

Modélisation en éléments finis à géométrie paramétrée de la tête

Pierre-Marc François

▶ **To cite this version:**

Pierre-Marc François. Modélisation en éléments finis à géométrie paramétrée de la tête : application à l'étude des commotions cérébrales. Sciences de l'ingénieur [physics]. Arts et Métiers, 2019. Français. NNT : 2019ENAM0066 . tel-03654715

HAL Id: tel-03654715
https://pastel.hal.science/tel-03654715

Submitted on 28 Apr 2022

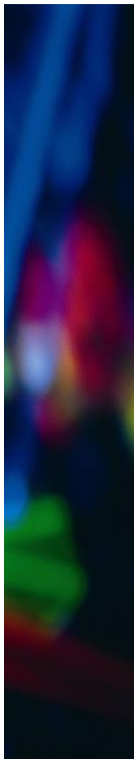
HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

HESAM UNIVERSITÉ

Arts et Métiers Sciences et Technologies

2019-ENAM-0066



École doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'ingénieur

Doctorat

T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité " Biomécanique "

Présentée et soutenue publiquement par

Pierre-Marc FRANÇOIS

04/12/2019

Modélisation éléments finis à géométrie paramétrée de la tête. Application à l'étude des commotions cérébrales.

Directeur de thèse : **Sébastien LAPORTE**
Co-encadrement de la thèse : **Baptiste SANDOZ – Philippe DECQ**

Jury

Mme Catherine Masson, Directrice de recherche, IFSTARR, Marseille	Présidente
Mme Caroline Deck, Ingénieur de recherche, Laboratoire iCube, Université de Strasbourg	Rapporteur
M. Philippe Vézin, Directeur de recherche, IFSTTAR, Bron	Rapporteur
M. Ciaran Simms, Associate professor, Trinity college, Dublin	Examinateur
M. Hugues Loiseau, PU-PH, CHU de bordeaux-GH Pellegrin, Bordeaux	Examinateur
M. Baptiste Sandoz, Maître de conférence, IBHGC, Arts et Métiers ParisTech	Examinateur
M. Philippe DECQ, PU-PH, IBHGC, Arts et Métiers ParisTech	Examinateur
M. Sébastien LAPORTE, Professeur des universités, IBHGC, Arts et Métiers ParisTech	Examinateur

Arts et Métiers - Campus de Paris
Institut de biomécanique humaine Georges Charpak

T H È S E

Ce mémoire n'existerait pas à ce jour sans les nombreuses personnes qui m'ont entouré pendant ces trois années de thèse. Par ces quelques mots, je tiens à les remercier et à leur adresser toute ma reconnaissance. Elle est profonde et sincère.

Je tiens tout d'abord à remercier mes encadrants de thèse, Philippe Decq, Baptiste Sandoz et Sébastien Laporte. Je ne saurai vous remercier suffisamment de m'avoir offert cette opportunité incroyable d'avoir grandi et mûri, et de m'être, en somme, complètement épanoui tout au long de ce projet. Vos compétences et votre rigueur, votre humanité et votre gentillesse m'ont guidé au travers des différents moments traversés. Les bons comme les plus difficiles. Merci de m'avoir toujours soutenu, d'avoir cru en moi et de m'avoir encouragé depuis mon master. Merci de m'avoir soutenu dans cette dernière ligne droite, d'avoir toujours pris le temps pour me répondre et de m'avoir aider à finaliser mes travaux, mon manuscrit et ma soutenance.

Philippe, je suis très fier d'avoir pu évoluer sous ton regard toujours bienveillant, expert et curieux. Je me souviendrai longtemps de nos discussions autour des problématiques liées à la pratique du rugby. Ce sujet me tient forcément à cœur, et c'est une chance fantastique d'avoir eu la possibilité d'échanger sur ces sujets avec toi. Tu m'as offert la possibilité de rencontrer et de collaborer avec de nombreux médecins, et spécialistes, dans des domaines transverses et extrêmement riches. Pour tous les petits aléas de la vie et « bobos » du rugby tu étais présent. Encore merci.

Baptiste, je suis très fier d'avoir pu travailler à tes côtés ; ta gentillesse et ta rigueur, ton optimisme et ta volonté de toujours avancer, m'ont guidé, du début jusqu'à la fin. Tu auras été un appui sûr et indispensable pour, entre autres, la finalisation de mes diverses communications. En particulier, je garde en mémoire ce congrès à Dublin, une expérience tout simplement formidable, et enrichissante au possible.

Sébastien, je suis très fier d'avoir été un de tes « padawans ». J'ai tout simplement grandi à tes côtés, et pour cela, ma reconnaissance est vraiment immense. Aucun problème n'en est un pour toi, encore plus quand il s'agit de lever un verrou technique et mathématique. Tu m'as appris à ne rien lâcher, gérer mes craintes et mes doutes. Ton investissement permanent a été un soutien absolument essentiel et indispensable, merci. Je n'oublierai jamais tous ces échanges et cafés quasi quotidiens dans ce bureau tout simplement génial (j'y reviendrai un peu plus tard). Que de chemin parcouru depuis ces premières histoires de sinus et de cosinus..

Je remercie énormément Wafa Skalli, Philippe Rouch et Hélène Pillet. Vous m'avez fait confiance depuis mon master, et pour cela je vous en suis extrêmement reconnaissant. Philippe, malgré nos avis rugbystiques divergents, tu m'as offert l'opportunité de m'impliquer « physiquement », à mon niveau, dans des projets qui me passionnent. C'était une chance assez unique.

Merci à Hélène Staquet, Mathilde Fouet et Yehia El Bendary. Quel vrai plaisir d'avoir pu collaborer avec vous. Vos travaux et votre intérêt pour nos sujets communs m'ont permis d'approfondir mes objectifs. Vous m'avez soutenu et accompagné jusqu'au bout. Je vous en suis vraiment très reconnaissant.

Merci au bureau des légendes, aka Louis Clavel, Christophe Muthseng, Stan Durant et Samuel Hybois. Cette thèse n'aurait pas été la même sans vous, c'est une évidence. Il n'est pas simple de tout dire ici, mais je citerai nos congrès vécus ensembles, nos échanges scientifiques et

mathématiques « extrêmement » intenses et pertinents (ou pas... 😉), nos anniversaires, nos moments de joies et de doutes partagés et surtout votre soutien sans faille. Marine Souq, ta place est ici, naturellement. Tu m'as accompagné du début à la fin, j'ai toujours pu me reposer sur toi, administrativement d'une part mais aussi et surtout humainement.

Merci à Sylvain, pour ton avis toujours éclairé et juste, et pour nos festins partagés le midi.

Merci à Xavier, Laura, Pierre-Yves, Rachele, Agathe, Laurent, Claudio, Christophe, Maxim, François, Nolween, Miassa, Valérie, Mohamed (le meilleur des bandits) et tous mes formidables collègues pour cette ambiance de travail géniale, ces échanges et fous rires sur le canapé le midi. Le laboratoire ne serait assurément pas le même sans vous. C'est une chance assez unique d'avoir pu évolué à vos côtés.

Enfin, merci à tous mes proches, ma famille, mes amis de toujours du lycée, mes copains du rugby et tous les autres. Votre curiosité et votre soutien ont pleinement contribué à ce que projet puisse aboutir. La science avance, même à l'apéro ou dans un vestiaire !

Introduction générale 12

Revue bibliographique 14

1. Revue accidentologique et épidémiologique de la traumatologie crânio-faciale ; l'exemple de la commotion cérébrale. 15

a. L'étude traumatologique crânienne dans le contexte automobile 16

b. L'étude traumatologique crânienne dans le contexte du sport 21

c. L'anatomie structurelle et les variations morphologiques associées des principales structures de la tête 25

d. L'anatomie de la tête - synthèse 39

2. Revue de littérature des modèles éléments finis de la tête 41

a. La modélisation par éléments finis de la tête 42

b. La méthode de modélisation à géométrie paramétrée de l'IBHGC 52

c. Revue de la littérature des modèles éléments finis de la tête - synthèse 53

3. Synthèse bibliographique et objectifs 54

Travaux personnels 55

4. Description de l'inter-variabilité morphologique des principales structures de la tête 56

a. Etude de l'inter variabilité anatomique de la cavité crânienne 57

b. Etude de l'inter variabilité anatomique de la faux du cerveau et de la tente du cervelet 67

c. Etude de l'inter variabilité anatomique du corps calleux 71

d. Etude de l'inter variabilité anatomique du système ventriculaire 75

e. Synthèse de l'étude d'inter-variabilité morphologique de la tête 80

5. Modélisation à géométrie paramétrée et personnalisée du crâne et de ses principaux composants internes 81

a. Modélisation paramétrée de la géométrie 82

b. Modélisation géométrique paramétrée personnalisée 88

c. Lois de comportement utilisés 94

d. Grandeurs mécaniques mesurées 94

e. Synthèse de la modélisation géométrique du modèle de la tête 96

6. Analyse de l'influence de la variabilité géométrique sur le comportement biomécanique de la tête 98

a. Matériel et méthode 99

b. Résultats 102

c. Discussion 111

7. Conclusion générale 115

Références 117

Annexe A : L'atlas de Talairach 131
Annexe B : Approches SPH et ALE pour l'interaction fluide structure..... 132
Annexe C : Extraction de la géométrie intra crânienne 133
Annexe D : Comparaison qualitative des surfaces hémisphériques crâniennes..... 134
Annexe E : Extraction de la géométrie de la faux du cerveau et de la tente du cervelet136
Annexe F : Extraction de la géométrie du corps calleux 138
Annexe G : Paramétrage du crâne, des ventricules, du bloc cérébral 140
Annexe H : Analyse de l'influence de la variabilité géométrique sur le comportement biomécanique de la tête..... 145

Figure 1-2. Courbe de Wayne State. En abscisse la durée de l'impact (ms), en ordonnée l'accélération linéaire de la tête (g). La zone située au-dessus de la courbe traduit un dépassement du niveau de tolérance admissible. 17
Figure 1-3. WSTC tracée sur échelle double logarithmique, d'après (Gadd 1966). On retrouve le coefficient de régression 2,5 utilisé pour la formulation du GSI. 18
Figure 1-4. Accélérations calculées en fonction du temps de l'impact (région frontale) des cadavres, mannequins de chocs et volontaires contre différentes surfaces et comparées à la WSTC, d'après (Hodgson and Thomas 1972). 18
Figure 1-5. Probabilité lésionnelle de la tête à différents niveaux de sévérités en fonction de la valeur du Gambit. Un Gambit de 1 correspond à 50% de risque de lésions « sévères » (AIS 4), 60% de lésions « sérieuses » (AIS 3) et 90% de lésions modérées (AIS 2), d'après (Kramer and Appel 1990). 19
Figure 1-6. Impacts mesurés à l'aide d'un protège dents instrumenté au cours d'un match amateur en Nouvelle-Zélande pour un joueur. En bleu les impacts d'amplitude comprise entre 10 et 30 g, en orange entre 40 et 60 g, en rouge les impacts d'amplitude supérieure à 70 g. D'après (King et al. 2015) 23
Figure 1-7. Distribution des blessures à la tête en match sur 3 saisons et pour 757 joueurs professionnels, d'après (Kemp et al. 2008)]. 24
Figure 1-8. Plans anatomiques de référence (à gauche) et axes anatomiques (à droite), d'après www.sciences du sport.com 25
Figure 1-9. Anatomie du scalp et des méninges, d'après Jmarchn, www.wikipédia.com.Parenchyme cérébral 26
Figure 1-10. Anatomie du scalp et des méninges, d'après (Jmarchn, 2018) 26
Figure 1-11. Vue sagittale du squelette crânien, d'après (LadyofHats 2007). 27
Figure 1-12. Exemple de mesures craniométriques, d'après (Raoul Perrot 2005). 28
Figure 1-13.Variations morphologiques du visage humain, en fonction de l'IMC (ligne haut), de l'âge (au milieu) et du genre (en bas), d'après (Claes et al. 2006). 28
Figure 1-14. Les 6 premiers modes de variations statisques du crâne à +3 et -3 écarts types. De la gauche vers la droite : (a) les deux premiers modes, (b) les modes 3 et 4, (c) les modes 5 et 6, d'après (Berar et al. 2006) 29
Figure 1-15. Les trois premiers modes obtenus pour l'ensemble {scalp-scrâne}. La colonne central le moyen, les colonnes de gauche et de droite présentent respectivement les formes à -3 et +3 écarts types pour les modes associés, d'après (Danckaers et al. 2018) 29
Figure 1-16. Principaux sinus veineux duraux, d'après www.clemedecine.com 30
Figure 1-17.Anatomie du système ventriculaire en vue frontale a. et on vue sagittale b., d'après www.clemedecine.com. 31
Figure 1-18. Illustration de la méthode de mesure de l'index d'Evans, d'après (Brix et al. 2017) 32
Figure 1-19 a. Anatomie générale de l'encéphale, d'après Mysid, www.wikipédia.com. b. Matières blanches et grises des deux hémisphères cérébraux sur une coupe frontale ; en rouge, la position du corps calleux, d'après fr.quora.com. 33
Figure 1-20 a. Anatomie générale de l'encéphale, d'après Mysid, www.wikipédia.com. b. Matières blanches et grises des deux hémisphères cérébraux sur une coupe frontale ; en rouge, la position du corps calleux, d'après fr.quora.com.b. 33
Figure 1-21. Anatomie du corps calleux, d'après Définition, Anatomie et Caractéristiques du Corps Calleux, (Merdassi et al. n.d.). 34
Figure 1-22 a. Anatomie du cervelet, d'après www.lecerveau.mcgill.ca. b. Anatomie du tronc cérébral, d'après www.pinterest.com 34

Figure 1-23. Acquisition IRM dans le plan sagittal du corps calleux, d'après [34]. 1 = commissure antérieure, 2 = commissure postérieure, 3 = point le plus antérieur du corps calleux, 4 = intersection du corps calleux et du fornix, 5 = incisure interne du splenium, 6 = point supérieur le plus proche du splenium, 7 = point angulaire du genu, 8 = point le plus inférieur du splenium, 9 = point le plus postérieur du corps calleux, 10 = point postérieur du genu, 11 = centre de masse du splenium, 12 = point le plus supérieur du corps calleux, 13 = point le plus supérieur du splenium..... 36
Figure 1-24. Mesures réalisées par (SHIRAMIZU et al. 2008) pour éviter la relation entre le corps calleux et le bord libre de la faux. a = distance du corps calleux à la table interne du crâne, b = longueur de la faux, c = épaisseur du corps calleux. 36
Figure 1-25. Anatomie de la faux du cerveau et de la tente du cervelet. D'après www.pinterest.com..... 37
Figure 1-26. Illustration de l'arbre vasculaire cérébral, d'après Site de cours de collège et lycée en SVT (Anon n.d.). 39
Figure 2-1. Position des accéléromètres et capteurs de pressions d'après (Trosseille et al. 1992) dans la configuration MS408. A17 : accélération dans la matière blanche du lobe occipital, V06 : accélération dans le noyau lenticulaire, V07 : accélération dans la matière blanche du lobe frontal, V10 : Accélération d'ans l'ovale centrum, D34E : pression frontale, C83L : pression pariétale, C28L : pression occipitale. 45
Figure 2-2. Position des billes de tantale, d'après (Hardy et al. 2001, 2007). 46
Figure 2-3. Exemple de méthodologie d'application des modèles EF 47
Figure 2-4. a. Valeur maximale de la contrainte de Von Mises (kPa) atteinte dans le cerveau pour 60 accidents (football américain, moto, et piéton) reproduits expérimentalement sur mannequins (Hybrid III) de choc et numériquement avec le modèle ULP (Marjoux et al. 2008). b. Courbe de risque lésionnel associée. Par exemple, une contrainte maximale de Von Mises de 18 kPa correspond à une probabilité de 50% de dommages neurologiques modérés (Marjoux et al. 2008). 48
Figure 2-5. Modèles EF de la tête 50
Figure 2-6. Courbes de rotation de flexion/extension en fonction du moment de chargement pour 15 modèles d'unités fonctionnelles C5-C6 personnalisés. D'après (Laville et al. 2009). 52
Figure 2-7. Modèles à géométrie paramétrée développés à l'IBHGC. De gauche à droite, la géométrie du modèle développé par (Maurel et al. 1997), celle développée par (Laville 2010) et celle conçue par (Van Den Abbeele 2018). 53
Figure 3-1. Objectifs et méthode de résolution de la problématique de thèse 54
Figure 4-1. Suppression des calcifications des plexus choroïdes (en jaune) et binarisation des images.Sur la figure c. apparaît le premier allipsoïde positionné manuellement au centre des images CT. 57
Figure 4-2. Récapitulatif de la méthode de reconstruction de la cavité crânienne : a. Ellipsoïde à 488 noeuds positionné dans l'espace des images CT. b. La surface obtenue après projection et lissée de cet ellipsoïde. c. Ellipsoïde à 2168 nœuds positionné au barycentre de la précédente surface, orientée suivant ses axes d'inerties et réduite de moitié. d. Surface obtenue après projection et lissage. e. Réduction de 3% de cette surface. f. La surface finale avant lissage. g. Surface finale de la cavité crânienne. 58
Figure 4-3. Représentation de la distance "point surface" (mm) projetée sur une surface crânienne reconstruite. On constate ici que la majorité des erreurs est localisée au niveau la partie postérieure du basicrâne. 61
Figure 4-4. Volumes crâniens gauche (orange), droite (bleu) et global pour les 40 spécimens reconstruits. 62

Figure 4-5. Etude de la variance expliquée en fonction des modes de déformation principaux. 13 modes sont nécessaires pour expliquer 95% de la morphologie intra-crânienne lorsque que 6 suffisent à en expliquer 85%. 63
Figure 4-6. Comparaison de la surface référente du spécimen 8 (en rouge) avec la surface reconstruite à partir de sa décomposition modale (en bleue). 64
Figure 4-7. Vues frontale, sagittale et axiale des 6 premiers modes de forme de la cavité crânienne (en noir le modèle moyen en rouge le modèle moyen + 3 écart-types, en bleu le modèle moyen - 3 écarts types pour chaque mode associé). 65
Figure 4-8. Illustrations des paramètres mesurés sur la faux du cerveau et la tente du cervelet. (■ : Apex tentoriel, ✕ : Tuberculum Sellae, ✤ : Protuébrance occipitale, ○ : point le plus postérieur de la Crista Galli). D'après les travaux de master d'Hélène Staquet, 2018. 68
Figure 4-9. A gauche, Acquisition de points appartenant à la faux (en rouge), à la tente (en vert) et aux sinus (en bleus). A droite, la représentation complète de ces structures pour un patient (~ 1400 points par patient). 69
Figure 4-10. Section du corps calleux (en rouge) dans le plan sagittal médian. Le bord libre de la faux est indiqué en jaune. La commissure antérieure est repérée par le point AC, la commissure postérieure par le point PC. 72
Figure 4-11. Illustration des points repérés pour le corps calleux et le bord libre de la faux. . 72
Figure 4-12. Box plot (valeur min., 1er quartile, médiane, 3ème quartile, et valeur max.) des 4 rapports de distances mesurées entre le bord supérieur du corps calleux et l'incisure falcorielle. 75
Figure 4-13. Volume ventricule (ml) des 31 sujets, classés dans l'ordre croissant des âges.... 77
Figure 4-14. Exemple de surface ventriculaire obtenue à l'issue de la phase de segmentation à partir de scanner en vue sagittale (a.), frontale (b.), axiale (c.). En vert, les points latéraux, postérieurs et antérieurs, en jaune la commissure antérieure et en rouge la commissure postérieure. Sur b. la mesure de l'angle calleux. 78
Figure 5-1. Illustration en vue sagittale (a.), frontale (b.), axiale (c.) de la faux du cerveau et de la tente du cervelet (en gris) et des sinus modélisés (en bleu) pour un paramétrage donné. 84
Figure 5-2. Modèle complet de l'ensemble {scalp, crâne, faux du cerveau, tente du cervelet, sinus sagittal supérieur, droit et transverses, bloc cérébrale, ventricules et veines para-sagittales} en vue sagittale (a.), frontale (b.), et axiale (c.). 87
Figure 5-3. Illustration des 4 premiers modèles personnalisés (en ligne) à partir des reconstructions des cavités crâniennes. Dans la colonne de gauche, les modèles en vue frontale, dans la colonne de droite, les modèles en vue sagittale. 90
Figure 5-4. Illustration des 4 derniers modèles personnalisés (en ligne) à partir des reconstructions des cavités crâniennes. Dans la colonne de gauche, les modèles en vue frontale, dans la colonne de droite, les modèles en vue sagittale. 91
Figure 5-5. Illustration des modèles associés à la géométrie moyenne et aux deux premiers modes statistiques à ± 3 SD. Dans la colonne de gauche, les modèles en vue frontale, dans la colonne de droite, les modèles en vue sagittale. 92
Figure 5-6. Illustration des modèles associés modes statistiques 4, 5 et 6 à ± 3 SD. Dans la colonne de gauche, les modèles en vue frontale, dans la colonne de droite, les modèles en vue sagittale. 93
Figure 5-7. Surface cérébrale découpée suivant la décomposition définie par l'Atlas de Talairach. En jaune, la commissure antérieure du 3ème ventricule, en rouge, sa commissure supérieure. 96
Figure 6-1. Illustration du choc de Nahum pour le modèle statistique moyen (Nahum et al. 1977). 99

