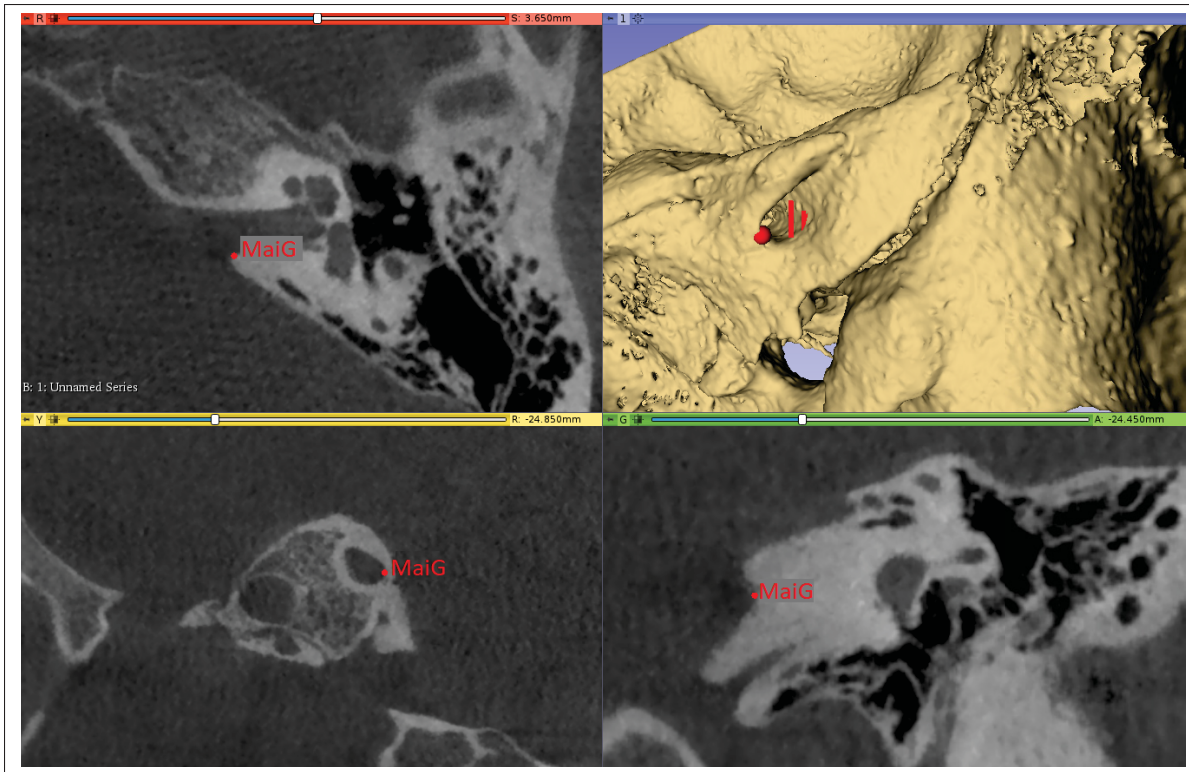


Figure-A II-6 Méat auditif interne (Mai) gauche en vue axiale, 3D, vue sagittale et vue coronale

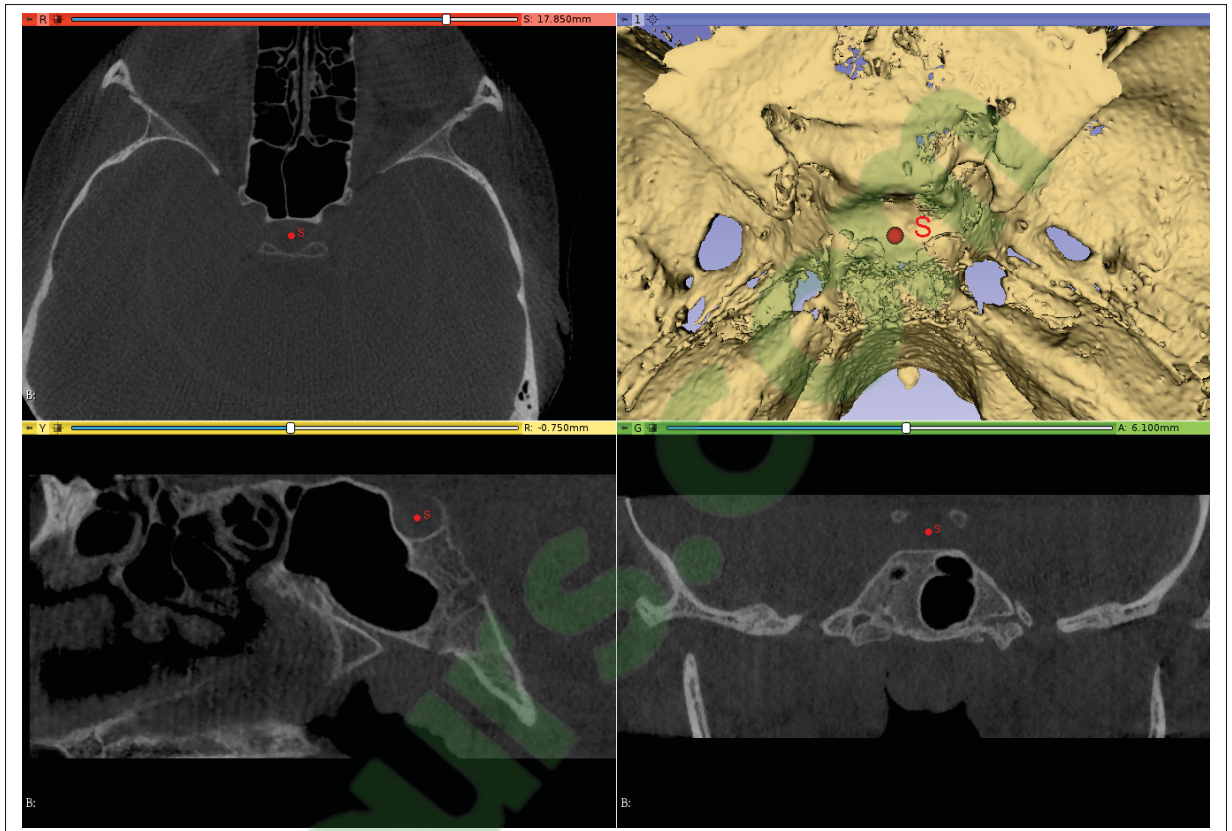


Figure-A II-7 Sella (S) en vue axiale, 3D, vue sagittale et vue coronale

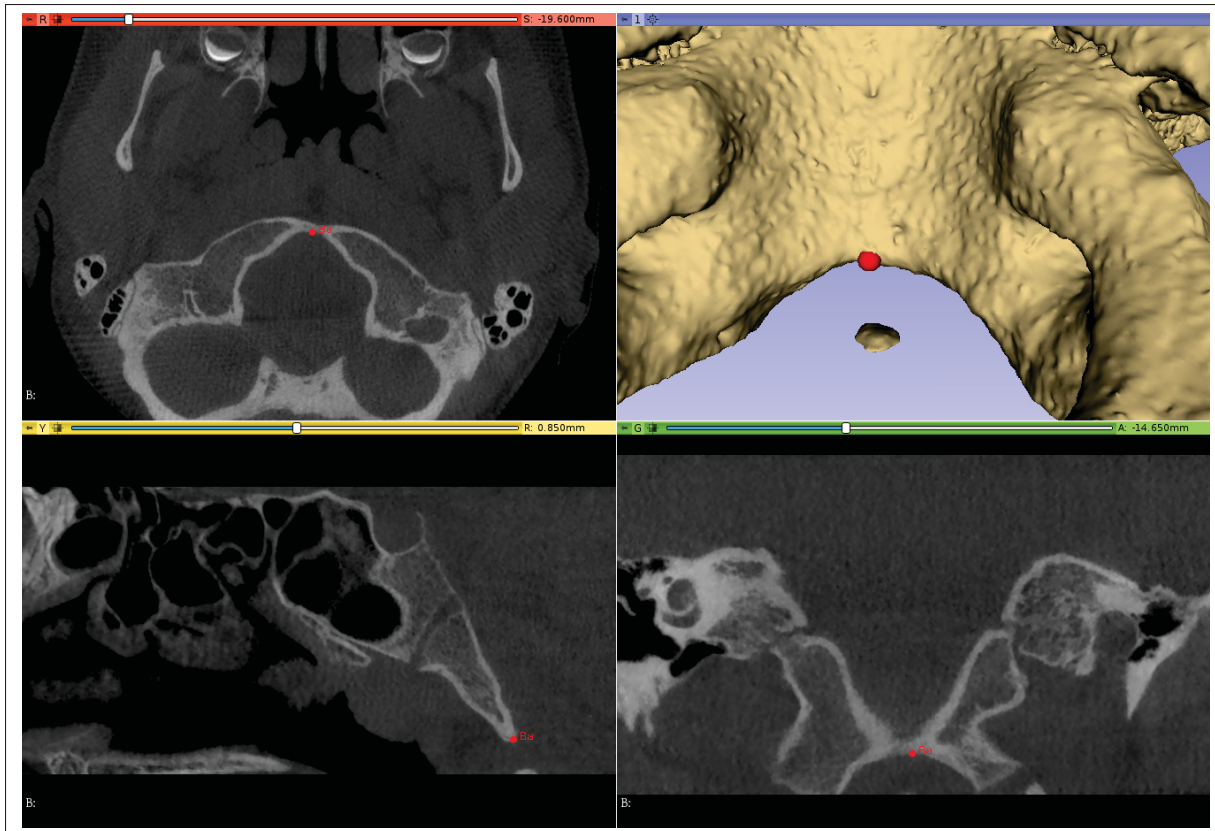


Figure-A II-8 Basion (Ba) en vue axiale, 3D, vue sagittale et vue coronale

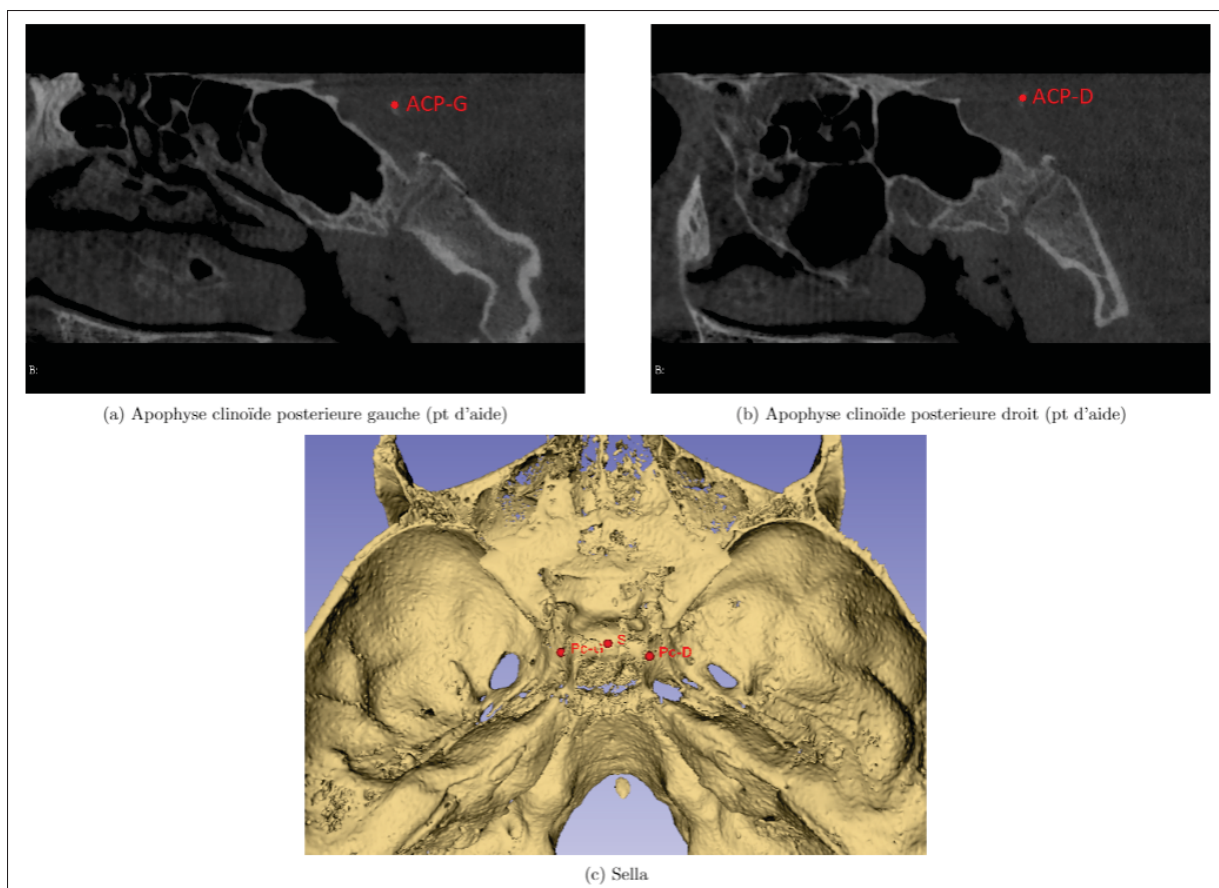


Figure-A II-9 Apophyses clinioïde postérieures gauche et droite (points d'aide)

ANNEXE III

RÉSULTATS SUPPLÉMENTAIRES

1. Forme des CSC

Tableau-A III-1 Statistiques pour la différence entre le côté gauche et droit pour la forme d'un CSC

	SIA	Contrôle	p-value
Diff P_a/p_a	0,37 ± 0,94	0,55 ± 1,06	0,6217
Diff P_p/p_p	-0,26 ± 0,89	-0,66 ± 0,83	0,1404
Diff P_l/p_l	0,18 ± 0,62	-0,17 ± 0,71	0,1402
Diff $P_a+P_p+P_l$ (1) (mm)	-0,20 ± 1,02	-0,59 ± 1,15	0,3178
Diff $p_a+p_p+p_l$ (2) (mm)	-0,21 ± 0,99	0,15 ± 1,28	0,3512
Diff 1+2 (mm)	-0,41 ± 1,23	-0,43 ± 1,25	0,9655

Tableau-A III-2 Statistiques pour la différence absolue entre le côté gauche et droit pour la forme d'un CSC

	SIA	Contrôle	p-value
DiffAbs P_a/p_a	0,84 ± 0,54	0,89 ± 0,77	0,8397
DiffAbs P_p/p_p	0,67 ± 0,63	0,85 ± 0,61	0,3395
DiffAbs P_l/p_l	0,47 ± 0,44	0,58 ± 0,41	0,3080
DiffAbs $P_a+P_p+P_l$ (1) (mm)	0,83 ± 0,60	1,04 ± 0,72	0,3718
DiffAbs $p_a+p_p+p_l$ (2) (mm)	0,81 ± 0,59	1,00 ± 0,74	0,3969
DiffAbs 1+2 (mm)	0,94 ± 0,88	1,11 ± 0,64	0,2643

2. Orientation et position des CSC par rapport aux plans anatomiques

Tableau-A III-3 Statistiques pour l'orientation et la position des CSC par rapport aux plans anatomiques du côté gauche et droit

	Système vestibulaire gauche			Système vestibulaire droit		
	SIA	Contrôle	p-value	SIA	Contrôle	p-value
CSC-A/ PlanFro (°)	51,9 ± 4,65	52,65 ± 3,02	0,6411	51,07 ± 3,65	52,46 ± 4,72	0,4994*
CSC-A/ PlanSagM(°)	39,66 ± 4,98	40,13 ± 3,87	0,7928	40,66 ± 4,34	39,74 ± 4,70	0,5914