Figure 6-2. Illustration du choc C380-T6 (Hardy et al. 2007) pour le modèle statistique moyen en vue axiale. 100
Figure 6-3 Courbe de l'effort transmis par le piston au crâne mesuré pour l'expérience n°37 de (Nahum et al. 1977). 102
Figure 6-4. Cartographie de la pression cérébrale et ventriculaire (kPa) pour l'essai de Nahum simulé avec le modèle moyen à 0.6 ms (a.), 1 ms (b.), 2 ms (c.) et 10 ms (d.) en vue sagittale décalée de 15 mm. (Echelle de pression non fixée). 103
Figure 6-5. Cartographie de la pression cérébrale et ventriculaire (kPa) pour l'essai de Hardy simulé avec le modèle moyen à 1 ms (a.), 2 ms (b.), 5 ms (c.) et 10 ms (d.) en vue coronale. (Echelle de pression non fixée). 103
Figure 6-6. Pression frontale maximale (kPa) calculée pour les modèles statistiques et pour les modèles de la littérature ayant été confrontés aux mêmes conditions limites (Horgan and Gilchrist 2003; Takhounts et al. 2008b; Zhang Liying 2001; Zhou et al. 2019). En rouge, la valeur mesurée dans l'essai de (Nahum et al. 1977). 106
Figure 6-7. Pression frontale maximale (kPa) calculée pour les 8 modèles personnalisés et pour les modèles de la littérature ayant été confrontés aux mêmes conditions limites (Takhounts et al. 2008b; Zhang Liying 2001; Zhou, Li, and Kleiven 2019; Horgan and Gilchrist 2003). En rouge, la valeur mesurée dans l'essai de (Nahum, Smith, and Ward 1977). 106
Figure 6-8. Evolution temporelle de la pression frontale (MPa) pour les modèles statistiques 107
Figure 6-9. Contraintes de Von Mises maximale (kPa) atteinte dans le corps calleux en fonction du "Ratio mid" du corps calleux par rapport au bord libre de la faux (a.) et de la hauteur du bord libre de la faux (b.). 110
Figure 6-10. Influence du premier mode statistique calculé pour les 8 modèles personnalisés sur la pression frontale 110
Figure A-1. Illustration d'un coupe frontale des hémisphères gauche et droite du cerveau positionné dans le repère de Talairach, d'après(Talairach and Tournoux 1988) 131
Figure B-1. Modélisation SPH du LCS, d'après (Toma and Nguyen 2018) 132
Figure B-2. Modélisation ALE du LCS, d'après (Willinger and Baumgartner 2003b) 132
Figure C-1. En vue sagittale (a) et axiale (b) Exemple de la différence entre le plan de la faux (en jaune) et le plan de symétrie de la cavité crânienne (en bleu). En noir, le repère inertiel associé, positionné au centre de gravité de la cavité. En vue sagittale (c) et axiale (d), la surface intra crânienne découpée selon les 8 quadrants du repère faux. 134
Figure C-2. LI_S de la zone postérieure supérieure en fonction du LI_S de la zone frontale supérieure. Parmi les 40 surfaces testées, 9 présentent une asymétrie complètement latérale, 18 ont une zone frontale droite prédominante sur la gauche et une zone postérieure gauche prédominante sur la droite et 13 présentent une asymétrie inverse. 135
Figure G-1. Exemple de surface paramétrée du crâne en vue sagittale (a.), frontale (b.), axiale (c.). 142
Figure G-2. Exemple de surface paramétrée du système ventriculaire en vue sagittale (a.), frontale (b.), axiale (c.). 144
Figure H-1. Pression pariétale maximale (kPa) calculée dans l'hémisphère gauche pour les modèles statistiques et pour (Takhounts et al. 2008b; Zhang Liying 2001; Zhou, Li, and Kleiven 2019; Horgan and Gilchrist 2003). En rouge, la valeur mesurée dans l'essai de (Nahum, Smith, and Ward 1977). 145
Figure H-2. Evolution temporelle de la pression pariétale (MPa) 145
Figure H-3. Pression pariétale maximale (kPa) calculée dans l'hémisphère gauche pour les 8 modèles personnaliséss et pour (Takhounts et al. 2008b; Zhang Liying 2001; Zhou, Li, and

Kleiven 2019; Horgan and Gilchrist 2003). En rouge, la valeur mesurée dans l'essai de (Nahum et al. 1977). 146
Figure H-4. Pression du lobe occipital gauche (kPa) calculée pour les modèles statistiques et pour (Takhounts et al. 2008b; Zhou, Li, and Kleiven 2019; Horgan and Gilchrist 2003). En rouge, la valeur mesurée dans l'essai de (Nahum et al. 1977). 146
Figure H-5. Evolution temporelle de la pression occipitale (MPa) 147
Figure H-6. Pression du lobe occipital gauche (kPa) calculée pour les 8 modèles personnalisés et pour (Takhounts et al. 2008b; Zhou, Li, and Kleiven 2019; Horgan and Gilchrist 2003). En rouge, la valeur mesurée dans l'essai de (Nahum, Smith, and Ward 1977). 147
Figure H-7. Pression de la fosse postérieure gauche (kPa) calculée pour les 13 modèles statistiques et pour (Takhounts et al. 2008b; Zhou, Li, and Kleiven 2019; Horgan and Gilchrist 2003). En rouge, la valeur mesurée dans l'essai de (Nahum, Smith, and Ward 1977). 148
Figure H-8. Pression de la fosse postérieure gauche (kPa) calculée pour les 8 modèles statistiques et pour (Takhounts et al. 2008b; Zhou, Li, and Kleiven 2019; Horgan and Gilchrist 2003). En rouge, la valeur mesurée dans l'essai de (Nahum, Smith, and Ward 1977). 148

Introduction générale

La commotion cérébrale est un traumatisme cérébral léger particulièrement fréquent dans les sports de contact, comme le football américain ou le rugby (King et al. 2015; Wilberger 1993). D'un point de vue clinique, cette pathologie peut être définie comme *« un dysfonctionnement de courte durée des fonctions cérébrales induit par une accélération ou décélération soudaine de l'extrémité céphalique, en l'absence de lésion structurelle macro- ou microscopique, donc de lésion morphologique. »* (Decq et al. 2011). Dans la très grande majorité des cas, l'imagerie médicale (IRM ou scanner) conventionnelle de routine d'une personne commotionnée est normale, mais certains signes et symptômes cliniques peuvent en être révélateurs : des troubles de la conscience, des troubles de l'équilibre (ataxie), une anomalie de la fréquence cardiaque, de la somnolence, une crise tonique postérieure voire des convulsions, et/ou des symptômes non spécifiques, comme des céphalées, des vertiges ou des nausées (Decq et al. 2011). Si la majorité des commotions diagnostiquées présentent une évolution immédiatement favorable (mortalité <1%), une accumulation peut potentiellement engendrer des conséquences graves, chez l'adulte (Hume et al. 2017) mais aussi et surtout chez l'enfant, pour lequel les structures cérébrales sont encore en développement.

La compréhension des mécanismes lésionnels auxquels la tête peut être soumise, engendrant notamment une commotion cérébrale, s'est considérablement développée à partir du siècle passé à travers l'exploitation d'essais expérimentaux, renforcés par la mise en place de modèles numériques de plus en plus avancés. Ces travaux ont permis de définir des critères lésionnels, d'abord à l'échelle macroscopique de la tête, puis au niveau structurel des tissus mis en jeu par la connaissance de ces mécanismes. Néanmoins, la physiopathologie de la commotion cérébrale conserve encore des zones d'ombre. En particulier, l'influence de la variabilité anatomique de la tête sur son comportement biomécanique n'a jamais été pleinement évaluée.

Pour répondre à cette problématique, l'objectif des travaux de cette thèse est de construire un modèle numérique de la tête pouvant intégrer ses variations anatomiques. Ce modèle sera soumis à des sollicitations dynamiques issues de la littérature dont les niveaux mécaniques sont semblables à ceux mesurés au cours de pratiques sportives, comme le rugby. La stratégie de modélisation s'appuiera sur la méthodologie de paramétrage géométrique historiquement développée à l'IBHGC pour la modélisation du rachis cervical (Van Den Abbeele 2018; Laville, Laporte, and Skalli 2009; Maurel, Lavaste, and Skalli 1997).

Après une revue accidentologique et épidémiologique de la traumatologie crânio-faciale, dans le contexte automobile d'abord, puis sportif, l'anatomie des principaux composants de la tête, ainsi que leur variabilité morphologique, seront détaillées, afin d'appréhender les enjeux scientifiques, et cliniques de ce travail.
Une présentation des principaux modèles éléments finis de la tête développés dans la littérature sera décrite, en axant l'analyse sur trois axes d'étude : l'obtention de leur géométrie, les caractéristiques mécaniques propres à chacun, i.e. les lois matériaux et la gestion des interfaces entre les composants modélisés, et finalement les conditions limites qui leurs sont appliquées. Nous montrerons en quoi ces modèles ne sont pas adaptés pour répondre à notre problématique et nous redéfinirons à cette occasion plus précisément les objectifs de ce travail.

Le travail personnel réalisé au cours des trois années de thèse sera ensuite présenté dans les trois chapitres suivants :

- La première partie des travaux vise à apporter de nouveaux éléments quantitatifs d'évaluation de l'inter-variabilité morphologique des principales structures de la tête : le crâne, la faux du cerveau et la tente du cervelet, le corps calleux et le système ventriculaire. Des approches descriptives et statistiques ont été mises en place pour répondre à cet objectif.

- Dans un second temps, les stratégies de construction du modèle « éléments finis » (MEF) à géométrie paramétrée ont été détaillées. Les informations de variabilité morphologique évaluées au chapitre précédent ont permis de guider la construction de ce paramétrage. Les lois matériaux utilisées ont été, quant à elles, directement extraites de la littérature, à partir des modèles existants.

- Le troisième chapitre présente la confrontation du MEF à des essais cadavériques de référence issus de la littérature, afin d'évaluer l'influence de la géométrie, du crâne et de la faux du cerveau notamment, sur la réponse mécanique de la tête, soumise à une sollicitation donnée.

Finalement, une conclusion discutera de la cohérence de l'ensemble des travaux et proposera une mise en perspective des principaux résultats obtenus.

Revue bibliographique

1. Revue accidentologique et épidémiologique de la traumatologie crânio-faciale ; l'exemple de la commotion cérébrale.

Historiquement, les premiers critères lésionnels de la tête ont été définis dans le contexte automobile. Néanmoins, force est de constater que ces problématiques se retrouvent dans le cadre de la pratique sportive, particulièrement pour les sports de contacts et notamment le football américain et le rugby. Ces aspects sont présentés ici afin d'évaluer les enjeux cliniques de ce travail.
Par la suite, un rappel anatomique des principales structures mises en jeu (les enveloppes extra-crâniennes, le crâne, la faux du cerveau et la tente du cervelet, l'encéphale, le système ventriculaire et les méninges), ainsi que leurs variations anatomiques, seront détaillés afin d'évaluer les effets de cette variabilité dans un modèle numérique.

a. L'étude traumatologique crânienne dans le contexte automobile

1,3 millions de décès ont lieu tous les ans dans le monde suite à un accident de la route dans le monde (Peden et al. 2004) . Pour les accidents concernant l'extrémité céphalique, le taux de mortalité associé est multiplié par 3 par rapport aux autres zones anatomiques (Gennarelli et al. 1989). Par ailleurs, les conséquences neurologiques associées à long termes sont très importantes, si bien que l'on estime, par exemple, aux Etats-Unis entre 35 et 50 milliards de dollars de dépenses pour le traitement de ces lésions (Gennarelli et al. 1989; Miller 1995). Les blessures à la tête constituent dès lors un problème majeur de santé publique.

i. La classification des niveaux de sévérités lésionnelles de la tête

Les lésions de la tête sont classifiées suivant les recommandations de l'Organisation Mondiale de la Santé (World health organization 2010) et regroupent les blessures extra et intra crânienne. Une échelle de classification de degré de sévérité de ces lésions (Abbreviated Injury Scale – AIS) a été établie à partir de 1971 afin de pouvoir comparer les conséquences traumatologiques d'accidents de véhicules à moteur, puis révisée et affinée au fur et à mesure que les besoins cliniques s'élargissaient (Chiron, Ndiaye, and Thelot 2004). Si la description détaillée de la construction et de l'évolution de cette métrique lésionnelle n'est pas nécessaire ici, nous pouvons néanmoins présenter l'échelle de gravité du score AIS (Tableau 1-1) :

Tableau 1-1. Scores AIS classés selon les degrés de gravité associée. D'après (Chiron et al. 2004).

Score AIS	Gravité	Exemple
1	Mineure	Abrasion du cuir chevelu
2	Modérée	Fracture simple de la voûte crânienne
3	Sérieuse	Hémorragie sous-arachnoïdienne
4	Sévère	Hématome épidural ou extra dural
5	Critique	Lésion axonale diffuse
6	Maximale	Destruction massive de du crâne et du cerveau

ii. Les critères mécaniques lésionnels de la tête

Principalement sous l'impulsion des travaux expérimentaux audacieux du colonel américain John Paul Stapp dans les années 40, les effets d'accélérations et de décélérations soumises au corps humain ont été étudiés. Embarqué sur un chariot propulsé par quatre fusées, il a déterminé ainsi la limite de décélération linéaire admissible par son corps comme étant de 46,2 g et montré que sa pression intra-crânienne était augmentée par ces mécanismes (HUGHES and STAPP 1956; STAPP 1951, 1955).

Par la suite, motivés par le besoin d'améliorer les systèmes de protection automobile par la NHTSA (Burdi et al. 1969), des travaux expérimentaux (air soufflé sur la dure mère de crânes d'animaux) réalisés à la Wayne State University (Détroit, Michigan) ont montré que l'augmentation de la pression intracrânienne et la durée pendant laquelle cette pression est appliquée sont des paramètres clés pour établir les limites de tolérance lésionnelle de la tête (GURDJIAN, ROBERTS, and THOMAS 1966). Pour des durées très courtes, de forts niveaux d'accélérations peuvent être encaissés sans que l'augmentation de la pression intra crânienne ne lèse les tissus cérébraux et réciproquement. Ces travaux ont été poursuivis par une série de

tests d'impact sur des têtes cadavériques sur matériel automobile (panneau de bord automobile, pare choc…) pour les plus grandes accélérations, et sans choc sur volontaires pour les accélérations plus faibles, afin d'établir un niveau de tolérance à la fracture du crâne. Cette étude permit d'établir la courbe de Wayne State (Wayne State Tolerance Curve – WSTC) (Figure 1-1), qui lie l'accélération linéaire de la tête (mesurée au niveau de l'occiput) en fonction du temps d'application. Les principaux résultats de ces travaux établissent que :

- de violentes accélérations linéaires peuvent être encaissées sans lésion cérébrale ou neurologique pendant de très courtes durées, tandis que des accélérations plus faibles peuvent être supportées plus longtemps ;
- les lésions osseuses crâniennes sont toujours associées à l'apparition de commotions cérébrales (sans que l'inverse soit vraie pour autant).

Bien qu'étant basée sur des données expérimentales non –homogènes entre elles (impact de tête pour les animaux ou les cadavres pour les plus fortes accélérations, essais sur volontaires pour les plus faibles, mais sans impact), et ne considérant que la composante linéaire de l'accélération mesurée à l'occiput, la WSTC (Figure 1-1) est le premier critère lésionnel définissant un seuil traumatologique de la tête. Cette courbe a servi de premier critère « macroscopique » de survenue, ou non, de commotion cérébrale et inspira d'autres critères plus utilisés aujourd'hui dans l'industrie, tels que le Gadd Severity Index ou le Head Injury Criterion.

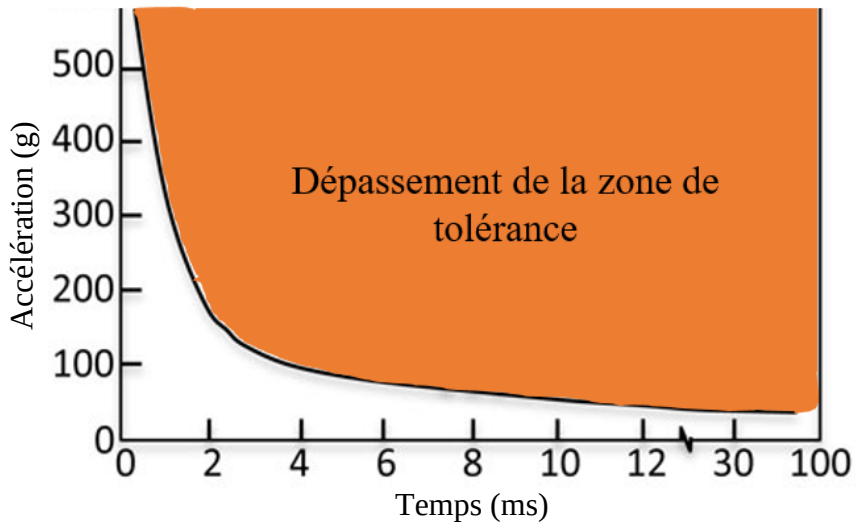


Figure 1-1. Courbe de Wayne State. En abscisse la durée de l'impact (ms), en ordonnée l'accélération linéaire de la tête (g). La zone située au-dessus de la courbe traduit un dépassement du niveau de tolérance admissible.

En 1966, *Gadd* expliqua que l'accélération moyenne et le pic d'accélération mesuré pendant la phase d'impact ne sont pas suffisants pour décrire la réponse de la tête (Gadd 1966). Il constate que pour des accélérations moyennes identiques issues de formes différentes, les conséquences cliniques ne sont pas les mêmes. Il suggère alors de prendre en compte l'évolution de l'accélération (linéaire) durant toute la durée de l'impact, et considérant que le risque lésionnel n'était pas proportionnel à l'accélération, il proposa d'abord d'élever à la puissance *n* l'accélération et de l'intégrer sur la durée du signal :

$$GSI = \int [a(t)]^n dt \qquad (1)$$

Avec « a » l'accélération en g, « t » le temps en s et « n » un coefficient de pondération. Représentée en échelle log-log, la WSTC est une droite, de pente 2.5. Le coefficient « n » a été alors fixé à 2.5 et le Gadd Severity Index (GSI) a été établi (Figure 1-2). Pour les sollicitations avec contact de la tête, le seuil admis par le GSI est de 1000, et de 1500 pour les sollicitations sans contact (Gadd 1966).