CSC-A/ PlanFrkt (°)	81,68 ± 4,43	78,61 ± 5,86	0,1076	81,94 ± 6,02	80,15 ± 5,55	0,4267
CSC-P/ PlanFro (°)	40,79 ± 5,77	40,93 ± 3,68	0,9469	41,00 ± 3,67	40,96 5,98	0,9842
CSC-P/ PlanSagM (°)	55,06 ± 6,07	55,2 ± 3,62	0,9459	54,02 ± 4,70	55,02 ± 5,96	0,6069
CSC-P/ PlanFrkt (°)	72,57 ± 5,36	72,04 ± 6,08	0,8052	73,8 ± 4,90	72,08 ± 4,86	0,3613
CSC-L/ PlanFro (°)	71,67 ± 4,60	68,21 ± 7,24	0,1062	72,74 ± 6,92	67,69 ± 7,97	0,0751
CSC-L/ PlanSagM(°)	86,63 ± 5,61	87,85 ± 5,68	0,5703	88,65 ± 6,46	88,21 ± 5,60	0,8505
CSC-L/ PlanFrkt (°)	19,58 ± 4,22	22,62 ± 7,30	0,2432	18,75 ± 6,14	23,09 ± 7,97	0,0978
Distance PlanFro (mm)	39,92 ± 2,15	40,4 ± 2,79	0,5937	40,08 ± 2,69	41,06 ± 2,90	0,3573
Distance PlanSagM (mm)	36,21 ± 2,71	37,71 ± 2,28	0,1357	35,75 ± 1,94	36,57 ± 2,66	0,3270
Distance PlanFrkt (mm)	2,18 ± 1,49	1,651 ± 1,31	0,3439	2,17 1,72	1,65 1,30	0,6576*

Tableau-A III-4 Statistiques de la différence entre le côté gauche et droit pour l'orientation et la position des CSC par rapport aux plans anatomiques

	SIA	Contrôle	p-value
Diff CSC-A/PlanFro (°)	0,83 ± 4,704	0,20 ± 4,27	0,7188*
Diff CSC-A/PlanSagM (°)	-1,00 ± 5,34	0,39 ± 4,46	0,4789*
Diff CSC-A/PlanFrkt (°)	-0,26 ± 3,88	-1,53 ± 3,37	0,3757
Diff CSC-P/PlanFro (°)	-0,21 ± 4,85	-0,038 ± 5,56	0,9310
Diff CSC-P/PlanSagM (°)	1,05 ± 5,48	0,18 ± 5,69	0,6845*
Diff CSC-P/PlanFrkt (°)	-1,23 ± 4,20	-0,037 ± 3,73	0,446*
Diff CSC-L/PlanFro (°)	-1,07 ± 4,78	0,51 ± 2,28	0,2069
Diff CSC-L/PlanSagM (°)	-2,02 ± 3,94	-0,35 ± 2,41	0,4283*
Diff CSC-L/PlanFrkt (°)	0,84 ± 5,03	-0,48 ± 2,37	0,3172*
Diff distance PFro (mm)	-0,16 ± 3,13	-0,66 ± 3,12	0,6794*
Diff distance PSagM (mm)	0,46 ± 3,21	1,15 ± 1,80	0,5349
Diff distance PFrkt (mm)	0,0082 ± 1,16	-0,0012 ± 0,89	0,982*

3. Volume

Tableau-A III-5 Statistiques de volumes des parties de l'oreille interne pour la côté gauche et droit

	Gauche (mm³)			Droit (mm³)		
	SIA	Contrôle	pval	SIA	Contrôle	pval
CSC-A	10,35 ± 2,34	10,24 ± 1,69	0,883	10,08 ± 2,62	9,66 ± 2,14	0,641
CSC-P	13,88 ± 3,32	13,04 ± 2,42	0,453	13,97 ± 3,18	12,31 ± 2,87	0,141
CSC-L	11,96 ± 3,47	11,62 ± 1,63	0,899	10,8 ± 3,20	10,31 ± 1,98	1,000
Ampoule ant-lat	14,27 ± 1,97	13,99 ± 2,02	0,701	12,56 ± 1,90	11,88 ± 2,00	0,332
Ampoule post.	6,53 ± 1,27	6,11 ± 1,04	0,334	7,26 ± 1,39	6,71 ± 1,40	0,276
Crus commun	5,57 ± 1,53	6,18 ± 1,39	0,293	6,55 ± 1,70	6,96 ± 1,77	0,514
Tout sauf cochlée et vestibule	62,57 ± 11,4	61,18 ± 6,63	0,708	61,22 ± 12,03	57,82 ± 8,68	0,402

ANNEXE IV

RÉSUMÉ POUR LA 39ÈME JOURNÉE DE LA RECHERCHE DU POES

Scoliose idiopathique chez l'adolescent (SIA) : intérêts et perspectives de l'analyse morphologique de l'oreille interne en imagerie Cone Beam CT haute résolution

Auteurs : Annie-Pier Lavallée^{1,2}, Florian Beguet^{1,2,4}, Matthieu Schmittbuhl^{2,3}, Florina Moldovan³, Stefan Parent³, Jacques de Guise^{1,2}

Affiliations : ¹ÉTS, ²CRCHUM, ³Université de Montréal, ⁴Université d'Aix-Marseille

Objectifs

L'étiopathogénie de la SIA n'est pas tout à fait connue des scientifiques. Certaines études se sont concentrées sur les anomalies du système vestibulaire puisque la perception de l'équilibre du corps peut être affectée par une malformation des canaux semi-circulaires (CSC). L'imagerie Cone Beam CT (CBCT) ayant une résolution spatiale (150 µm) supérieure au CT-scan médical permet la reconstruction 3D du labyrinthe osseux. L'objectif de cette étude est de proposer une approche semi-automatique pour l'analyse de l'oreille interne en vue d'y extraire des caractéristiques géométriques permettant de décrire les anomalies vestibulaires chez les patients scoliotiques.

Méthodes

L'organe vestibulaire de neuf patients scoliotiques a été examiné avec l'imagerie CBCT. Les critères d'inclusion sont une SIA progressive ou non-progressive avec un angle de Cobb >15°. Ensuite, des reconstructions 3D de leurs oreilles internes ont été obtenues en utilisant une approche semi-automatique. Suite à une revue de littérature, les caractéristiques géométriques ont été choisies. Pour chaque oreille interne, par exemple, les angles entre les plans des CSC, les périmètres majeurs et les périmètres transversaux des CSC ont été calculés.

Résultats

Les moyennes des angles entre les CSC antérieur-latéral, les CSC antérieur-postérieur et les CSC postérieur-latéral étaient respectivement de 89,9±6,9°, 83,1±7,3° et 92,0±3,7°, ce qui concorde avec la littérature. De plus, les périmètres majeurs des canaux antérieur, postérieur et latéral étaient respectivement 17,1±1,2 mm, 16,6±1,8 mm et 11,1±1,6 mm. Le périmètre transverse pour le CSC latéral à l'opposé de l'ampoule était plus grand (5,6±1,1 mm) que les autres canaux. Ce résultat concorde avec le fait que certains sujets semblaient présenter une double ampoule latérale. Les paires de canaux synergiques controlatéraux n'étaient pas tout à fait parallèles.

Conclusion

Nos résultats montrent que les mesures obtenues grâce à notre approche étaient cohérentes pour évaluer la morphologie de l'oreille interne. Cette méthode robuste peut donc être utilisée pour les études cliniques et être appliquée rapidement à une large cohorte de sujets atteints de SIA.

Financement : Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG) – Recherche et développement coopérative (RDC) et la Chaire de recherche du Canada en imagerie 3D et ingénierie biomédicale de Jacques de Guise

ANNEXE V

RÉSUMÉ POUR LA SOCIÉTÉ DE SCOLIOSE DU QUÉBEC

ClicCours.com

SCOLIOSE IDIOPATHIQUE CHEZ L'ADOLESCENT (SIA) : INTÉRÊTS ET PERSPECTIVES DE L'ANALYSE MORPHOLOGIQUE DE L'OREILLE INTERNE EN IMAGERIE CONE BEAM CT HAUTE RÉOLUTION

Annie-Pier Lavallée^{1,2}, Florian Beguet^{1,2,4}, Matthieu Schmittbuhl^{2,3}, Florina Moldovan³, Stefan Parent³, Jacques de Guise^{1,2}
¹ÉTS, ²CRCHUM, ³Université de Montréal, ⁴Université d'Aix-Marseille

But

L'étiopathogénie de la SIA n'est pas tout à fait connue des scientifiques. Certaines études se sont concentrées sur les anomalies du système vestibulaire puisque la perception de l'équilibre du corps peut être affectée par une malformation des canaux semi-circulaires (CSC). L'objectif de cette étude est de proposer une approche semi-automatique pour l'analyse de l'oreille interne en vue d'y extraire des caractéristiques permettant de comparer le système vestibulaire d'une cohorte de patients scoliotiques et asymptomatiques.