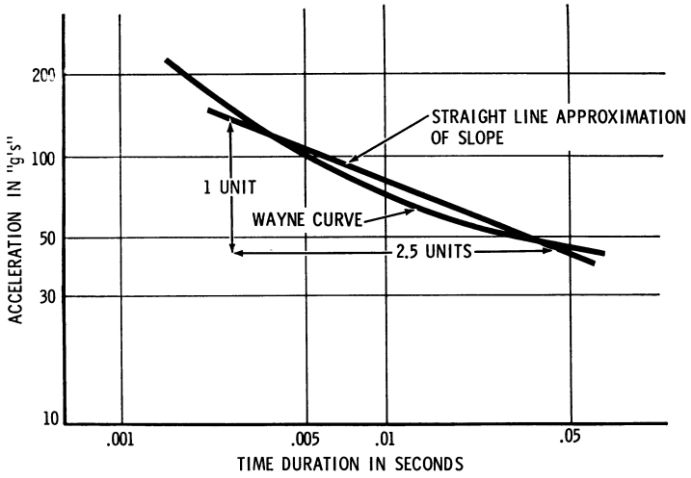


Figure 1-2. WSTC tracée sur échelle double logarithmique, d'après (Gadd 1966)*. On retrouve le coefficient de régression 2,5 utilisé pour la formulation du GSI.*

En 1971, introduit par Versace (Versace 1971) qui se base sur les travaux de Gadd et adopté par la National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA), le HIC (Head Injury Criterion) spécifie le risque lésionnel en cas de choc de la façon suivante :

$$HIC = max\left((t_2 - t_1)\left[(t_2 - t_1)^{-1}\int_{t_1}^{t_2} a(t)dt\right]^{2.5}\right) \quad (2)$$

Avec « a » l'accélération linéaire de la tête mesurée à son centre de gravité (en g), t_1 et t_2 le temps de début et de fin de contact avec la tête.

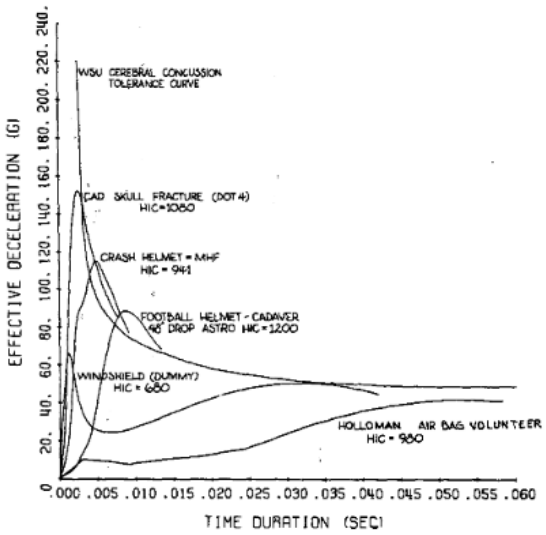


Figure 1-3. Accélérations calculées en fonction du temps de l'impact (région frontale) des cadavres, mannequins de chocs et volontaires contre différentes surfaces et comparées à la WSTC, d'après (Hodgson and Thomas 1972).

Confronté à des données d'accidents reconstruits sur mannequins de choc ou numériquement, le HIC renseigne alors sur une probabilité lésionnelle (Hopes and CHINN 1989; Mackay 2007) (Figure 1-4), ces probabilités lésionnelles étant associées à différents niveaux de sévérité définis à l'aide de la classification AIS (CIVIL and SCHWAB 1988). La poursuite des essais réalisés à la Wayne State (chute de têtes cadavériques, de casques automobiles sur surfaces rigides ou pelouses synthétiques, impacts sur pare choc et essais avec volontaires sur airbags) ont montré qu'un HIC calculé pour une durée de moins de 15 ms décrivait un accident n'entraînant pas de commotion cérébrale (Hodgson and Thomas 1972). Fixer une durée d'intégration de l'accélération est essentielle pour normaliser ce critère lésionnel. Deux valeurs sont utilisées couramment, 15 ms et 36 ms, sans qu'aucun consensus ne soit déterminé.

Tant la WSTC dans son obtention, que le GSI et le HIC dans leur formulation, ne considèrent que l'accélération linéaire de la tête ramenée à des points précis (l'occiput pour la WSTC, le centre de gravité pour le Gadd et le HIC), ce qui est critiquable (Yang and King 2004), d'autant qu'il a été montré que l'accélération angulaire est au moins autant à risque que l'accélération linéaire (Gennarelli et al. 1981).

Newman formula le premier critère lésionnel, prenant en compte l'accélération angulaire de la tête (Newman 1986), étalonné à partir d'essais sur animaux et sur cadavres (Gennarelli et al. 1979; Nusholtz et al. 1984; Prasad and Daniel 1984), le Gambit (Generalized acceleration model for brain injury threshold) :

$$Gambit = \frac{A_m}{250} + \frac{\alpha_m}{10000} \quad (3)$$

Avec A_m l'accélération linéaire (g) et α_m l'accélération angulaire (rad/s²) mesurée au centre de gravité de la tête. La valeur seuil du critère étant de 1.

En 1990, Kramer confronta le Gambit à une étude statistique d'accidents reconstitués numériquement et le critère fut alors reformulé (Kramer and Appel 1990) (Figure 1-4) :

$$Gambit = \sqrt[n]{\left(\frac{A_m}{250}\right)^n + \left(\frac{\alpha_m}{25000}\right)^n} \text{ avec n = 2} \quad (4)$$

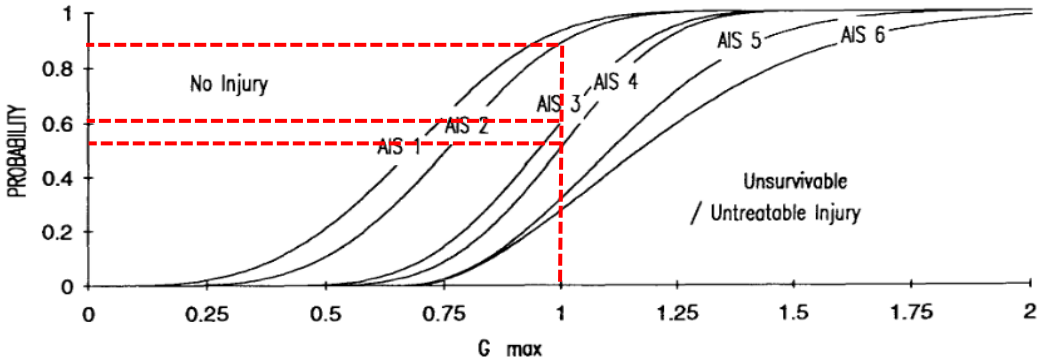


Figure 1-4. Probabilité lésionnelle de la tête à différents niveaux de sévérités en fonction de la valeur du Gambit. Un Gambit de 1 correspond à 50% de risque de lésions « sévères » (AIS 4), 60% de lésions « sérieuses » (AIS 3) et 90% de lésions modérées (AIS 2), d'après (Kramer and Appel 1990).

Le Gambit a été confronté à des essais, pour lesquels un seul degré de liberté en rotation était évalué, pour des raisons de simplification des protocoles expérimentaux. En pratique, il est

difficile de négliger les deux autres composantes rotatoires, de par la nature de la liaison tête tronc. Plus récemment, le Head Impact Power (HIP) a été développé à partir de la reconstruction de collisions au football américain sur mannequins de chocs (Hybrid III) (Newman and Shewchenko 2000). Les accélérations en translation et en rotation projetées sur les axes inertiels de la tête du mannequin enregistrées à son centre de gravité sont assemblées suivant la formule :

$$HIP = 4.5\ a_x \int a_x dt\ + 4.5\ a_y \int a_y dt + 4.5\ a_z \int a_z dt +\ 0.016\ \omega_x \int \omega_x dt + 0.024\ \omega_y \int \omega_y dt\ + 0.022\ \omega_z \int \omega_z dt \quad (5)$$

Avec a_x, a_y, a_z les composantes de l'accélération linéaire et ω_x, ω_y, ω_z les composantes de l'accélération angulaire. A partir de la confrontation des accidents reconstitués et du diagnostic clinique associé, un HIP de 12.8 kW indique une probabilité lésionnelle modérée de 50%.

Plus récemment, le développement des méthodes numériques (cf. 2. Revue de littérature des modèles éléments finis de la tête) a permis de mettre en place des critères lésionnels directement corrélés à l'état mécanique de la matière cérébrale. Une revue de littérature de quelques-uns de ces critères est proposée au chapitre 2.a.iii. La validation des modèles – les conditions limites.

iii. Les mécanismes lésionnels de la tête

Que le mécanisme lésionnel soit avec ou sans impact direct à la tête, les traumatismes crânio-encéphaliques ont une cause cinétique. En effet, la tête supportée par le rachis cervical ne reste jamais immobile. Lors des chocs directs, la tête peut être initialement soit en mouvement et subir une décélération au moment du choc, soit immobile et subir une accélération. En l'absence d'impact direct (cas du *whiplash*), les effets inertiels seront à l'origine des lésions cérébrales.

- Les chocs directs :

Les chocs directs endommagent localement la peau et le crâne (plaie du scalp, fracture du crâne) et peuvent causer des contusions et des hémorragies extra durales. L'énergie du choc non absorbée est ensuite transmise au cerveau au niveau du point d'impact sous la forme d'une onde de compression (on parle de blessure *coup* ou lésions *lobaires focales* (COURVILLE 1942; Drew and Drew 2004) et se propage dans la cavité crânienne. En se réfléchissant, l'onde de choc peut causer des lésions à l'opposé du point d'impact (on parle de blessure *contrecoup* ou lésions *focales à distance* (Association for the Advancement of Automotive Medicine. and R. 1961; Nahum, Smith, and Ward 1977).

- Les chocs indirects :

Les chocs indirects entraînent un déplacement relatif de l'encéphale par rapport au crâne. Des lésions lobaires focales peuvent apparaitre suite au contact violent du cerveau sur le crâne.

Il a été démontré expérimentalement sur animaux (Finnie et al. 2012; Sandoz et al. 2012) que les commotions cérébrales se produisaient pour des niveaux d'accélérations faibles, et que les hématomes sous-duraux se manifestaient pour des accélérations plus élevées (Adams et al. 1981).

A l'échelle structurelle des tissus de l'encéphale, différentes causes lésionnelles sont décrites dans la littérature :

L'augmentation de la pression intra-crânienne a été reportée comme facteur lésionnel. En effet, il a été montré expérimentalement qu'une augmentation de la pression intracrânienne (7-15 mmHg chez un adulte couché au repos (Smith 2008) entre 22 et 51 mmHg pendant 1 ms, entraînait une commotion cérébrale (HUGHES and STAPP 1956; STAPP 1951, 1955).

De plus, de par la rigidité différente des substances blanche et grise (Green, Bilston, and Sinkus 2008; Kaster, Sack, and Samani 2011), des contraintes de cisaillement au niveau des axones peuvent apparaître (Chason and Gurdjian 1958; Smith 2008) et entraîner leur élongation. On parle alors de lésions *axonales diffuses.*

Les lésions les plus graves, comme les hématomes sous-duraux, conséquence d'un arrachement des veines « ponts » méningées, sont très principalement corrélées aux phénomènes inertiels de rotation (King et al. 2003).

La cavitation du liquide cérébro-spinal (LCS) est également une hypothèse de mécanisme lésionnel du parenchyme cérébral. En effet, la cavité crânienne (1,50 L en moyenne (DeCarli et al. 1992)) contient 169 ml en moyenne de LCS (DeCarli et al. 1992) réparti en son centre et en périphérie du cerveau (cf. L'anatomie structurelle et les variations morphologiques associées des principales structures de la tête). Suite au transfert d'énergie cinétique à la tête une diminution locale de la pression peut subvenir et un phénomène de cavitation peut apparaître (Benedict, Harris, and von Rosenberg 1970; Gross 1958; Wardlaw and Goeller 2010). Dans de telles conditions, l'effondrement des bulles de cavitation peut endommager les structures cérébrales environnantes. Ce phénomène a été décrit expérimentalement à partir d'essais sur cadavres pour lesquels des bulles de cavitations ont été observées au niveau de la table interne du crâne (crâne de 18 cm de diamètre) (Hodgson and Patrick 1968). L'amplitude d'accélération nécessaire était de 170 g. Chez le singe anesthésié (crâne de 6 cm de diamètre) le niveau d'accélération nécessaire était de 500g, ce qui suggère à cette occasion une influence de la taille du volume crânien dans l'apparition du phénomène de cavitation.

Dans tous les cas, les lésions observées sont consécutives de mécanismes physiques délimités par les géométries des structures de la tête qu'ils affectent. Une variation de ces géométries ou de ces mécanismes pourrait alors modifier directement le degré de ces lésions.

Comme évoqué précédemment, ces travaux ont principalement été développés dans le contexte de la traumatologie crânienne, vue sous le prisme du secteur automobile. Les niveaux d'énergie en jeu sont bien supérieurs à celle observées au cours pratiques sportives. Pour autant, les traumatismes crâniens y sont fréquemment reportés, et étudiés.

b. L'étude traumatologique crânienne dans le contexte du sport

La survenue d'un traumatisme crânien dans le cadre d'une pratique sportive est accrue dans les sports de contacts. Nous pouvons citer ici l'exemple du football américain ou du rugby, mais on retrouve cette problématique dans la très grande majorité des sports (Wilberger 1993). Nous axerons ici notre point de vue sur l'étude de la commotion cérébrale, étudiée sous le prisme de du football américain d'une part, et du rugby d'autre part.

i. La commotion cérébrale et l'exemple du football américain

En 2002, confronté à l'occurrence des cas de démences et des pathologies neuro-dégénératives de joueurs retraités, le médecin *Bennet Omalu* a posé l'hypothèse du lien causal de la pratique du football américain avec ces conséquences médicales (Ezell 2013). Il a été rapporté dans ce contexte qu'une accumulation de coups portés à la tête engendrant des commotions cérébrales pourrait à long terme entraîner une dégénération brutale de l'état neurologique des joueurs, voire leur décès (Guskiewicz et al. 2005; Omalu et al. 2005; Shively et al. 2012). Une étude rétrospective de 1945 à 1999 rapporta que 69% des décès dans le cadre de la pratique de ce sport étaient dus à des blessures encéphaliques (Cantu and Mueller 2003), contraignant la NFL (National Football League) à modifier les règles afin de rendre la pratique plus sécuritaire (Levy et al. 2004).

De nombreuses études ont depuis été mises en place dans les championnats professionnels et universitaires américains pour évaluer les risques de survenue de commotions cérébrales chez les joueurs, notamment pour ceux en ayant déjà subi au moins une au cours de la saison (Guskiewicz et al. 2003, 2000; Iverson et al. 2004; Kuo et al. 2017; Pellman et al. 2003). Il a ainsi été observé sur une cohorte de 17549 joueurs que la survenue d'une commotion était liée au niveau de pratique du joueur ; plus il est élevé, moins le risque de survenue est important (Guskiewicz et al. 2000). L'incidence observée est 3 fois plus importante chez les joueurs ayant subi une commotion dans la saison que chez les autres, 7.7 pour (Iverson et al. 2004), et si 8.9% de ces accidents ont engendré une perte de connaissance, 86% des joueurs ont déclaré souffrir de maux de tête les jours qui ont suivi. Enfin, il a été montré d'après (Guskiewicz et al. 2000) que 30.8% des joueurs ayant subi une commotion cérébrale restaient en jeu.

L'analyse vidéo couplée à l'instrumentation des équipements de protection portés par les joueurs a permis d'obtenir des informations quantitatives sur la dynamique et la cinématique des impacts enregistrés. Une étude réalisée sur 4 ans a permis de quantifier le niveau moyen des accélérations subies par l'extrémité céphalique de 78 joueurs universitaires et enregistrées par un accéléromètre 6-axes fixé dans le casque des joueurs (Broglio et al. 2010).

Tableau 1-2. Niveaux moyens et durées (SD) des impacts enregistrés au cours de 4 saisons de championnat universitaire de football américain. D'après (Broglio et al. 2010).

Saison	Contexte (nombre d'impacts)	Accélération linéaire résultante (g)	Accélération rotatoire résultante (rad/s²)	Durée des impacts (ms)
2005	Entrainement (2638)	26.3 (16.3)	1671.0 (1242.5)	10.1 (3.7)
	Match (4977)	27.9 (18.2)	1797.4 (1405.7)	10.1 (4.0)
2006	Entrainement (1411)	25.3 (14.8)	1540.5 (1140.1)	10.3 (4.3)
	Match (1462)	28.3 (18.2)	1749.7 (1388.2)	10.5 (4.1)
2007	Entrainement (10842)	23.3 (14.5)	1468.6 (1055.0)	10.4 (4.2)
	Match (8367)	24.8 (15.9)	1672.6 (1255.1)	10.1 (3.1)
2008	Entrainement (14396)	24.4 (13.7)	1589.9 (1061.7)	10.0 (3.1)
	Match (10486)	25.9 (16.0)	1695.9 (1228.1)	10.0 (3.1)

Des seuils lésionnels ont également été déterminés. Par exemple, les niveaux moyens d'accélérations linéaires et rotatoires corrélés à la survenue d'une commotion cérébrale enregistrés dans le cadre de la pratique universitaire sont respectivement de 93.9g et 6505.2 rad/s² au lycée, et 118.4g et 5311.6 rad/s² (Forbes et al. 2012). Aucune information sur la durée

des impacts n'a été fournie dans cette étude. L'analyse vidéo de 31 cas de commotions cérébrales identifiées lors de matchs de football américain a permis de mesurer une vitesse moyenne d'impact de 9,3 $m.s^{-1}$ (Pellman et al. 2003). Pour un poids moyen de {tête + casque} de 5,5 kg, l'énergie moyenne de la collision est alors estimée à 240 J.

ii. La commotion cérébrale et l'exemple du rugby

Le rugby est l'un des sports de contact les plus populaires (334853 licenciés en France en 2018) (Ministère des sports 2018). La commotion cérébrale constitue la très grande majorité des blessures à la tête dans le cadre de cette pratique en match (Figure 1-6). Des techniques de mesures similaires à celles utilisées pour le football américain ont été mises en place au rugby. Ainsi, à l'aide de protège-dents instrumentés, le nombre d'impacts mesurés en match et l'intensité de ces impacts ont été mesurés au cours de matchs amateurs en Nouvelle-Zélande. Par exemple, le niveau moyen (±SD) des pics d'accélération linéaires et rotatoires enregistrées en matchs amateurs en 2013 en Nouvelle-Zélande est de 22 ± 16 g et 3990 ± 3949rad/s^2 (King et al. 2015). A partir d'analyse vidéo, la vitesse moyenne des impacts « tête-tête » ayant engendrés une commotion cérébrale, dans les championnats australiens de rugby, a été mesurée à 6,5 $m.s^{-1}$ (McINTOSH, McCRORY, and COMERFORD 2000). Compte tenu de la masse de la tête, le niveau moyen d'énergie transmise au moment de l'impact est alors estimée à 95 J.

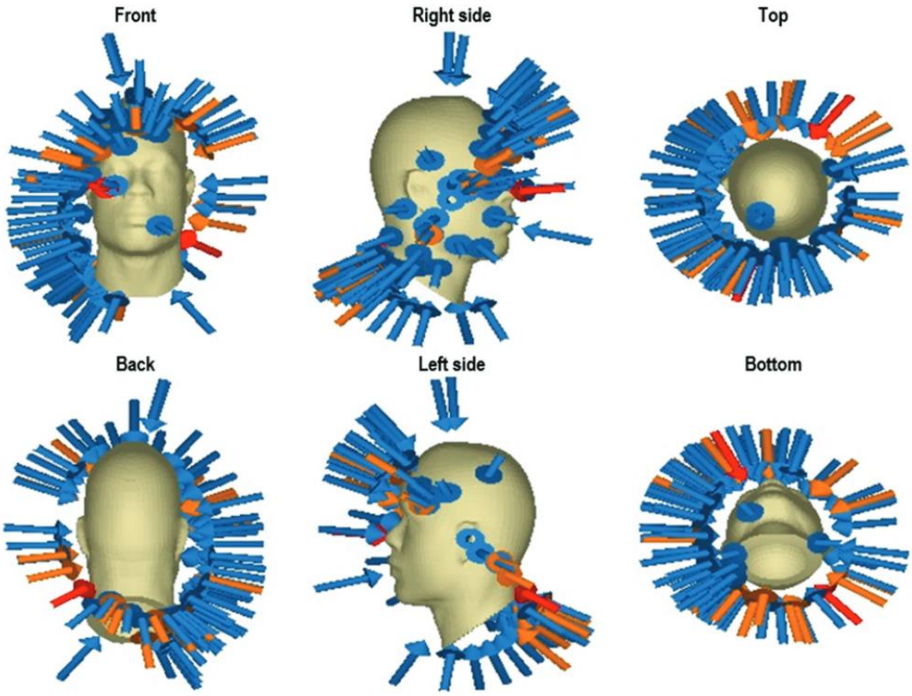


Figure 1-5. Impacts mesurés à l'aide d'un protège dents instrumenté au cours d'un match amateur en Nouvelle-Zélande pour un joueur. En bleu les impacts d'amplitude comprise entre 10 et 30 g, en orange entre 40 et 60 g, en rouge les impacts d'amplitude supérieure à 70 g. D'après (King et al. 2015)

Au cours de la saison 2012-2013, 53 commotions cérébrales confirmées ont été diagnostiquées pendant les matchs de rugby du championnat professionnel français, le Top 14. Au cours de la saison 2016-2017, 102 (+52%), soit quasiment le total des commotions observées entre la saison 2012-2013 (53 commotions) et la saison 2014-2015 (59 commotions). L'incidence de la commotion cérébrale a été évaluée entre 4,1 et 7,9/heure-joueur en match et 0,02/heure-joueur à l'entraînement (Kemp et al. 2008). Dans le cadre du rugby il a été montré que tous les joueurs de rugby, indépendamment de leur position et rôle en match, sont susceptibles de subir une commotion cérébrale, en match comme à l'entraînement et ce, tandis que les mécanismes de

survenue sont divers (plaquage à la tête, contact de la tête avec le terrain, le tronc ou les membres inférieurs , contact tête-tête) (Hinton-Bayre, Geffen, and Friis 2004).

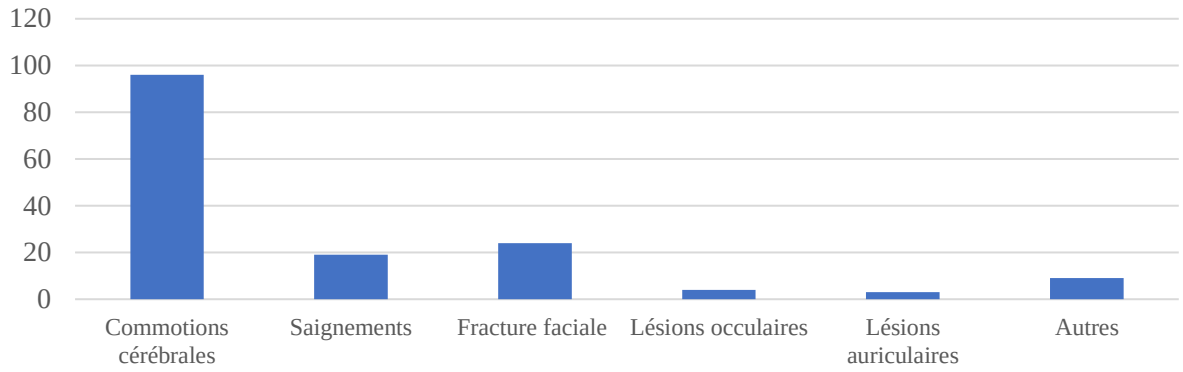


Figure 1-6. Distribution des blessures à la tête en match sur 3 saisons et pour 757 joueurs professionnels, d'après (Kemp et al. 2008).

Il a été démontré dans ce contexte que la survenue d'une commotion cérébrale entraîne immédiatement une diminution de la performance des joueurs et augmente le risque de blessures si le joueur n'est pas sorti du terrain (Gardner, Shores, and Batchelor 2010; Shuttleworth-Edwards, Smith, and Radloff 2008). Qui plus est, des effets à moyen/long terme sur les capacités cognitives d'anciens joueurs ont été décrits. Des déficits neurocognitifs liés à la pratique du rugby, similaires à ceux observés dans le football américain, tels qu'une augmentation du temps de réaction ou des troubles de la concentration ont été observés (Hume et al. 2017). Par ailleurs, le diagnostic médical en match n'est pas toujours aisé, et les symptômes cités précédemment peuvent être difficiles à déceler, rendant l'identification de la commotion plus complexe. Surveiller le comportement du joueur au cours du match (sa capacité à se replacer, à ne pas faire de « faute », des performances réduites ...) sont autant de critères permettant d'affiner ce diagnostic.

Les moyens mis en œuvre pour les championnats professionnels sont de plus en plus adaptés à l'aide à l'identification et au suivi des joueurs commotionnés (Decq et al. 2011), cependant la problématique n'en demeure pas moins plus que préoccupante pour les catégories jeunes et amateurs, pour lesquelles les ressources médicales sont plus que limitées.

c. L'anatomie structurelle et les variations morphologiques associées des principales structures de la tête

La tête est composée de différentes structures anatomiques : les enveloppes extra-crâniennes, le crâne, les méninges, le liquide cérébro-spinal (LCS), les vaisseaux intra-cérébraux et l'encéphale. Un rappel anatomique des principales structures de la tête est proposé ici. Quand elles ont été étudiées, un résumé des principales études décrivant leurs inter-variabilités anatomiques est associé à chaque composant d'intérêt.

i. Repère anatomique

Trois plans de référence définissant un repère orthogonal sont généralement associés au corps humain :

- *le plan sagittal* définissant le plan de symétrie du corps humain (Oxz),
- *le plan frontal*, vertical et perpendiculaire au plan sagittal (Oyz),
- *le plan transverse*, perpendiculaire aux deux autres (Oxy).

Trois axes anatomiques de référence (Figure 1-7) sont définis à partir de ces plans :

- *l'axe antéro-postérieur*, formé par l'intersection du plan sagittal avec le plan transverse et dirigé d'arrière en avant,
- *l'axe médio-latéral*, formé par l'intersection du plan sagittal et du plan frontal et dirigé de gauche à droite,
- *l'axe longitudinal*, formé par l'intersection du plan sagittal et du plan frontal et dirigé de haut en bas.

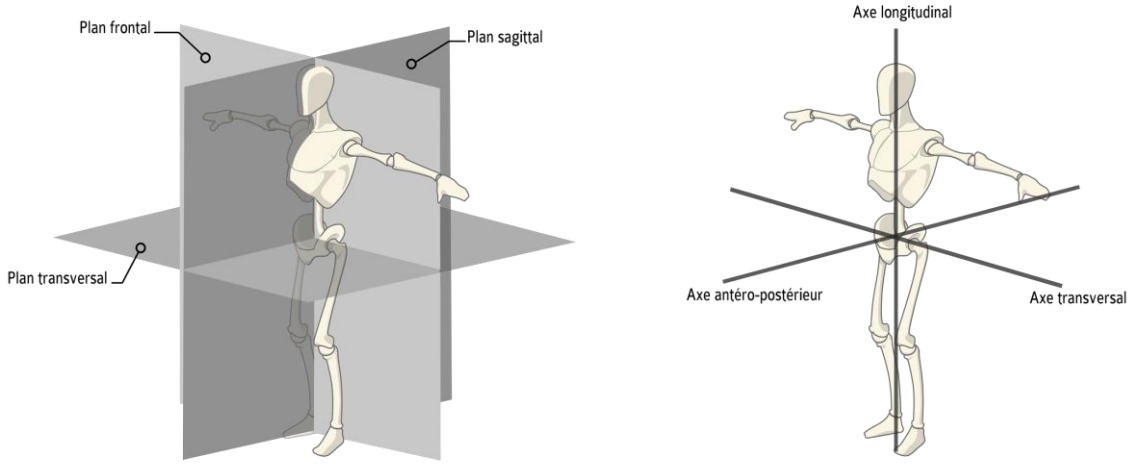


Figure 1-7. Plans anatomiques de référence (à gauche) et axes anatomiques (à droite), d'après www.sciences du sport.com

ii. Les enveloppes extra-crâniennes

Les enveloppes extra-crâniennes sont constituées du scalp, ou cuir chevelu, Elles sont constituées de 2 couches : la peau et le tissu cellulaire sous-cutané fait d'une couche de tissus conjonctifs composés de graisse contenant ses nerfs et vaisseaux. On retrouve également des éléments musculaires comme les petits muscles frontaux ou les larges muscles temporaux, puis l'aponévrose crânienne, ou péricrâne recouvrant la table externe du crâne (Figure 1-).

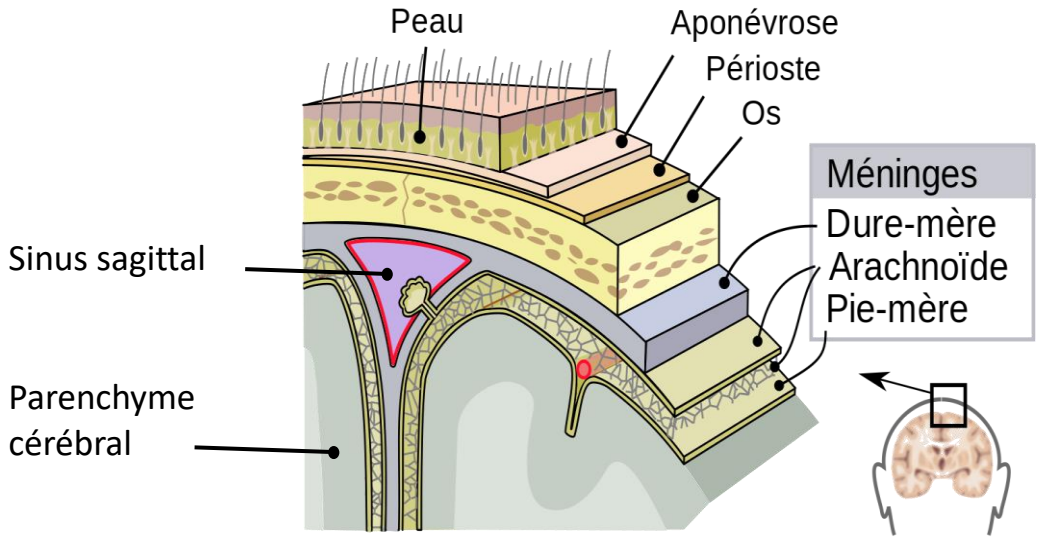


Figure 1-9. Anatomie du scalp et des méninges, d'après (Jmarchn, 2018)

iii. Le crâne

Le crâne est constitué de 7 os : l'os frontal, l'os occipital, l'os temporal, l'os pariétal, le sphénoïde et l'ethmoïde (Figure 1-). Ces différentes structures sont reliées entre elles par des sutures osseuses au cours de la croissance. L'os pariétal se réunit sur la ligne médiane le long de la suture sagittale. Il est séparé de l'os frontal par la suture coronale et de l'os occipital par la suture lambdoïde.

La voûte crânienne est composée de l'os frontal, des deux os pariétaux, temporaux et occipitaux. Latéralement et vers l'avant, la voûte comprend également la face latérale des grandes ailes du sphénoïde.

La base du crâne se divise en trois étages : antérieur, moyen et postérieur. L'os frontal, (au niveau du toit des orbites), l'ethmoïde et le sphénoïde forment l'étage antérieur. Le sphénoïde et l'os temporal composent l'étage moyen. La face antéro-postérieure du rocher, l'os occipital et la selle turcique (partie postérieure du sphénoïde) définissent l'étage postérieur. Ces trois étages sont traversés par des orifices et des canaux pour le passage des nerfs et des vaisseaux sanguins de l'extrémité céphalique. L'os occipital est par exemple traversé par la moelle épinière au niveau du *foramen magnum*.

La face est, quant à elle, composée de 14 os appairés : le vomer, la mandibule, l'os lacrymal, l'os nasal, l'os palatinum l'os zygomatique et la maxillaire (Figure 1-9).

La fonction principale du crâne est de protéger l'encéphale. Il constitue chez l'Homme la partie supérieure du squelette, en reposant sur l'*Atlas* (vertèbre C1), via l'os occipital.

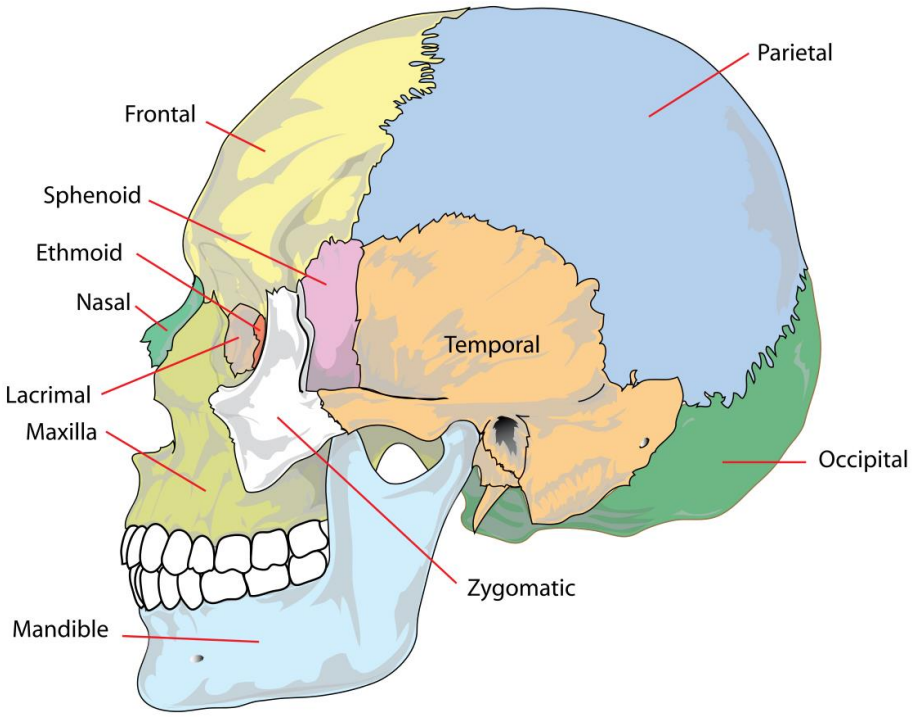


Figure 1-9. Vue sagittale du squelette crânien, d'après (LadyofHats 2007).

La forme du crâne et son évolution morphologique au fil l'évolution humaine, en fonction du genre, des zones géographiques (ou d'autres facteurs douteux ou moins éthiques (Peterson 1895)) ont été décrites de nombreuses fois (Carolineberry and Berry 1967; Charles 1892; Morant 1929; Pearson and Davin 1924). Ces études reposent principalement sur des mesures faites à partir de la position de points anatomiques de références manuellement palpés (Nahum and Smith 1976; Raoul Perrot 2005), mais un nombre important de mesures craniométriques est nécessaire pour décrire la géométrie globale du crâne (Figure 1-10).

Les méthodes statistiques d'analyse de forme offrent cette opportunité, en permettant l'analyse des propriétés géométriques dans leur ensemble. Une description statistique par analyse en composantes principales du visage humain a par exemple été déterminée, à partir d'un échantillon de 118 volontaires, en fonction l'âge, du genre et de l'IMC (Claes et al. 2006) (Figure 1-11). Pour répondre à des besoins cliniques et anthropologiques de modélisation, un modèle statistique également calculé par analyse en composantes principales de la mandibule et de la boîte crânienne complète a été conçu à partir de reconstructions de ces structures issues d'acquisitions CT-scan (Berar et al. 2006). Les six premiers modes morphologiques ont ainsi été obtenus, décrivant par exemple une variation quasi homothétique de la cavité crânienne comme première variable morphologique (Figure 1-12).

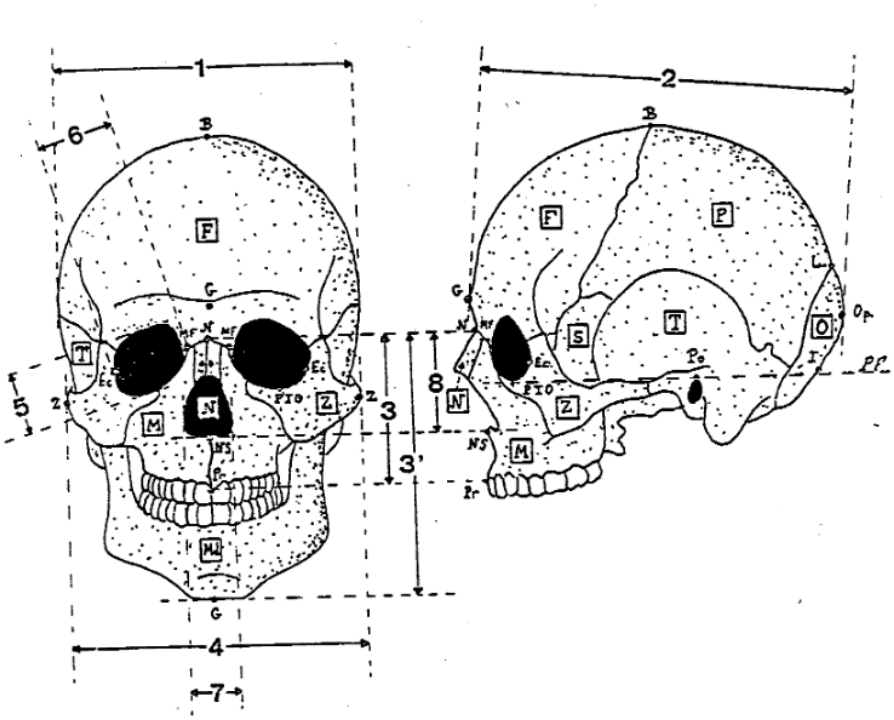


Figure 1-10. Exemple de mesures craniométriques, d'après (Raoul Perrot 2005).

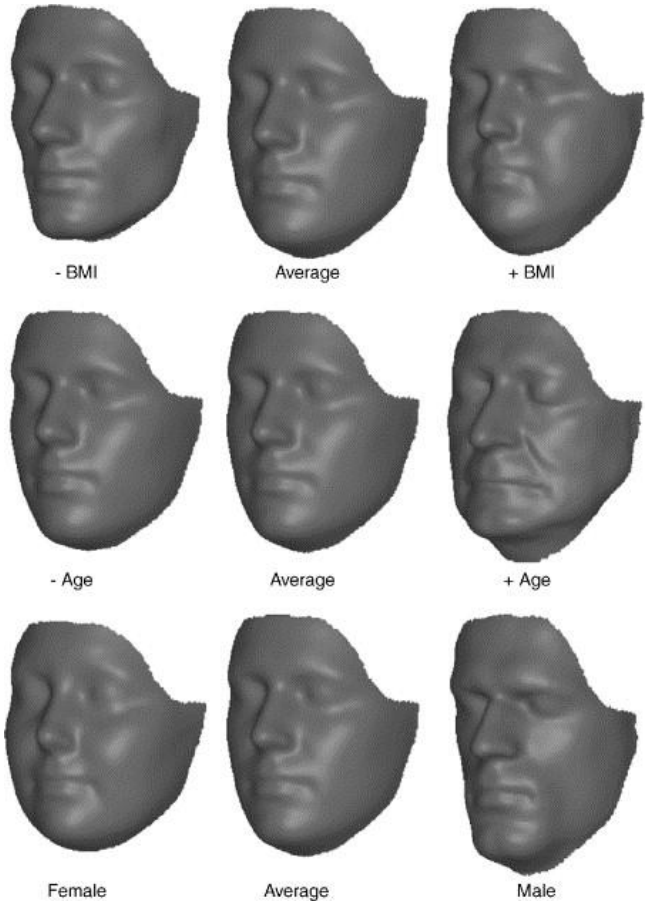


Figure 1-11.Variations morphologiques du visage humain, en fonction de l'IMC (ligne haut), de l'âge (au milieu) et du genre (en bas), d'après (Claes et al. 2006).