Matériel et méthode

L'organe vestibulaire de 25 patients scoliotiques et 10 patients asymptomatiques a été examiné avec l'imagerie CBCT. Ensuite, des reconstructions 3D de leurs oreilles internes ont été obtenues en utilisant une approche semi-automatique. Suite à une revue de littérature, les caractéristiques géométriques ont été choisies. Ces caractéristiques ont été extraites chez tous les patients. Pour chaque oreille interne, par exemple, les angles entre les plans des CSC, les périmètres majeurs et les périmètres transversaux des CSC ont été calculés.

Résultats

Les résultats montrent que la moyenne des angles entre le CSC postérieur et latéral est significativement supérieure ($P < 0,05$) pour le groupe de patients SIA ($91,2 \pm 4,6^\circ$) comparativement au groupe de patients asymptomatiques ($88,4 \pm 4,7^\circ$). Les périmètres majeurs des canaux antérieur, postérieur et latéral étaient similaires pour les patients scoliotiques et asymptomatiques. Il a été possible de noter que le périmètre transverse pour le CSC latéral à l'opposé de l'ampoule était plus élevé que les autres canaux. Ce résultat concorde avec le fait que certains sujets scoliotiques semblaient présenter une dilatation du canal à cet endroit.

Conclusion

Nos résultats montrent que les mesures obtenues grâce à notre approche étaient cohérentes pour évaluer la morphologie de l'oreille interne. Cette méthode robuste peut donc être appliquée rapidement à une plus large cohorte de sujets.

Pertinence

Les images obtenues à partir de l'imagerie CBCT offrent une haute résolution spatiale. Cela fait de la reconstruction 3D à partir de cette imagerie un outil précieux pour analyser les déformations de l'oreille interne dans le contexte de la scoliose.

RÉFÉRENCES

- Antoniadou, N., Hatzitaki, V., Stavridis, S. I. & Samoladas, E. (2018). Verticality perception reveals a vestibular deficit in adolescents with idiopathic scoliosis. *Experimental brain research*, 236(6), 1725–1734.
- Aoki, S., Takei, Y., Suzuki, K., Masukawa, A. & Arai, Y. (2012). Planer orientation of the bilateral semicircular canals in dizzy patients. *Auris Nasus Larynx*, 39(5), 451–454.
- Benjamini, Y. & Hochberg, Y. (1995). Controlling the false discovery rate : a practical and powerful approach to multiple testing. *Journal of the Royal statistical society : series B (Methodological)*, 57(1), 289–300.
- Berlin, J. C., Kirk, E. C. & Rowe, T. B. (2013). Functional implications of ubiquitous semicircular canal non-orthogonality in mammals. *PLoS One*, 8(11), e79585.
- Blatrix, S. (1999). Voyage au centre de l'audition - Oreille interne (Pujol R, INSERM, Université de Montpellier) [PNG]. Repéré à <http://www.cochlea.eu/oreille-generalites/oreille-interne>.
- Bonhomme, V., Picq, S., Gaucherel, C. & Claude, J. (2014). Momocs : Outline Analysis Using R. *Journal of Statistical Software*, 56(13), 1–24. Repéré à <http://www.jstatsoft.org/v56/i13/>.
- Bradshaw, A. P., Curthoys, I. S., Todd, M. J., Magnussen, J. S., Taubman, D. S., Aw, S. T. & Halmagyi, G. M. (2010). A mathematical model of human semicircular canal geometry : a new basis for interpreting vestibular physiology. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 11(2), 145-159.
- Caillon, F., Bonhomme, V., Möllmann, C. & Frelat, R. (2018). A morphometric dive into fish diversity. *Ecosphere*, 9(5), e02220.
- Catanzariti, J.-F., Agnani, O., Guyot, M.-A., Wlodyka-Demaille, S., Khenioui, H. & Donze, C. (2014). Does adolescent idiopathic scoliosis relate to vestibular disorders ? A systematic review. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 57(6), 465-479.
- Chartrand, G., Cresson, T., Chav, R., Gotra, A., Tang, A. & De Guise, J. A. (2016). Liver segmentation on CT and MR using Laplacian mesh optimization. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 64(9), 2110-2121.
- Cobb, J. (1948). Outline for the study of scoliosis. *Instr Course Lect AAOS*, 5, 261–275.
- Cox, P. G. & Jeffery, N. (2007). Morphology of the mammalian vestibulo-ocular reflex : The spatial arrangement of the human fetal semicircular canals and extraocular muscles. *Journal of morphology*, 268(10), 878–890.
- Cox, P. G. & Jeffery, N. (2010). Semicircular canals and agility : the influence of size and shape measures. *Journal of Anatomy*, 216(1), 37–47.

- da Neiva, M. B., Soares, A. C., de Oliveira Lisboa, C., de Vasconcellos Vilella, O. & Motta, A. T. (2014). Evaluation of cephalometric landmark identification on CBCT multiplanar and 3D reconstructions. *The Angle orthodontist*, 85(1), 11-17.
- David, R., Droulez, J., Allain, R., Berthoz, A., Janvier, P. & Bennequin, D. (2010). Motion from the past. A new method to infer vestibular capacities of extinct species. *Comptes Rendus Palevol*, 9(6-7), 397-410.
- de Oliveira, A. E. F., Cevidanes, L. H. S., Phillips, C., Motta, A., Burke, B. & Tyndall, D. (2009). Observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on cone-beam computerized tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 107(2), 256-265.
- Della Santina, C. C., Potyagaylo, V., Migliaccio, A. A., Minor, L. B. & Carey, J. P. (2005). Orientation of human semicircular canals measured by three-dimensional multiplanar CT reconstruction. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 6(3), 191-206.
- Deschênes, S., Charron, G., Beaudoin, G., Labelle, H., Dubois, J., Miron, M.-C. & Parent, S. (2010). Diagnostic imaging of spinal deformities : reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager. *Spine*, 35(9), 989–994.
- Dey, T. K., Fan, F. & Wang, Y. (2013). An efficient computation of handle and tunnel loops via Reeb graphs. *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, 32(4), 32.
- Dobai, A., Markella, Z., Vízkelety, T., Fouquet, C., Rosta, A. & Barabás, J. (2018). Landmark-based midsagittal plane analysis in patients with facial symmetry and asymmetry based on CBCT analysis tomography. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 79(6), 371-379.
- Donatelli, R. E. & Lee, S.-J. (2013). How to report reliability in orthodontic research : Part 1. Elsevier.
- Dutheil, S., Lacour, M. & Tighilet, B. (2011). Discovering a new functional neurogenic zone : the vestibular nuclei of the brainstem. *Medecine sciences : M/S*, 27(6-7), 605–613.
- Ekdale, E. G. (2013). Comparative anatomy of the bony labyrinth (inner ear) of placental mammals. *PLoS One*, 8(6), e66624.
- Ekdale, E. G. (2016). Form and function of the mammalian inner ear. *Journal of anatomy*, 228(2), 324–337.
- El Khoury, M., Braga, J., Dumoncel, J., Nancy, J., Esclassan, R. & Vaysse, F. (2014). The human semicircular canals orientation is more similar to the bonobos than to the Chimpanzees. *PloS one*, 9(4), e93824.
- EOS. (2020). EOS® [PNG]. Repéré à <https://www.eos-imaging.us/us/professionals/eos/eos>.

- Flandin, G. & Friston, K. J. (2008). Statistical parametric mapping (SPM). *Scholarpedia*, 3(4).
- Fusco, C., Zaina, F., Atanasio, S., Romano, M., Negrini, A. & Negrini, S. (2011). Physical exercises in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis : an updated systematic review. *Physiotherapy theory and practice*, 27(1), 80–114.
- Green, M. N., Bloom, J. M. & Kulbersh, R. (2017). A simple and accurate craniofacial midsagittal plane definition. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 152(3), 355–363.
- Greiner, K. A. (2002). Adolescent idiopathic scoliosis : radiologic decision-making. *American family physician*, 65(9), 1817–1822.
- Gunz, P., Ramsier, M., Kuhrig, M., Hublin, J. & Spoor, F. (2012). The mammalian bony labyrinth reconsidered, introducing a comprehensive geometric morphometric approach. *Journal of Anatomy*, 220(6), 529-543.
- Guo, X., Chau, W. W., Hui-Chan, C. W., Cheung, C. S., Tsang, W. W. & Cheng, J. C. (2006). Balance control in adolescents with idiopathic scoliosis and disturbed somatosensory function. *Spine*, 31(14), E437-E440.
- Halterman, M. W. (2005). Neuroscience, 3rd Edition. *Neurology*, 64(4), 769–769-a. doi : 10.1212/01.WNL.0000154473.43364.47.
- Hashimoto, S., Naganuma, H., Tokumasu, K., Itoh, A. & Okamoto, M. (2005). Three-dimensional reconstruction of the human semicircular canals and measurement of each membranous canal plane defined by Reid's stereotactic coordinates. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, 114(12), 934-938.
- Hassan, B., Nijkamp, P., Verheij, H., Tairie, J., Vink, C., van der Stelt, P. & van Beek, H. (2011). Precision of identifying cephalometric landmarks with cone beam computed tomography in vivo. *The European Journal of Orthodontics*, 35(1), 38-44.
- Haumont, T., Gauchard, G. C., Lascombes, P. & Perrin, P. P. (2011). Postural instability in early-stage idiopathic scoliosis in adolescent girls. *Spine*, 36(13), E847–E854.
- Hawasli, A. H., Hullar, T. E. & Dorward, I. G. (2015). Idiopathic scoliosis and the vestibular system. *European Spine Journal*, 24(2), 227-233.
- Henson, O. & Henson, M. (2000). Human S16885 [IRM]. Repéré à http://cbaweb2.med.unc.edu/henson_mrm/.
- Hitier, M., Hamon, M., Denise, P., Lacoudre, J., Thenint, M.-A., Mallet, J.-F., Moreau, S. & Quarck, G. (2015). Lateral Semicircular Canal Asymmetry in Idiopathic Scoliosis : An Early Link between Biomechanical, Hormonal and Neurosensory Theories ? *PLoS one*, 10(7), e0131120.

- Horne, J. P., Flannery, R. & Usman, S. (2014). Adolescent idiopathic scoliosis : diagnosis and management. *Am Fam Physician*, 89(3), 193–198.
- Ifediba, M. A., Rajguru, S. M., Hullar, T. E. & Rabbitt, R. D. (2007). The role of 3-canal biomechanics in angular motion transduction by the human vestibular labyrinth. *Annals of biomedical engineering*, 35(7), 1247-1263.
- Illés, T. & Somoskeöy, S. (2012). The EOS™ imaging system and its uses in daily orthopaedic practice. *International orthopaedics*, 36(7), 1325–1331.
- Jacobson, G. P. & Shephard, N. T. (2014). *Balance function assessment and management*. plural publishing.
- Jeffery, N. & Spoor, F. (2004). Prenatal growth and development of the modern human labyrinth. *Journal of Anatomy*, 204(2), 71-92.
- Jensen, G. M. & Wilson, K. B. (1979). Horizontal postrotatory nystagmus response in female subjects with adolescent idiopathic scoliosis. *Physical Therapy*, 59(10), 1226–1233.
- Kesling, K. L. & Reinker, K. A. (1997). Scoliosis in twins : a meta-analysis of the literature and report of six cases. *Spine*, 22(17), 2009–2014.
- Kim, H.-Y. (2014). Analysis of variance (ANOVA) comparing means of more than two groups. *Restorative dentistry & endodontics*, 39(1), 74–77.
- King, H. A., Moe, J. H., Bradford, D. S. & Winter, R. B. (1983). The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*, 65(9), 1302–13.
- Koo, T. K. & Li, M. Y. (2016). A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *Journal of chiropractic medicine*, 15(2), 155–163.
- Kumar, M., Shanavas, M., Sidappa, A. & Kiran, M. (2015). Cone beam computed tomography-know its secrets. *Journal of international oral health : JIOH*, 7(2), 64.
- Kuo, F.-C., Wang, N.-H. & Hong, C.-Z. (2010). Impact of visual and somatosensory deprivation on dynamic balance in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 35(23), 2084–2090.
- Lacour, M. (2006). Restoration of vestibular function : basic aspects and practical advances for rehabilitation. *Current medical research and opinion*, 22(9), 1651–1659.
- Lagravère, M. O., Gordon, J. M., Guedes, I. H., Flores-Mir, C., Carey, J. P., Heo, G. & Major, P. W. (2009). Reliability of traditional cephalometric landmarks as seen in three-dimensional analysis in maxillary expansion treatments. *The Angle orthodontist*, 79(6), 1047-1056.
- Lambert, F. M., Malinvaud, D., Glaunes, J., Bergot, C., Straka, H. & Vidal, P.-P. (2009). Vestibular asymmetry as the cause of idiopathic scoliosis : a possible answer from *Xenopus*. *Journal of Neuroscience*, 29(40), 12477-12483.