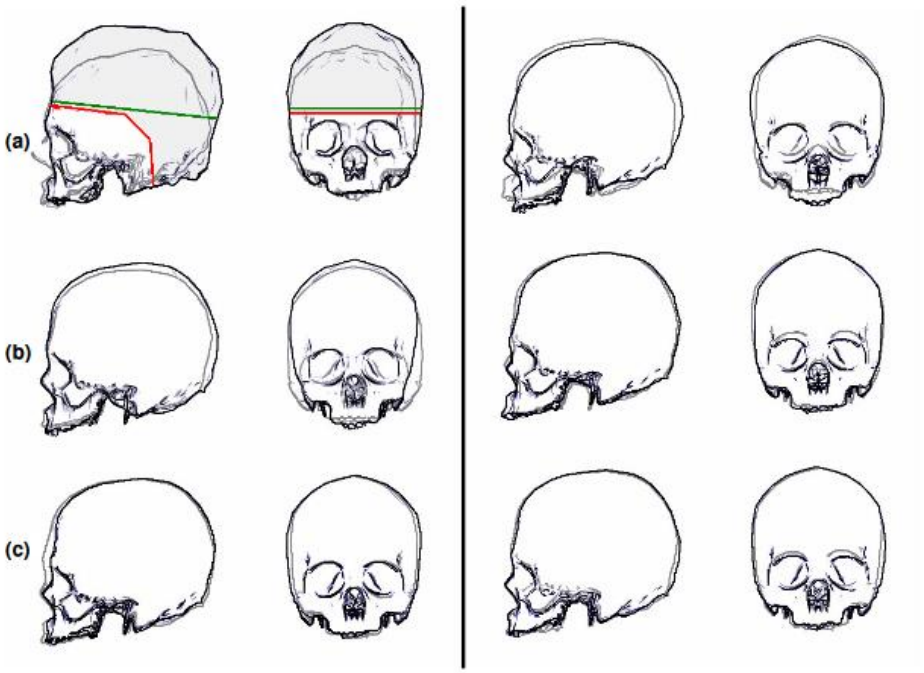


Figure 1-12. Les 6 premiers modes de variations statistiques du crâne à +3 et -3 écarts types. De la gauche vers la droite : (a) les deux premiers modes, (b) les modes 3 et 4, (c) les modes 5 et 6, d'après (Berar et al. 2006).

Un modèle prédictif de la forme du crâne a été obtenu à partir d'une analyse morphologique statistique du scalp et des tissus osseux sous-jacents, afin d'enrichir les modèles EF de la tête de ces informations morphologiques à partir d'acquisitions IRM (Danckaers et al. 2018). Les 6 premiers modes calculés par analyse en composantes principales ont permis de décrire 80% de la population, les 13 premiers 90%.

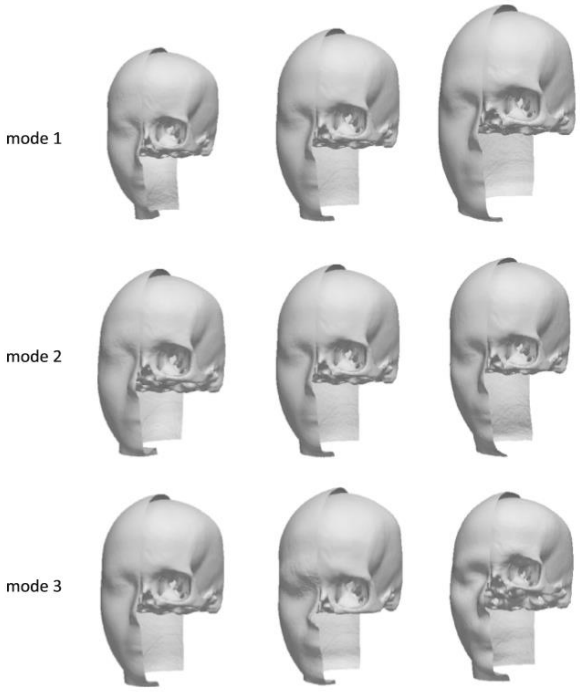


Figure 1-13. Les trois premiers modes obtenus pour l'ensemble {scalp-scrâne}. La colonne central le moyen, les colonnes de gauche et de droite présentent respectivement les formes à -3 et +3 écarts types pour les modes associés, d'après (Danckaers et al. 2018).

iv. Les méninges

Les méninges sont les membranes qui entourent le système nerveux central, ou *névraxe* : l'encéphale et la moelle épinière. Elles sont constituées de deux membranes, la dure mère et la pie mère qui délimitent l'espace subarachnoïdien (Figure 1-9. Anatomie du scalp et des méninges, d'après (Jmarchn, . Dans cet espace circule le liquide cérébro-spinal, produit dans les ventricules cérébraux. La dure mère contient également des sinus veineux, principalement le long des bords de la faux du cerveau et de la tente du cervelet (Figure 1-). Leur rôle est de drainer le sang vers les veines jugulaires internes.

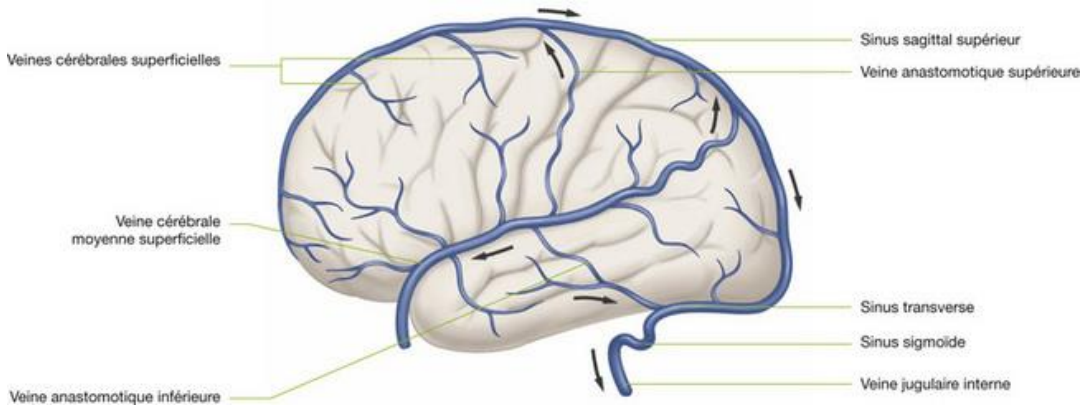


Figure 1-15. Principaux sinus veineux duraux, d'après www.clemedecine.com

v. Le liquide cérébro-spinal (LCS)

Le LCS est un liquide proche du plasma, situé d'une part dans les cavités intra-cérébrales, appelées ventricules cérébraux, et d'autre part tout autour de l'encéphale dans les espaces sous-arachnoïdiens et les citernes de la base du crâne. Les ventricules constituent un ensemble de 4 cavités, situées à l'intérieur du cerveau, dans lesquelles est produit le LCS au niveau des *plexus* choroïdes. Les ventricules cérébraux, ou système ventriculaire, sont composés de (Figure 1-14):

- Un ventricule latéral droit situé dans l'hémisphère droit du cerveau.
- Un ventricule latéral gauche situé dans l'hémisphère gauche du cerveau.
- Un troisième ventricule en communication avec les deux ventricules latéraux via le *Foramen interventriculaire de Monro*.
- Un quatrième ventricule en communication avec le troisième ventricule via *l'Aqueduc du mésencéphale ou aqueduc de Sylvius* et en communication avec les espaces subarachnoïdiens encéphaliques et spinaux via le *foramen de Magendie* et les *foramens latéraux de Luschka* latéralement.

Le LCS permet d'absorber d'éventuels chocs qui risqueraient d'endommager le système nerveux central, d'évacuer les déchets biologiques de l'encéphale et sert également de protection immunologique.

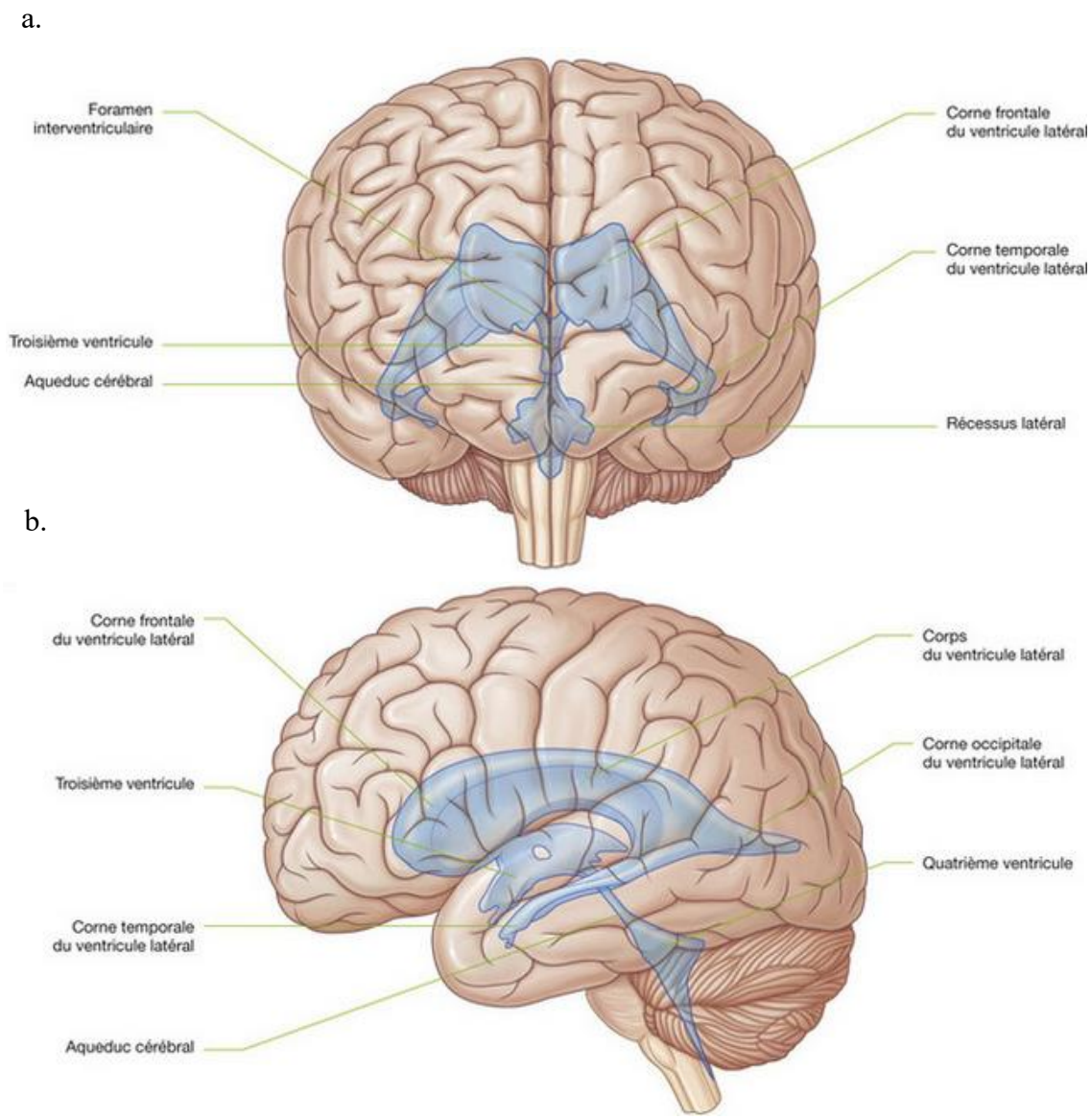


Figure 1-146.Anatomie du système ventriculaire en vue frontale a. et en vue sagittale b., d'après www.clemedecine.com.

Dans la pratique clinique courante, une mesure directe de la taille ventriculaire faite sur imagerie est utilisée via l'index d'Evans (Brix et al. 2017). Cet index est calculé à partir du rapport de la largeur maximale des cornes frontales des ventricules latéraux, sur le diamètre maximal de la table interne du crâne mesuré au même niveau de coupe. Si ce rapport est supérieur à 0.3, le diagnostic s'oriente vers la présence d'une hydrocéphalie (accumulation excessive de liquide dans les cavité ventriculaire (Miwa et al. 2015).

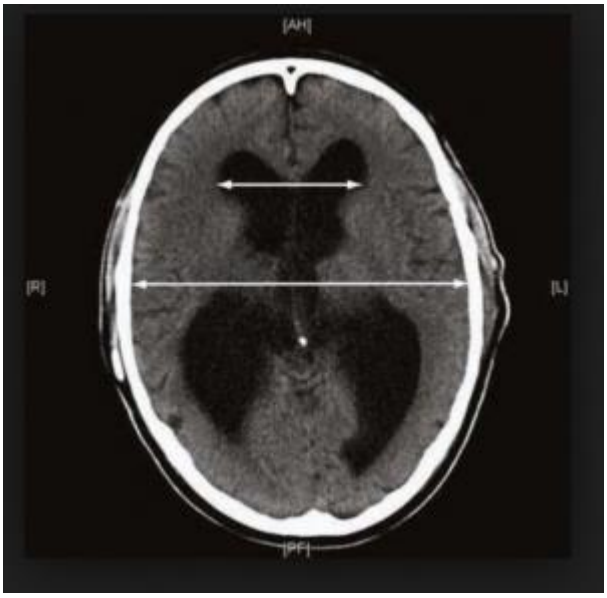


Figure 1-157. Illustration de la méthode de mesure de l'index d'Evans, d'après (Brix et al. 2017).

A travers le développement d'une technique d'acquisition pour estimer précisément et de façon reproductible le volume de LCS contenu dans la boîte crânienne sur imagerie CT (Hahna et al. 2001), des volumes ventriculaires ont été mesurés chez un patient de 38 ans (Tableau 1-33).

Tableau 1-3. Volumes ventriculaire cérébraux obtenus pour 5 acquisitions chez un homme de 38 ans. D'après (Hahna et al. 2001).

	A1	A2	A3	A4	A5	Moyenne (SD)
Ventricule latéral droit (ml)	17.96	17.83	17.73	18.01	17.83	17.87 (0.11)
Ventricule latéral gauche (ml)	14.37	14.26	14.06	14.37	14.23	14.26 (0.13)
Volume total latéral (ml)	32.33	32.12	31.79	32.39	32.12	32.15 (0.24)
3 ème ventricule (ml)	2.22	1.99	2.07	2.17	2.00	2.09 (0.10)
4 ème ventricule (ml)	2.64	2.75	2.60	2.74	2.78	2.70 (0.08)
Total (ml)	37.16	36.95	36.42	37.25	36.98	36.95 (0.32)

A partir de segmentations réalisées sur des acquisitions IRM, (Lamers, Klein, and Góraj 2010) a investigué l'hypothèse selon laquelle le volume ventriculaire influence les flux intra cérébraux. Si aucune corrélation significative ne fut démontrée, cette étude a permis de recueillir des informations volumétriques du système ventriculaire en fonction de l'âge des patients testés (Tableau 1-4).

Tableau 1-4. Volumes ventriculaires (cm^3) en fonction de l'âge des patients, d'après (Lamers et al. 2010).

Age (ans)	Total (cm^3) (moy ± SD)	3 ème ventricule (cm^3)	4 ème ventricule (cm^3)	Ventricules latéraux (cm^3)
16-25	15.30 ± 3.73	0.59 ± 0.27	1.43 ± 0.32	13.56 ± 3.22
26-35	18.72 ±1.59	0.67 ± 0.26	1.66 ± 0.49	16 ± 1.27
36-45	16.72 ± 3.87	0.94 ± 0.34	1.04 ± 0.06	14.77 ± 3.96
46-55	20.70 ± 11.61	0.84 ± 0.35	1.23 ± 0.25	18.68± 11.07

vi. L'encéphale

L'encéphale est constitué des organes du système nerveux central contenus dans le crâne : le cerveau, le corps calleux, le cervelet et le tronc cérébral (Figure 1-17). Ces structures solides baignent dans le liquide cérébro-spinal, sécrété par le système ventriculaire.

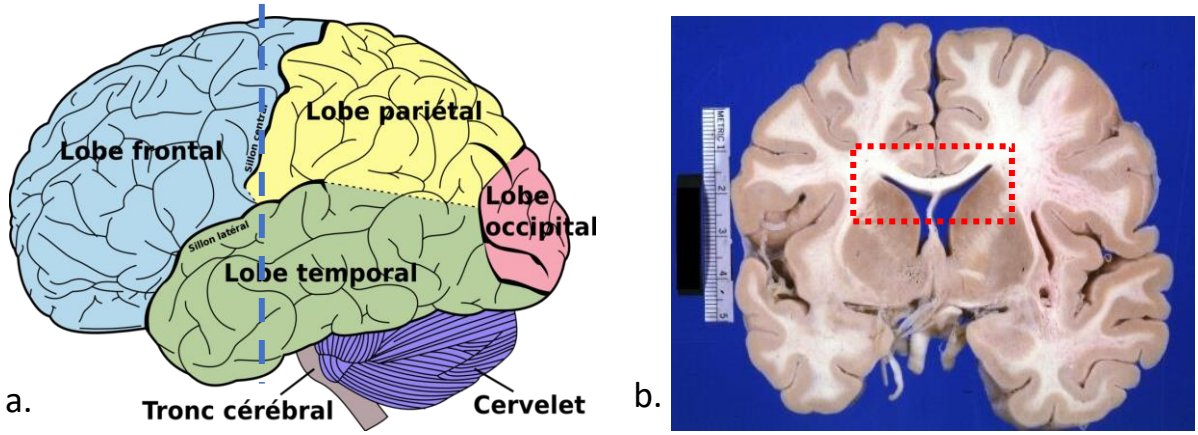


Figure 1-168 a. Anatomie générale de l'encéphale, d'après Mysid, www.wikipédia.com. b. Matières blanches et grises des deux hémisphères cérébraux sur une coupe frontale ; en rouge, la position du corps calleux, d'après fr.quora.com.

- Le cerveau

Le cerveau est composé de deux hémisphères (les parties les plus volumineuses), répartis de part et d'autre du plan de la faux, et des noyaux gris centraux (le thalamus, l'épithalamus et l'hypothalamus). Chaque hémisphère cérébral est composé d'un lobe frontal, d'un lobe pariétal, d'un lobe temporal et d'un lobe occipital. Le cerveau est composé d'environ 100 milliards de neurones (Williams and Herrup 1988) responsables des fonctions motrices, cognitives, sensorielles, ainsi que des fonctions autonomes telles que la respiration, le rythme cardiaque etc. Les tissus du parenchyme cérébral se décomposent en matière cérébrale blanche et grise. Cette dernière, située en périphérie du cerveau contient les corps cellulaires des neurones. Les fibres neuronales composent la matière blanche située au centre du bloc cérébral.

- Le corps calleux

Le corps calleux est composé de 200-350 10^6 axones (Nasrallah et al. 1986), i.e. fibres nerveuses, orientés dans la direction transversale. Il relie les deux hémisphères du cerveau. Il permet la jonction entre le lobe frontal, temporal, occipital et pariétal et donc la coordination des informations traitées par les deux hémisphères (Figure 1-16). D'un point de vue morphologique, on y distingue le genou, le tronc et le *splenium*, respectivement les parties les plus antérieure, centrale et postérieure du corps calleux.