- Lao, M. L., Chow, D. H., Guo, X., Cheng, J. C. & Holmes, A. D. (2008). Impaired dynamic balance control in adolescents with idiopathic scoliosis and abnormal somatosensory evoked potentials. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 28(8), 846–849.
- Lee, J., Shin, K., Kim, J., Yoo, J., Song, W. & Koh, K. (2013). A Morphometric Study of the Semicircular Canals Using Micro-CT Images in Three-Dimensional Reconstruction. *The Anatomical Record*, 296(5), 834-839.
- Lenke, L. G., Betz, R. R., Harms, J., Bridwell, K. H., Clements, D. H., Lowe, T. G. & Blanke, K. (2001). Adolescent idiopathic scoliosis : a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *JBJS*, 83(8), 1169–1181.
- Lin, H.-H., Chuang, Y.-F., Weng, J.-L. & Lo, L.-J. (2015). Comparative validity and reproducibility study of various landmark-oriented reference planes in 3-dimensional computed tomographic analysis for patients receiving orthognathic surgery. *PloS one*, 10(2), e0117604.
- Lisboa, C. d. O., Masterson, D., Motta, A. F. J. & Motta, A. T. (2015). Reliability and reproducibility of three-dimensional cephalometric landmarks using CBCT : a systematic review. *Journal of Applied Oral Science*, 23(2), 112-119. doi : 10.1590/1678-775720140336.
- Lopez, C., Blanke, O. & Mast, F. (2012). The human vestibular cortex revealed by coordinate-based activation likelihood estimation meta-analysis. *Neuroscience*, 212, 159-179.
- Lowe, T. G., Edgar, M., Margulies, J. Y., Miller, N. H., Raso, V. J., Reinker, K. A. & Rivard, C.-H. (2000). Etiology of idiopathic scoliosis : current trends in research. *JBJS*, 82(8), 1157.
- Lundström, A. & Lundström, F. (1995). The Frankfort horizontal as a basis for cephalometric analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 107(5), 537-540.
- Lyu, H.-Y., Chen, K.-G., Yin, D.-M., Hong, J., Yang, L., Zhang, T.-Y. & Dai, P.-D. (2016). The age-related orientational changes of human semicircular canals. *Clinical and experimental otorhinolaryngology*, 9(2), 109.
- Malinzak, M. D., Kay, R. F. & Hullar, T. E. (2012). Locomotor head movements and semicircular canal morphology in primates. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 109(44), 17914–17919.
- Marieb, E. & Hoehn, K. (2014). *Anatomie et physiologie humaines : Livre+ eText+ plateforme numérique MonLab-Licence étudiant 60 mois*. Pearson Education France.
- Mauriès, J.-P. (2019). Système vestibulaire (organe de l'équilibre) Voies vestibulaires : voie extrapyramidale (vetopsy.fr). Repéré à <http://www.vetopsy.fr/sens/audition/systeme-vestibulaire-equilibre-voie-extrapyramidale.php>.

- Miracle, A. & Mukherji, S. (2009). Conebeam CT of the head and neck, part 1 : physical principles. *American Journal of Neuroradiology*, 30(6), 1088–1095.
- Nault, M.-L., Mac-Thiong, J.-M., Roy-Beaudry, M., Turgeon, I., deGuise, J., Labelle, H. & Parent, S. (2014). Three-dimensional spinal morphology can differentiate between progressive and nonprogressive patients with adolescent idiopathic scoliosis at the initial presentation : a prospective study. *Spine*, 39(10), E601.
- Nurunnabi, A., Belton, D. & West, G. (2014). Diagnostics based principal component analysis for robust plane fitting in laser data. *16th Int'l Conf. Computer and Information Technology*, pp. 484–489.
- Obrist, D. (2011). Fluid mechanics of the inner ear.
- Orliac, M., Benoit, J. & O'leary, M. (2012). The inner ear of Diacodexis, the oldest artiodactyl mammal. *Journal of anatomy*, 221(5), 417-426.
- Pansu, P. (2004). Courbes B-splines. Repéré à https://www.math.u-psud.fr/~pansu/web_maitrise/bsplines.pdf.
- Pataky, T. C. (2010). Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of biomechanics*, 43(10), 1976–1982.
- Patten, S. A. & Moldovan, F. (2011). Could genetic determinants of inner ear anomalies be a factor for the development of idiopathic scoliosis? *Medical hypotheses*, 76(3), 438-440.
- Pfaff, C., Martin, T. & Ruf, I. (2015). Bony labyrinth morphometry indicates locomotor adaptations in the squirrel-related clade (Rodentia, Mammalia). *Proceedings of the Royal Society B : Biological Sciences*, 282(1809), 20150744.
- Pittayapat, P., Jacobs, R., Odri, G. A., Vasconcelos, K. d. F., Willems, G. & Olszewski, R. (2015). Reproducibility of the sella turcica landmark in three dimensions using a sella turcica-specific reference system. *Imaging science in dentistry*, 45(1), 15–22.
- Pittayapat, P., Jacobs, R., Bornstein, M. M., Odri, G. A., Lambrichts, I., Willems, G., Politis, C. & Olszewski, R. (2017). Three-dimensional Frankfort horizontal plane for 3D cephalometry : a comparative assessment of conventional versus novel landmarks and horizontal planes. *European journal of orthodontics*, 40(3), 239–248.
- Purves, D., Augustine, G., Fitzpatrick, D., Katz, L., LaMantia, A., McNamara, J., Williams, S., LaMantia, A. & Katz, L. (2004). The Auditory System. *Neuroscience*, 3rd ed., Saunderland : Sinauer Associates Inc, 283–314.
- Reamy, B. V. & Slakey, J. B. (2001). Adolescent idiopathic scoliosis : review and current concepts. *American family physician*, 64(1).