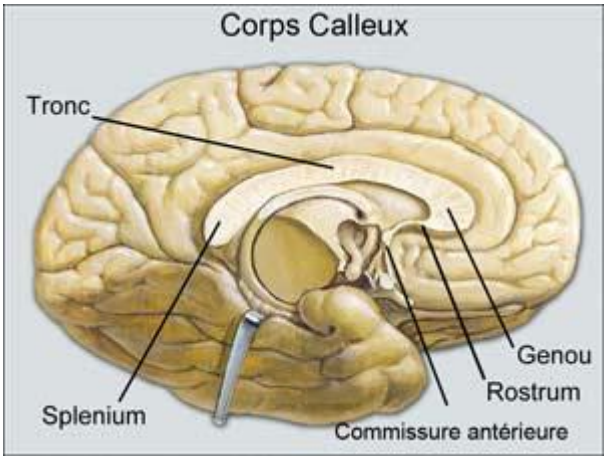


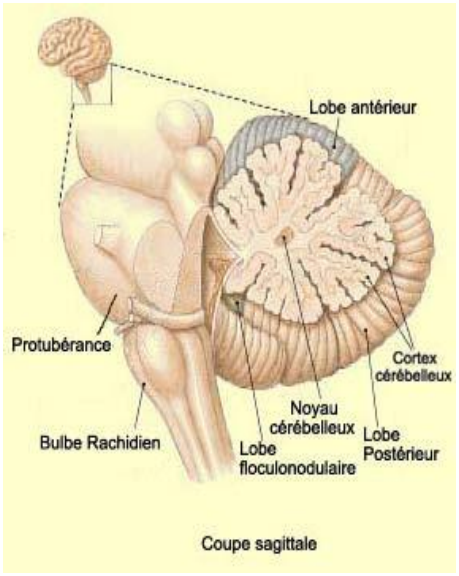
Figure 1-19. Anatomie du corps calleux, d'après Définition, Anatomie et Caractéristiques du Corps Calleux, (Merdassi et al. n.d.).

Un Atlas, l'Atlas de *Talairach* (Talairach and Tournoux 1988), a été défini pour repérer et cartographier les zones responsables des différentes fonctions cérébrales, comme l'Aire de *Broca,* intervenant dans le contrôle du langage et localisé le plus souvent dans le lobe frontal de l'hémisphère dominant (Uylings et al. 2006). Une présentation de la construction de ce repère est présentée en annexe A.

- Le cervelet

Le cervelet, situé sous le cerveau dans la fosse cérébrale postérieure et plaqué contre le tronc cérébral est composé de trois lobes : le lobe antérieur, le lobe postérieur et le lobe flocculo-nodulaire (Figure 1-). Il est relié au tronc cérébral par les pédoncules cérébelleux supérieurs, moyens et inférieurs. Le cervelet joue un rôle dans le contrôle moteur, la précision des mouvements, la posture ainsi que dans le contrôle de fonctions cognitives telles que l'attention, le langage, le plaisir.

a.



b.

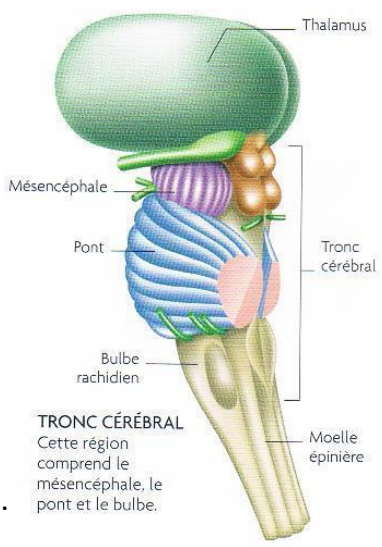


Figure 1-20 a. Anatomie du cervelet, d'après www.lecerveau.mcgill.ca. b. Anatomie du tronc cérébral, d'après www.pinterest.com.

- Le tronc cérébral

Le tronc cérébral prolonge la moelle épinière jusqu'au cerveau au niveau de la fosse crânienne postérieure (Figure 1-). Il est constitué :

- du *mésencéphale*, par lequel les pédoncules cérébraux et cérébelleux relient le tronc cérébral respectivement au cerveau et au cervelet. Le mésencéphale est responsable des fonctions élémentaires telles que le réveil, le sommeil, ou l'attention,

- du *Pont*, intervenant dans le contrôle de la motricité, de la sensibilité du visage et dans les fonctions nerveuses autonomes, telles que l'activité cardiaque ou la digestion,

- de la *moelle allongée*, ou *bulbe rachidien*. La moelle allongée permet la régulation du rythme cardiaque, de la respiration et de la pression artérielle.

Si la surface externe de l'encéphale est fortement contrainte par la surface interne de la cavité crânienne (qu'elle a contribué à modeler au cours de la croissance), sa structure interne est susceptible de présenter des variations anatomiques importantes. Différents facteurs, héréditaires, pathologiques ou fonctionnels sont à l'origine d'asymétries fonctionnelles et anatomiques de certaines régions internes du cerveau (Toga and Thompson 2003). Le critère volumique a souvent été adopté afin de réaliser ces études comparatives.

Ainsi, en s'appuyant sur 40 spécimens issus de la collection de Yakovlev (Kretschmann et al. 1979), le volume du lobe frontal droite du cerveau a été, pour 80% des cas, trouvé plus important que celui du gauche. A partir d'acquisitions CT-scan, la relation morphologique et cognitive du cerveau a été évaluée dans le cadre de l'étude de la pathologie d'Alzheimer pour 47 sujets droitiers (Raz et al. 1987).

Au regard de quelques structures internes du cerveau, le *Planium* pariétal, associé aux fonctions de langage, a été décrit comme étant plus important dans l'hémisphère droite que dans l'hémisphère gauche chez les sujets hommes droitiers et chez les sujets femmes gauchères (Jäncke et al. 1994). A l'inverse, il a été montré que la partie gauche de l'aire de Broca, responsable de la production du langage, était plus volumineuse dans la partie droite du cerveau, indépendamment du genre du sujet étudié (Uylings et al. 2006). De façon plus générale, il a été montré que l'asymétrie cérébrale dépend de la région d'intérêt, mais n'est pas corrélée au genre du sujet (Goldberg et al. 2013).

Si la morphologie du corps calleux, qui relie les deux hémisphères cérébraux sous le bord libre de la faux a été relativement peu étudiée, son rôle fonctionnel neurologique prépondérant pousse à son analyse. A partir de mesures descriptives de la géométrie du corps calleux (Figure 1-18), une différence statistiquement significative de la surface du corps calleux a été observée chez des patients atteints de schizophrénie comparativement à une population saine (7,33 cm^2 vs 7,70 cm^2, $p = 0,04$) (Tibbo et al. 1998). De la même façon, à partir de mesures réalisées sur IRM, une différence de longueur entre ses points les plus antérieur et postérieur a été calculée chez des patients atteints de troubles bi-polaires (7,28 ± 0,66 cm chez les sujets sains contre 6,93 ± 0,44 cm chez les sujets pathologiques) (Hauser et al. 1989).

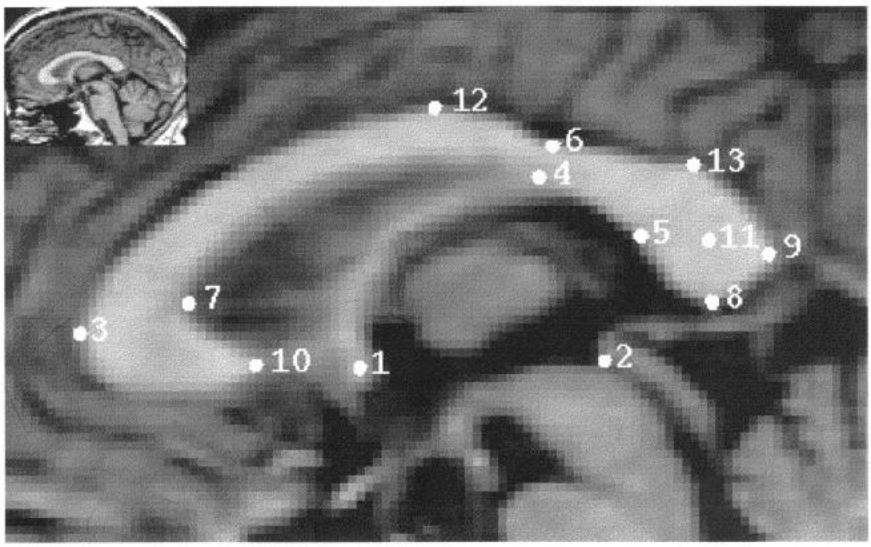


Figure 1-181. Acquisition IRM dans le plan sagittal du corps calleux, d'après (Tibbo et al. 1998). 1 = commissure antérieure, 2 = commissure postérieure, 3 = point le plus antérieur du corps calleux, 4 = intersection du corps calleux et du fornix, 5 = incisure interne du splenium, 6 = point supérieur le plus proche du splenium, 7 = point angulaire du genu, 8 = point le plus inférieur du splenium, 9 = point le plus postérieur du corps calleux, 10 = point postérieur du genu, 11 = centre de masse du splenium, 12 = point le plus supérieur du corps calleux, 13 = point le plus supérieur du splenium.

Afin d'apporter des éléments de compréhension du mécanisme lésionnel de l'encéphale soumis à un choc, la relation anatomique entre le corps calleux et le bord libre de la faux a été étudiée. A partir de mesures réalisées sur IRM en vue coronale, il a été observé que la distance, entre le bord libre de la faux et la partie supérieure du corps calleux, ainsi que son épaisseur augmentaient dans la direction antérieure (SHIRAMIZU et al. 2008). Les résultats de ces mesures sont présentées au Tableau 1-5 ci-dessous.

Tableau 1-5. Mesures réalisées (moyenne (SD)) dans le cadre de l'étude sur la relation entre le corps calleux et le bord libre de la faux (SHIRAMIZU et al. 2008).

	Régions du corps calleux				
	Genou	Antérieure	Centrale	Postérieure	*Splenium*
b (mm)	30.7 (4.1)	32.9 (3.9)	37.2 (2.7)	45.8 (2.7)	52.3 (3.7)
a (mm)	47.1 (1.9)	43.8 (2.8)	46.3 (2.8)	50.3 (4.6)	50.3 (3.5)
b/a (%)	65 (8)	75 (9)	80 (6)	90 (5)	98 (3)
c (mm)	13.7 (3.4)	6.2 (2.0)	5.5 (1.0)	3.8 (0.5)	17 (5.2)

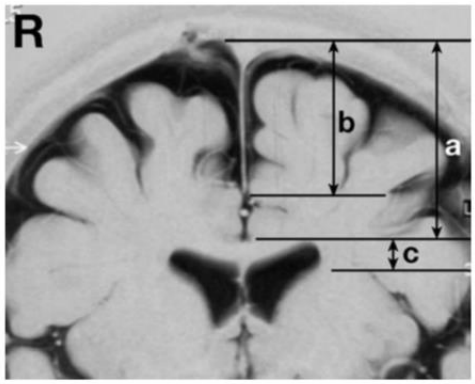


Figure 1-192. Mesures réalisées par (SHIRAMIZU et al. 2008) *pour éviter la relation entre le corps calleux et le bord libre de la faux. a = distance du corps calleux à la table interne du crâne, b = longueur de la faux, c = épaisseur du corps calleux.*

vii. La faux du cerveau et de la tente du cervelet

La faux du cerveau (Figure 1-20) est un prolongement vertical de la dure mère séparant les deux hémisphères cérébraux. Elle s'insère à la voûte crânienne le long du sinus supérieur, de la protubérance occipitale à l'apophyse de la *crista galli* de l'os ethmoïde. Le bord inférieur de la faux, ou incisure falcorielle, est intimement lié au corps calleux sur sa partie postérieure. A l'inverse, il s'en éloigne sur sa partie antérieure.

La tente du cervelet sépare l'étage sus-tentoriel, contenant les hémisphères cérébraux, et la fosse occipitale contenant le tronc cérébral et le cervelet. Il s'insère le long du sinus transverse, des rochers jusqu'aux apophyses clinoïdes antérieurs de la selle turcique. L'ouverture de la tente ou l'incisure tentorielle, permet le passage du tronc cérébral.

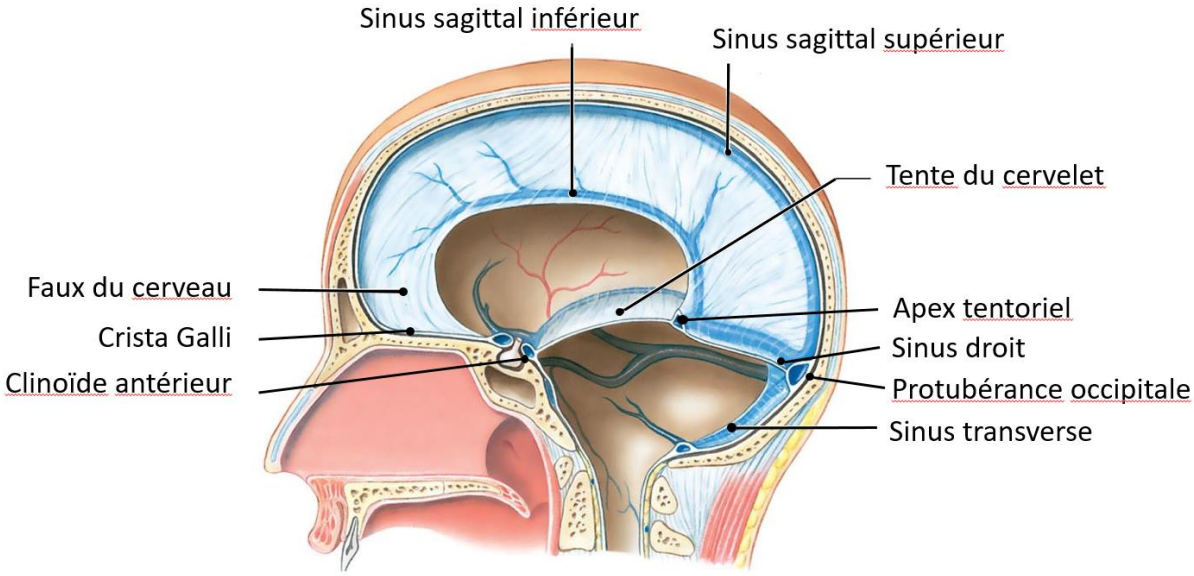


Figure 1-203. Anatomie de la faux du cerveau et de la tente du cervelet. D'après www.pinterest.com

Il a été montré numériquement que la modélisation de la faux du cerveau et de la tente du cervelet est essentielle pour investiguer la réponse biomécanique de la tête soumise à un choc (Ho et al. 2017). Néanmoins, aucun modèle numérique n'a étudié l'influence de la morphologie de ces structures.

Peu d'études (Tableau 1-6) portent sur l'analyse de la géométrie de ces structures. Une seule étude radiologique réalisée sur la faux décrit une hauteur moyenne de bord libre de faux de 5,27 cm (F. Galligioni, Bernardi, and Mingrino 1969), tandis que d'autres décrivent une importante variabilité du diamètre du sinus sagittal supérieur [5.2-14.4 mm] (Brockmann et al. 2012; Sayhan et al. 2012).

Davantage d'études ont été réalisées sur la description géométrique de la tente du cervelet (Tableau 1-6). Il existe une variabilité importante de l'incisure tentorielle et du bord libre de la faux, ce qui peut entraîner des conséquences cliniques différentes dans le cas d'un engagement cérébral ou « brain shift » ; lorsqu'un hémisphère cérébral s'engage dans l'ouverture falcorielle ou dans l'incisure tentorielle.

Tableau 1-6. Etudes morphologiques de la faux du cerveau et de la tente du cervelet. Ln : Largeur de l'incisure tentorielle – L : Longueur de l'incisure tentorielle – Lt : Largeur de la tente – At : angle entre le sinus droit et le segment [Protubérance occipitale ; milieu des deux clinoïdes antérieurs.

Références	Année	Objectifs	Base de données	Résultats
(Sunderland 1958)	1958	Anatomie de l'incisure tentorielle	50 cadavres	Ln (mm) : [27.02-35.8] L (mm) : 53.64
(Corsellis 1958)	1958	Surface de l'incisure tentorielle	21 cadavres	13.3 cm²
(F Galligioni, Bernardi, and Mingrino 1969)	1969	Hauteur du bord libre de la faux	200 patients	[28-62] mm
(Ono et al. 1984)	1984	Anatomie de l'incisure tentorielle et de la tente	25 cadavres	Ln (mm) : [27.4-29.6] L (mm) : 61.8 Lt (mm) :110.8
(Adler and Milhorat 2002)	2002	Anatomie de l'incisure tentorielle	100 cadavres	Ln (mm) : [26.6-29.6] L (mm) : 57.7
(Lafazanos et al. 2015)	2015	At chez l'adulte	100 patients	At = 42° [25-53°]
(Rehder, Yang, and Cohen 2016)	2016	At	367 patients	Fœtus : 37.5° Nourrisson : 42.3°
(Syed and Jean 2018)	2018	At	240 patients	At = 43.5°

viii. La vascularisation de l'encéphale

L'encéphale est vascularisé par deux artères carotides et par deux artères vertébrales réunies pour former l'artère basilaire. Les artères carotides gauche et droite se divisent en une artère cérébrale antérieure et moyenne, tandis que l'artère basilaire se divise en deux artères cérébrales postérieures (gauche et droite).

Ces artères se rejoignent à la base du cerveau pour former le polygone de Willis, localisé à la base du crâne, formant une jonction redondante essentielle de ce réseau artériel. Il assure une vascularisation continue et une répartition de la distribution sanguine, en particulier en cas d'ischémie cérébrale. La structure artérielle (Figure 1-24) se subdivise ensuite en un réseau dense et complexe de vaisseaux sanguins irriguant l'ensemble des tissus cérébraux.