- Richard, C., Laroche, N., Malaval, L., Dumollard, J., Martin, C., Peoch, M., Vico, L. & Prades, J. (2010). New insight into the bony labyrinth : a microcomputed tomography study. *Auris Nasus Larynx*, 37(2), 155-161.
- Robert, W. & Funnel, J. (2003). 3D Ear - Left Ear [VRML]. Repéré à <http://audilab.bmed.mcgill.ca/~daren/3DEar/index.html>.
- Rossi, M., Ribeiro, E. & Smith, R. (2003). Craniofacial asymmetry in development : an anatomical study. *The Angle Orthodontist*, 73(4), 381-385.
- Rousie, D. L., Deroubaix, J. P., Joly, O., Baudrillard, J. C. & Berthoz, A. (2009). Abnormal connection between lateral and posterior semicircular canal revealed by a new modeling process. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1164(1), 455-457.
- Rubin, F. (2015). *Idiopathic scoliosis of child : a vestibular disease ?* (Thesis). Repéré à <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01231175>.
- Sahlstrand, T. & Petruson, B. (1979). A study of labyrinthine function in patients with adolescent idiopathic scoliosis I. An electro-nystagmographic study. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 50(6), 759-769.
- Sam, A., Currie, K., Oh, H., Flores-Mir, C. & Lagravere-Vich, M. (2018). Reliability of different three-dimensional cephalometric landmarks in cone-beam computed tomography : A systematic review. *The Angle Orthodontist*, 89(2), 317-332.
- Santos, C. F., Belinha, J., Gentil, F., Parente, M. & Jorge, R. N. (2017). An alternative 3D numerical method to study the biomechanical behaviour of the human inner ear semicircular canal. *Acta of bioengineering and biomechanics*, 19(1).
- Schaefer, S., McPhail, T. & Warren, J. (2006). Image deformation using moving least squares. *ACM transactions on graphics (TOG)*, 25(3), 533-540.
- Schellhorn, R. (2018). Intraspecific variation in the domestic cat bony labyrinth revealed by different measurement techniques. *Journal of morphology*, 279(3), 409-417.
- Schlicher, W., Nielsen, I., Huang, J. C., Maki, K., Hatcher, D. C. & Miller, A. (2011). Consistency and precision of landmark identification in three-dimensional cone beam computed tomography scans. *The European Journal of Orthodontics*, 34(3), 263-275.
- Schultz, J. A., Zeller, U. & Luo, Z. (2017). Inner ear labyrinth anatomy of monotremes and implications for mammalian inner ear evolution. *Journal of morphology*, 278(2), 236-263.
- Shi, L., Wang, D., Chu, W. C., Burwell, G. R., Wong, T.-T., Heng, P. A. & Cheng, J. C. (2011). Automatic MRI segmentation and morphoanatomy analysis of the vestibular system in adolescent idiopathic scoliosis. *Neuroimage*, 54, S180-S188.

- Simoneau, M., Richer, N., Mercier, P., Allard, P. & Teasdale, N. (2006). Sensory deprivation and balance control in idiopathic scoliosis adolescent. *Experimental Brain Research*, 170(4), 576–582.
- Spoor, F. & Zonneveld, F. (1998). Comparative review of the human bony labyrinth. *American journal of physical anthropology*, 107(S27), 211-251.
- Tagliasacchi, A., Alhashim, I., Olson, M. & Zhang, H. (2012). Mean curvature skeletons. *Computer Graphics Forum*, 31(5), 1735–1744.
- Taha, A. A. & Hanbury, A. (2015). Metrics for evaluating 3D medical image segmentation : analysis, selection, and tool. *BMC medical imaging*, 15(1), 29.
- The CGAL Project. (2018). *CGAL User and Reference Manual* (éd. 4.11.3). CGAL Editorial Board. Repéré à <http://doc.cgal.org/4.11.3/Manual/packages.html>.
- van der Kooij, H., Jacobs, R., Koopman, B. & van der Helm, F. (2001). An adaptive model of sensory integration in a dynamic environment applied to human stance control. *Biological cybernetics*, 84(2), 103–115.
- Veillon, F. (2013a). *Imagerie de l'oreille et de l'os temporal - Volume 5 : Pédiatrie*. Lavoisier. Repéré à <https://books.google.ca/books?id=PcnuAQAAQBAJ>.
- Veillon, F. (2013b). *Imagerie de l'oreille et de l'os temporal - Volume 1 : Anatomie et imagerie normales*. Lavoisier. Repéré à <https://books.google.ca/books?id=acruAQAAQBAJ>.
- Weinstein, S. L., Dolan, L. A., Cheng, J. C., Danielsson, A. & Morcuende, J. A. (2008). Adolescent idiopathic scoliosis. *The Lancet*, 371(9623), 1527–1537.
- Wen, C., Wang, D., Shi, L., Chu, W. C., Cheng, J. C. & Lui, L. M. (2015). Landmark constrained registration of high-genus surfaces applied to vestibular system morphometry. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 44, 1-12.
- Widmaier, E. P., Raff, H., Strang, K. T. & Vander, A. J. (2008). *Vander's Human physiology : the mechanisms of body function*. Boston : McGraw-Hill Higher Education,.
- Xin, S.-Q., He, Y., Fu, C.-W., Wang, D., Lin, S., Chu, W. C., Cheng, J. C., Gu, X. & Lui, L. M. (2011). Euclidean geodesic loops on high-genus surfaces applied to the morphometry of vestibular systems. *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 384–392.
- Xu, Y., Oh, H. & Lagravere, M. O. (2017). Malocclusion Class II division 1 skeletal and dental relationships measured by cone-beam computed tomography. *International orthodontics*, 15(3), 365–387.
- Zeng, W., Lui, L. M., Shi, L., Wang, D., Chu, W. C., Cheng, J. C., Hua, J., Yau, S.-T. & Gu, X. (2010). Shape analysis of vestibular systems in adolescent idiopathic scoliosis

using geodesic spectra. *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 538–546.

Zhang, M., Li, F., Wang, X., Wu, Z., Xin, S.-Q., Lui, L.-M., Shi, L., Wang, D. & He, Y. (2014). Automatic registration of vestibular systems with exact landmark correspondence. *Graphical Models*, 76(5), 532-541.

Clicours.com