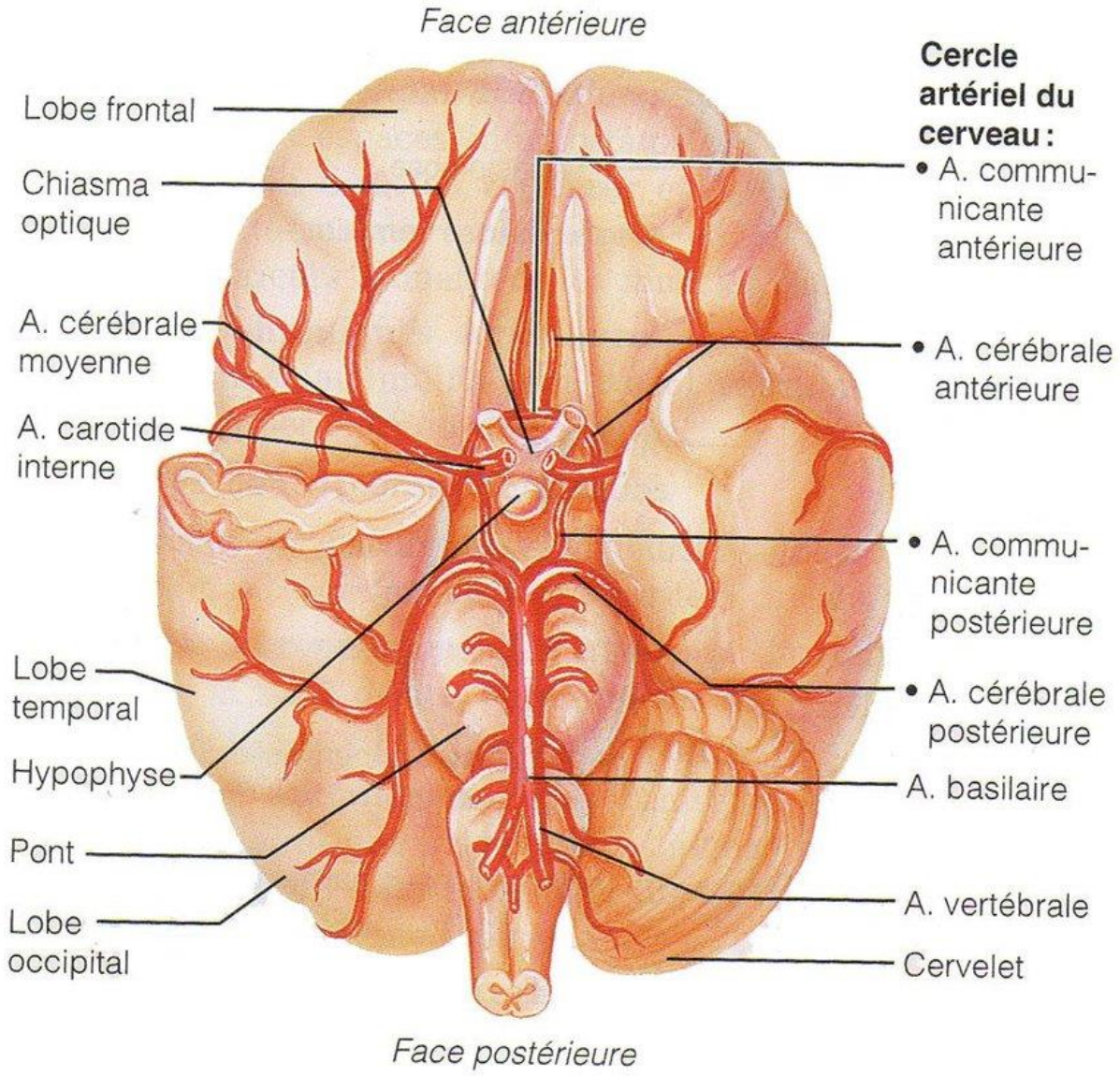


Figure 1-214. Illustration de l'arbre vasculaire cérébral, d'après (Kevin Mandrick 2013).

d. L'anatomie de la tête - synthèse

L'étude de la traumatologie crânienne est indispensable compte tenu de l'importance et de la gravité des mécanismes lésionnels crâniens et cérébraux. Les premières études mises en place pour étudier la physiopathologie de la traumatologie crânienne se sont basées sur des essais de chocs sur cadavres, volontaires ou animaux (GURDJIAN et al. 1966; STAPP 1951). Au-delà des problèmes éthiques que ces travaux peuvent poser, l'hétérogénéité des protocoles et des sujets utilisés ne permet pas une comparaison claire et cohérente des résultats.

Pour pallier ce problème, des mannequins physiques (CRABI, THOR, Hybrid III) utilisés les reproduire le comportement dynamique d'un corps humain ont été introduits dans les campagnes d'essais (Kleiven 2007; Marjoux et al. 2008). Cependant, une investigation locale des conséquences traumatiques du choc sur le cerveau et ses structures internes est impossible

avec de tels protocoles. En effet, la tête des mannequins (structure rigide en acier) n'est équipée que d'un accéléromètre linéaire 3 axes positionné à son centre de gravité.

Les essais précédemment cités (GURDJIAN et al. 1966; STAPP 1951) ont permis la construction de la WSTC, à partir de laquelle des critères lésionnels ont été mis au point. Cependant, bien que très largement utilisés pour le développement de normes automobiles (Bellora et al. 2001; Hideki 2007; Hutchinson, Kaiser, and Lankarani 1998), le HIC ne prend en compte que la composante linéaire de l'accélération mesurée au centre de gravité de la tête. Le Gambit et le HIP, qui contrairement au HIC intègrent la composante rotatoire de l'accélération, n'ont en revanche jamais été pleinement validés. Des critères macroscopiques, associés à l'état de déformation de la matière cérébrale ont par la suite été mis en place grâce au développement des méthodes numériques. Ils sont présentés au chapitre suivant.

On peut facilement discuter de la pertinence d'utiliser un seul critère calculé à partir de la mesure de l'accélération de la tête pour décrire avec précision l'état mécanique plus local des tissus du crâne et de l'encéphale, qui plus est quand ces tissus sont d'une grande complexité structurelle et mécanique (Goldsmith 1981; Monea et al. 2014). La modélisation en éléments finis prend alors tout son intérêt, pour approfondir la compréhension des phénomènes étudiés.

2. Revue de littérature des modèles éléments finis de la tête

La modélisation en éléments finis apparaît comme particulièrement adaptée pour affiner et améliorer les critères précédemment présentés et la compréhension des mécanismes lésionnels de la tête. Le domaine automobile a été encore une fois l'un des premiers à s'y pencher afin d'améliorer les systèmes de sécurité. Cette méthode numérique permet en effet d'investiguer localement le comportement biomécanique du cerveau et de toutes ses structures environnantes, ce qui n'est pas toujours aisé à faire par des essais in-vitro. Des critères et seuils lésionnels plus fins et robustes ont ainsi été déterminés.

La construction d'un modèle éléments finis se décline en trois principaux points :

- une géométrie du domaine à modéliser et de son maillage;
- une caractérisation mécanique des matériaux et des interfaces qui constituent ce domaine ;
- des conditions limites du problème.

Dans un second temps, une synthèse de la méthode de paramétrage géométrique développée à l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak (IBHGC) est présentée, ainsi que son intérêt pour l'évaluation de l'influence des différences morphologiques inter-individuelles sur le comportement biomécanique de structures modélisées.

a. La modélisation par éléments finis de la tête

D'abord limitées technologiquement, les premières études visant à modéliser la tête ont été purement analytiques (Benedict et al. 1970). A cause de la complexité des géométries, des sollicitations et des comportements des matériaux à modéliser, ces modélisations étaient très simplifiées : modélisations sphériques, matériaux homogènes isotropes, conditions limites simples… Le premier modèle numérique 2D a été développé en 1973 (Hardy and Marcal 1973). La modélisation fut ensuite améliorée par (Shugar 1975) en remplissant le contour osseux par un composant purement élastique décrivant le cerveau. En parallèle, le développement des méthodes numériques et des mathématiques appliquées a permis d'améliorer la modélisation de tels problèmes. Le comportement d'un fluide viscoélastique entouré d'une coque sphérique d'aluminium (Kenner and Goldsmith 1972), ou la réponse d'un fluide parfait dans un crâne de forme elliptique pour étudier le phénomène de cavitation (Khalil and Hubbard 1977) furent ainsi étudiés. En 1977, suite à des essais expérimentaux (présentés Partie 2. a. iv. Validation des modèles), un modèle 3D de cavité crânienne remplie de solide élastique fut développé pour évaluer la capacité des méthodes numériques à prédire la réponse biomécanique de la tête (Nahum et al. 1977). En 1981, la première modélisation morpho réaliste complète de la tête (la face, le coup, le crâne et l'encéphale) a été développée (HOSEY and R. 1982).

Ces exemples de travaux illustrent les débuts de l'application des méthodes numériques pour étudier les mécanismes de la traumatologie crânienne. A partir des années 90, des modèles plus réalistes ont été développés.

i. Obtention de la géométrie

La modélisation biomécanique nécessite une acquisition fine de la géométrie des structures étudiées. L'imagerie médicale (CT-scan et/ou IRM) est la technique la plus employée à partir de laquelle les morphologies, respectivement des structures osseuses et des tissus mous, sont extraites (Fernandes et al. 2018; Horgan and Gilchrist 2003; Kleiven Svein 2002; Mao et al. 2013; Sahoo, Deck, and Willinger 2014; Takhounts et al. 2008; Toma and Nguyen 2018; Zhou, Li, and Kleiven 2019).

A l'issue de cette phase de segmentation, une surface triangularisée pour chaque géométrie extraite est reconstruite. De ces surfaces, un maillage volumique est construit pour chaque composant, par application d'algorithme de maillage automatique (Ji et al. 2011), ou grâce à des outils de conception assistée par ordinateur (Deck and Willinger 2008; Fernandes et al. 2018; Toma and Nguyen 2018).

Ces techniques offrent l'avantage de modéliser précisément les structures étudiées. Par exemple, dans la majorité des modèles cités, la modélisation porte sur le scalp, le crâne, la faux du cerveau et la tente du cervelet, l'encéphale et le LCS (Fernandes et al. 2018; Giordano, Zappalà, and Kleiven 2017; Horgan and Gilchrist 2003; Sahoo et al. 2014; Takhounts et al. 2003; Toma and Nguyen 2018; Zhang Liying 2001). En revanche, il est bien souvent nécessaire de les mettre en œuvre complètement si une nouvelle géométrie doit être étudiée.

Si bien que, la très grande majorité des modèles présents dans la littérature ont été, à notre connaissance, définis à partir d'une seule géométrie construite à partir d'un modèle représentatif

du 50th percentile ; ce qui rend impossible l'évaluation de la variabilité géométrique sur la réponse biomécanique de la tête.

ii. Prise en compte de la variabilité anatomique

(Kleiven and Von Holst 2002) a développé deux modèles issus d'acquisition IRM et scanner de deux cadavres, un féminin et un masculin. L'influence de la taille de ces deux modèles sur leur réponse biomécanique, confrontés à un choc frontal (Nahum et al. 1977), a été évaluée. Plus la tête était lourde/volumineuse, plus les pressions intra crâniennes mesurées sont importante et à l'inverse plus le HIC calculé est faible.

Sahoo *et al.* a évalué l'influence de la masse de la tête, à géométrie fixée, sur le risque de fracture osseuse (Sahoo et al. 2015) en modifiant la densité des composants modélisés. Il a été démontré que plus la masse de la tête était importante, plus l'effort de contact entre l'impacteur et la tête était important et plus l'énergie de déformation du crâne augmentait. Néanmoins, ces études ne permettent d'évaluer de façon locale l'influence de la géométrie de la tête sur son comportement biomécanique.

Enfin, Giordano *et al.* ont observé, à l'aide de 485 acquisitions IRM, une importante variabilité de l'orientation des fibres axonales de la matière cérébrale (jusqu'à 40%) (Giordano et al. 2017). L'influence de l'orientation de ces réseaux d'axones reconstruits a été évalué à l'aide du modèle *KTH* (Giordano et al. 2017). Une variation de 12% de la valeur maximale de déformation axonale a été mesurée, soulignant la nécessité de prendre en compte la variabilité morphologique des structures étudiées pour modéliser plus efficacement le comportement biomécanique de la tête.

iii. La caractérisation mécanique des matériaux et de l'interface crâne-cerveau

La structure des tissus cérébraux en fait un composant complexe à caractériser mécaniquement. Composées en grande proportion d'eau, les substances grise et blanche qui composent majoritairement le bloc céphalique, ont des propriétés mécaniques différentes. La seconde, plus « molle » que la première, est constituée des fibres axonales qui rendent son comportement fortement anisotropique. D'un point de vue macroscopique, une forte corrélation de la réponse biomécanique de ces tissus au taux de déformation, les rigidifiant à mesure qu'ils sont sollicités, a été décrite (Giordano et al. 2017; Mao et al. 2013; Sahoo et al. 2014). S'adaptant et évoluant en même temps que les modélisations numériques s'amélioraient, les caractérisations mécaniques de ces tissus débutèrent par des modélisations purement élastiques, pour maintenant être enrichies de lois visco hyper-élastiques tenant compte de l'anisotropie structurelle des matières cérébrales (Giordano et al. 2017; Sahoo et al. 2014). Il a été montré sur des modèles numériques 2D que la modélisation de la structure vasculaire cérébrale rigidifie le comportement mécanique de l'encéphale (Bilston 2002; Zhang et al. 2002). Si l'ajout d'une telle structure dans un modèle 3D peut s'avérer complexe et coûteux numériquement, cette modélisation permettrait d'étudier l'influence de l'activité sanguine, i.e. la systole et la diastole, sur le comportement biomécanique de la tête. Enfin, l'influence de la variabilité des propriétés mécaniques des différents composants n'a jamais été évaluée, bien que par exemple, il ait été démontré sur animaux que la rigidité des tissus cérébraux était corrélée à l'âge du spécimen (plus rigide chez les spécimens âgés que chez les jeunes) (Prange and Margulies 2002).

La nature du LCS, i.e. un fluide newtonien, rend sa modélisation mécanique complexe. Pour simplifier ce problème, de nombreux modèles ont approximé son comportement à l'aide d'une approche solide, purement élastique incompressible (Horgan and Gilchrist 2003; Takhounts et al. 2003), voire linéaire visco élastique, afin de prendre en compte son amortissement (Mao et al. 2013; Takhounts et al. 2003; Zhang Liying 2001). Néanmoins, modéliser un élément « fluide » par une approche solide n'est pas complètement abouti d'un point de vue mécanique.

Les approches ALE et SPH (cf. Annexe A) offrent cette possibilité. Elles sont recommandées pour l'étude de l'interaction entre un fluide et un solide et de la cavitation. Ainsi en 2003, (Willinger and Baumgartner 2003a) ont été les premiers à mettre en place la modélisation ALE dans leur modèle, concluant que la méthode présentait un intérêt certain, mais que des travaux de caractérisation du comportement mécanique du fluide étaient nécessaires. Si l'approche classique « solide » a été majoritairement utilisée depuis, il a récemment été démontré la pertinence d'utiliser une approche fluide, type ALE (Zhou et al. 2019), pour prédire avec davantage de précision le comportement lésionnel de la tête. Enfin, une seule étude a mis en place l'approche SPH pour la modélisation du fluide (Toma and Nguyen 2018), mettant cinématiquement en évidence des flux du LCS autour du bloc encéphalique, mais ne permettant pas pour l'heure d'observer et de quantifier un phénomène de cavitation.

Le choix du type de modélisation de l'interface entre le crâne et le cerveau est crucial pour reproduire la cinématique du cerveau dans la cavité crânienne. Ce mouvement relatif du cerveau par rapport au crâne, en cas de choc à l'extrémité céphalique, a été observé expérimentalement pour la première fois chez le singe (Hunter Shelden and Prudenz 1943; Shatsky et al. 1974) puis à partir d'essais de chocs sur têtes humaines cadavériques (Hardy et al. 2001, 2007).

L'approche mécanique la plus cohérente pour modéliser l'interaction entre la couche de liquide et le crâne, d'une part et le cerveau, d'autre part, est de modéliser ce fluide comme un liquide. Les approches utilisées dans la littérature sont l'approche ALE (Willinger and Baumgartner 2003b; Zhou et al. 2019) et l'approche SPH (Toma and Nguyen 2018). Bien que coûteuse « numériquement », ces méthodes sont les plus pertinentes pour investiguer la potentielle cavitation du LCS.

Une méthode couramment utilisée est de modéliser le fluide comme un solide avec un très faible module de cisaillement (Belingardi, …, and 2005 n.d.; Chafi et al. 2009; Horgan and Gilchrist 2003; King et al. 2003; Kleiven Svein 2002; Sahoo et al. 2014). Cette approche offre l'intérêt de gagner en temps de calcul par rapport aux approches précédemment citées, mais demande un soin suffisant à apporter à la modélisation pour éviter une déformation excessive du maillage associé.

La dernière méthode consiste à mettre en relation le crâne et le cerveau via une surface de contact modélisant la couche de LCS et les méninges. Les conditions de contact varient du contact sans glissement (Horgan and Gilchrist 2003; Takhounts et al. 2003; Wang et al. 2017), au glissement avec ou sans frottement (Fernandes et al. 2018; Mao et al. 2013; Zhang Liying 2001). Il n'existe pour autant aucun consensus établi pour privilégier une condition par rapport à une autre : il a en effet été démontré que le mouvement relatif du cerveau par rapport au crâne est insensible au choix de la condition de contact (Kleiven Svein 2002).

iv. La validation des modèles – les conditions limites

La validation des modèles numériques, dont les résultats sont comparés à des données expérimentales, est fondamentale pour juger de la pertinence de leur utilisation et de la validité de leur modélisation. Dans ce chapitre, nous listerons les principales études *in-vitro* mises en œuvre pour confronter les modèles numériques au réel.

- Evaluation de la pression intra-crânienne :

En 1977, *Nahum et al.* ont enregistré la pression intra-crânienne de têtes cadavériques soumises à un choc (Nahum and Smith 1976; Nahum et al. 1977). Les cadavres en position assise étaient impactés au niveau du plan sagittal de l'os frontal du crâne, dans la direction antéro-postérieure. Nous pouvons citer par exemple l'expérience 37 pour laquelle l'impacteur avait une masse de 5,59 kg et une vitesse de 9,94 m/s au moment du choc et la tête était tournée de sorte que son plan de Frankfort soit incliné de 45° par rapport à la direction antéro-postérieure. La pression a été mesurée en 5 zones de l'encéphale : en zone frontale, pariétale gauche et droite, au niveau de la protubérance occipitale et au niveau de la suture lambdoïde.

Troseille et al. (Trosseille et al. 1992) ont mesuré la pression intra ventriculaire ainsi que les accélérations linéaire et rotatoire de têtes de cadavres impactées et instrumentées avec des accéléromètres et des capteurs de pression positionnés à partir du repère de *Talairach* de chaque spécimen (Figure 2-1).

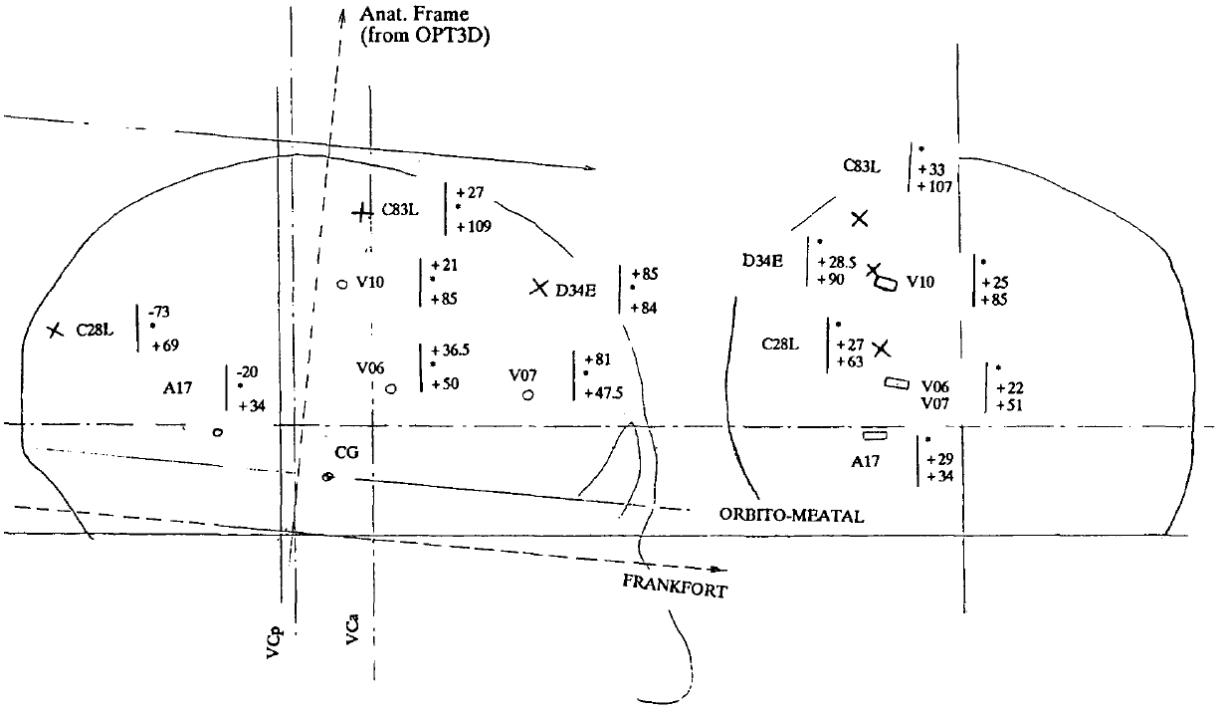


Figure 2-1. Position des accéléromètres et capteurs de pressions d'après (Trosseille et al. 1992) *dans la configuration MS408. A17 : accélération dans la matière blanche du lobe occipital, V06 : accélération dans le noyau lenticulaire, V07 : accélération dans la matière blanche du lobe frontal, V10 : Accélération d'ans l'ovale centrum, D34E : pression frontale, C83L : pression pariétale, C28L : pression occipitale.*

- Evaluation du mouvement relatif du cerveau par rapport au crâne :

La pression intra-crânienne ne peut être qu'une valeur préliminaire de prédiction lésionnelle, car elle ne prend pas en compte la déformation du cerveau. Dans la mesure où la déformation des axones peut s'avérer être un critère lésionnel déterminant, la comparaison d'études numériques à des mesures de mouvements relatifs du cerveau par rapport au crâne apparaît comme nécessaire.

Hardy et al. (Hardy et al. 2001, 2007) ont mesuré à hautes fréquences le mouvement du cerveau dans la boîte crânienne à l'aide de rayons X à partir de l'acquisition de la trajectoire de billes d'étain positionnées par rapport au centre de gravité mesurée pour chaque tête de cadavres testés. Plusieurs configurations ont été mises en œuvre, des chocs dans la direction antéro-postérieure similaires à l'expérience de *Nahum et al.*, mais aussi dans la direction médio latérale, alignés ou non sur le centre de gravité de la tête, avec et sans casque de protection.

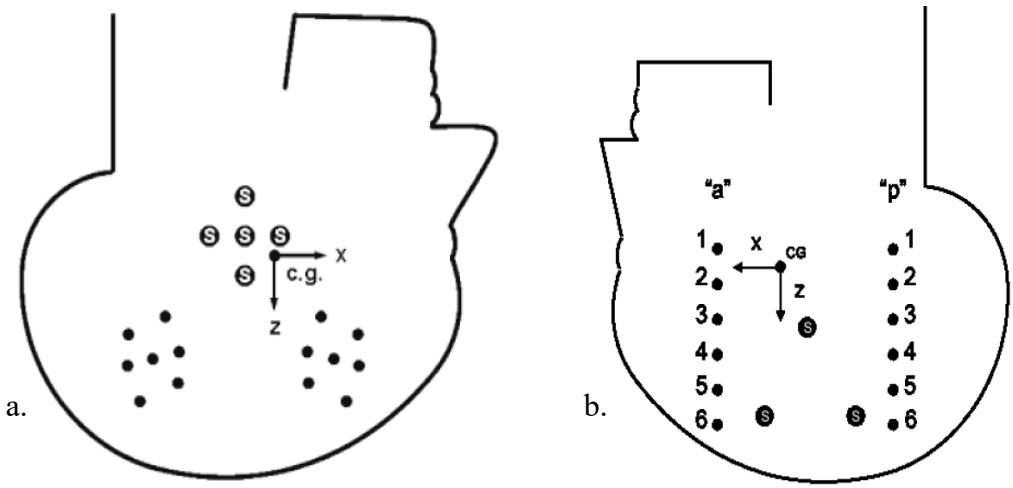


Figure 2-2. Position des billes de tantale, d'après (Hardy et al. 2001, 2007).

- Mise en place de ces modèles

Contrairement aux critères lésionnels « macroscopiques » (HIC, GAMBIT, GSI, …), ces modèles offrent la possibilité, dans la limite de leur conception, de caractériser l'état mécanique de leurs composants face à une sollicitation donnée. Si la modification de leur géométrie n'est pas possible, l'influence des conditions limites appliquées est plus aisée à évaluer. Les données issues d'accidents du sport (rugby, football américain, …) ou pédestres/automobiles constituent une base de donnée très vaste. Reproduits sur mannequins physiques (THOR, Hybrid III, …), il est possible de calculer les valeurs des critères lésionnels usuels et de les confronter aux informations mécaniques fournies par les modèles numériques (Figure 2-3 et Figure 2-4), pour lesquels les conditions limites issues de l'accident sont appliquées (Marjoux et al. 2008; Takhounts et al. 2008a; Willinger and Baumgartner 2003a; Yang and King 2004).

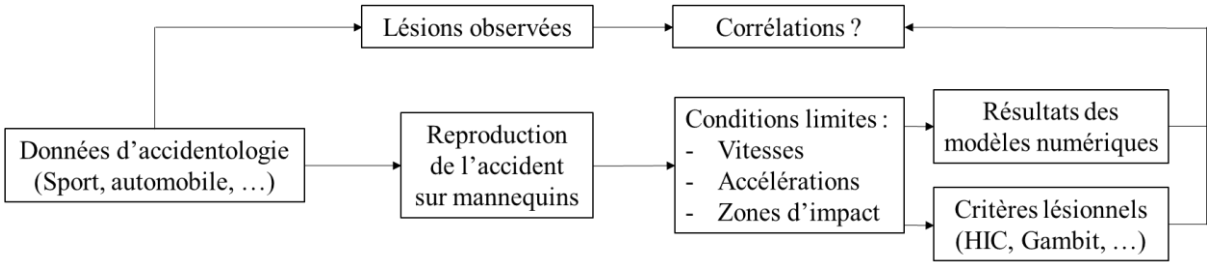


Figure 2-3. Exemple de méthodologie d'application des modèles EF

v. Nouveaux critères et seuils lésionnels

Des critères macroscopiques plus fins, déterminés à partir d'études numériques et/ou experimentales et corrélés à l'état mécanique de la matière cérébrale, à sa déformation en particulier ont ainsi été mis en place afin de prédire de façon plus robuste l'état neurologique d'une personne accidentée. Les deux grandeurs mécaniques de référence estimées numériquement sont la valeur maximale de la déformation principale (MPS) et la fraction volumique de matière cérébrale ayant dépassé un seuil de déformation (CSDM), associées au risque de lésions axonales diffuses. Un CSDM de 0.54 pour un seuil de 0.25% du MPS correspond à 50% de risques de subir des lésions cérébrales modérées (Takhounts *et al.* 2008).

Nous pouvons citer à ce stade le *KLC* (Kleiven 2007), le *CP* (Rowson and Duma 2013), le *RIC* (Kimpara and Iwamoto 2012), le BrIC (Takhounts et al. 2013), le RVCI (Yanaoka, Dokko, and Takahashi 2015) ou le UBrIC (Gabler, Crandall, and Panzer 2018).

En 2007, à partir de la reconstruction de 58 accidents (dont 25 ayant entraîné une commotion) de football américain (NFL) (Kleiven 2007) une corrélation entre d'une part la déformation des tissus cérébraux et d'autre part une combinaison linéaire du HIC_{36} et de la valeur maximale de la résultante des vitesses angulaires a été calculée (R= 0.98). Le critère ainsi formulé est le suivant :

$$KLC = \beta_1 \omega_m + \beta_2 HIC_{36} \tag{6}$$

Avec β_i des coefficients de régression, et ω_m la valeur maximale de la résultante des vitesses angulaires.

En 2018, une nouvelle métrique a été mise en place : le UBrIC (Gabler et al. 2018). Sa valeur est calculée à partir des pics de vitesses et d'accélérations angulaires suivant la formule ci-dessous :

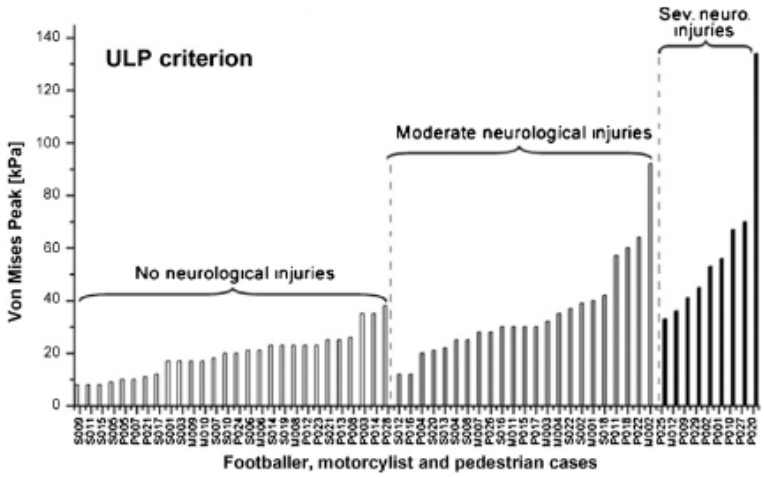
$$UBrIC = \left\{ \sum_i \left[\omega_i^* + (\alpha_i^* - \omega_i^*) e^{-\frac{\alpha_i^*}{\omega_i^*}} \right]^r \right\}^{\frac{1}{r}} \tag{7}$$

Avec ω_i^* et α_i^* respectivement les valeurs maximales normées des vitesses et des accélérations rotatoires mesurées eu centre de gravité de la tête dans les 3 directions de l'espace et r un coefficient de pondération.

Confronté à 1595 chocs de tête reproduits à l'aide de deux modèles éléments finis de tête (Haojie et al. 2013; Takhounts et al. 2008a), de fortes corrélations ont été mesurées entre le UBrIC et la MPS ($R^2 = 0.93$) et la CSDM ($R^2 = 0.90$).

Des seuils lésionnels plus fins ont ainsi été déterminés (Tableau 2-1), démontrant la pertinence et le rôle à jouer des modèles EF dans la compréhension des phénomènes traumatiques auxquels la tête peut être soumise. Par exemple, pour ne citer qu'eux, il a été montré que si la contrainte de Von Mises atteint 27 KPa sur un volume de matière cérébrale de 3 cm^3, la probabilité d'apparition de lésions neurologiques modérées, comme la commotion cérébrale, est de 50 % (Marjoux et al. 2008).

a.



b.

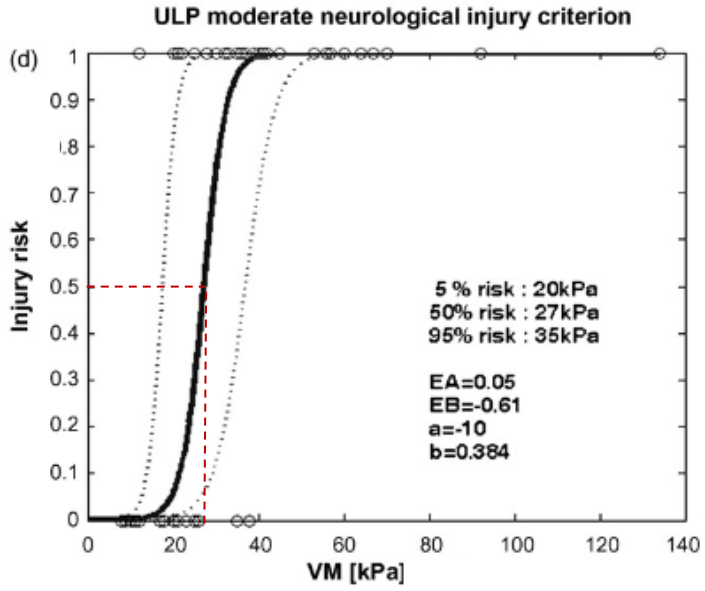


Figure 2-4. a. Valeur maximale de la contrainte de Von Mises (kPa) atteinte dans le cerveau pour 60 accidents (football américain, moto, et piéton) reproduits expérimentalement sur mannequins (Hybrid III) de choc et numériquement avec le modèle ULP (Marjoux et al. 2008). *b. Courbe de risque lésionnel associée. Par exemple, une contrainte maximale de Von Mises de 18 kPa correspond à une probabilité de 50% de dommages neurologiques modérés* (Marjoux et al. 2008).

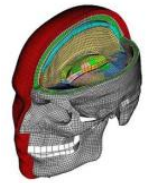
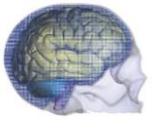
Tableau 2-1. Exemples de critères lésionnels mis en évidence à partir de la confrontation des modèles numériques à des données d'accidentologies réelles.

Risque d'atteinte lésionnelle du cerveau (50%)	Grandeur mécanique d'intérêt	Location	Références
0,21	Déformation principale max.	Corps calleux	(Kleiven 2007)
0,26	Déformation principale max.	Axones	(Kleiven 2007)
0,19	Déformation principale max.	Matière grise	(King et al. 2003)
48,5 s^{-1}	Taux de déformation	Matière grise	(Kleiven 2007)
10,1 s^{-1}	Déformation x Taux de déformation	Matière grise	(Kleiven 2007)
2,1 kJ/m³	Energie de déformation	Matière grise	(Kleiven 2007)
5,5 J	Energie de deformation globale	LCS	(Willinger and Baumgartner 2003a)
8,4 kPa	Contrainte de Von Mises	Corps calleux	(Kleiven 2007)
7,8 kPa	Contrainte de Von Mises	N/A	(King et al. 2003)
18 kPa	Contrainte de Von Mises	Tronc cérébral	(Willinger and Baumgartner 2003b)
65,8 kPa	Pression intra crânienne	Matière grise	(Kleiven Svein 2002)
90,0 kPa	Pression intra crânienne	Matière grise	(King et al. 2003)

Les critères cités ci-dessus concernent l'état mécanique des tissus cérébraux. D'autres critères ont été mis en place pour caractériser l'état des structures osseuses du crâne, et notamment étudier numériquement le risque de fractures. Les travaux de (Baumgartner and Willinger 2005), décrivent une corrélation entre l'énergie de déformation du crâne et le risque de fracture (seuil lésionnel 2.2 J) pour une modélisation osseuse tri-couches (2 épaisseurs corticale et 1 épaisseur de diploë) couplée à un critère de rupture type Tsai-Wu. Ces travaux ont permis le dimensionnement de systèmes de protections automobiles, comme des casques de moto (Tinard, Deck, and Willinger 2012).

Figure 2-5. Modèles EF de la tête

Modèle	Année	# d'éléments	Méthode d'obtention de la géométrie	Création du maillage	Validation	Composants modélisés	Comportement mécanique de la matière cérébrale	Interface crâne-cerveau	Modélisation du LCS	Illustration
Zhang *et al.* 2013	2003	270552	IRM et CT-scan Mâle 50 th percentile	maillage hexa automatique (Ji et al. 2011)	Pression (Nahum et al. 1977,Trosseille et al. 1992) Cinématique (Hardy et al. 2001)	scalp crâne et face ventricules veines ponts (nombre pas référencé) encéphale (cerveau cervelet tronc cérébral) Nuque simplifiée dure mère faux et tente et sinus sagittal et transverse	Linéaire visco élastique (distinction matière grise et blanche)	glissement sans frottement	solides quasi incompressible élastique	
Sahoo *et al.* 2015	2015	13028	Digitalisation de la surface d'un crâne sec + Atlas anatomique Mâle 50 th percentile	CAD	Pression (Nahum et al. 1977,Trosseille et al. 1992)	scalp crâne et face ventricules latéraux encéphale (cerveau cervelet tronc cérébral) nuque simplifiée dure mère faux et tente	Linéaire visco élastique (prise en compte de l'anisotropie pour la matière blanche	NR	- modélisation ALE - solide quasi incompressible élastique	
Zhou, Li, and Kleiven 2019	2019	21345	CT-scan (*Visible human project*)	NR	Pression (Nahum et al. 1977) Cinématique (Hardy et al. 2007)	scalp crâne et face ventricules 11 paires de veines ponts encéphale (cerveau cervelet tronc cérébral corps calleux et thalamus) nuque simplifiée dure mère faux et tente	Visco hyper élastique (prise en compte de l'anisotropie pour la matière blanche)	"tied interface" entre le crâne et la dure mère Contact de penalité entre le CSF et la pie mère "tied interface" entre la surface externe du CSF et la dure mère	modélisation ALE	
Horgan and Gilchrist 2003	2003	9000-50000	CT-scan (*Visible human project*) Homme et femme	Maillage hexahedral par Interpolation de splines	Pression (Nahum et al. 1977)	scalp crâne et face LCS encéphale (cerveau cervelet tronc cérébral) dure mère faux et tente	Lineaire visco élastique	"tied interface" (Noeuds communs)	solide quasi incompressible élastique (1.3-3 mm d'apaisseur)	
Takhounts et al. 2008	2008	45875	CT-scan Mâle 50 th percentile	NR	Pression (Nahum et al. 1977,Trosseille et al. 1992) Cinématique (Hardy et al. 2001)	crâne ventricules 11 paires de veines ponts encéphale nuque simplifiée dure mère faux et tente	Visco élastique (prise en compte de l'anisotropie pour la matière blanche	"Tie -break interface"	solide quasi incompressible élastique (7 mm d'apaisseur)	

Ji et al. 2014	2014	NR	IRM 50 th percentile adulte homme	mallaige hexa automatique (Ji et al. 2011)	Cinématique (Hardy et al. 2007)	crâne et face LCS et ventricules encéphale (cerveau cervelet tronc cérébral corps calleux) Méninges complète faux et tente et sinus	Visco hyper élastique	glissement avec frottement	solide quasi incompressible (v = 0.49) élastique	
Mao et al. 2013	2013	270552	CT-scan et IRM adulte homme 50 th percentile	CAD	Pression (Nahum et al. 1977,Trosseille et al. 1992) Cinématique (Hardy et al. 2007)	Scalp Crâne et face LCS et ventricules 11 paires de veines ponts encéphale (cerveau cervelet tronc cérébral corps calleux et thalamus) Nuque simplifiée Méninges complète faux et tente et sinus	Linéaire visco élastique (distinction matière grise et blanche)	"tied interface" (Noeuds communs)	solide lineéaire visco élastique	
Fernandes et al. 2018	2016	NR	CT-scan et IRM adulte homme	CAD	Pression (Nahum et al. 1977)	Scalp Crâne et face LCS encéphale (cerveau cervelet tronc cérébral corps calleux, thalamus)	Visco hyper élastique	glissement avec frottement	solide lineéaire visco hyper élastique	
Toma and Nguyen 2018	2018	156137	IRM	CAD	NR	Crâne et face LCS encéphale (cerveau cervelet tronc cérébral corps calleux, thalamus)	Visco hyper élastique	contact de pénalité	Modélisation SPH	

b. La méthode de modélisation à géométrie paramétrée de l'IBHGC

L'approche géométrique paramétrée autorise une modification facilitée de la géométrie des structures modélisées, et permet d'étudier alors directement son influence sur le comportement global du modèle. Les principales contraintes de ces modélisations sont d'une part de pouvoir modéliser le plus précisément possible les géométries d'intérêt, et d'autre part d'assurer une bonne qualité de maillage pour des simulations mécaniques.

Le premier modèle paramétré développé à l'IBHGC du rachis a été développé par (Lavaste et al. 1992) et concernait le rachis lombaire. Plus tard, le premier modèle de rachis cervical à géométrie paramétrée a été conçu par (Maurel et al. 1997). La modélisation concernait la partie inférieure du rachis cervical (C3 à C7). Le maillage des vertèbres modélisées était obtenu à partir d'un assemblage de primitives géométriques simples (cercle, sphères, cylindres…). Le modèle réclame 355 paramètres géométriques. Ainsi, il avait alors été démontré l'effet de l'orientation des facettes articulaires sur le comportement en flexion du modèle (Maurel et al. 1997).

Par la suite, la modélisation a été améliorée au cours des travaux de thèse de (Laville 2010), élargissant le tronçon étudié (C0-T4), affinant la géométrie osseuse, et la couplant à un modèle musculaire. Ce modèle, plus complet que le précédent, comporte 787 paramètres géométriques. Ce modèle a ainsi permis d'analyser le rôle musculaire sur le comportement biomécanique du rachis cervical (Laville 2010), soumis à des sollicitations dynamiques, mais aussi de quantifier l'influence de la géométrie vertébrale sur la cinématique du rachis (Figure 2-6) (Laville et al. 2009).

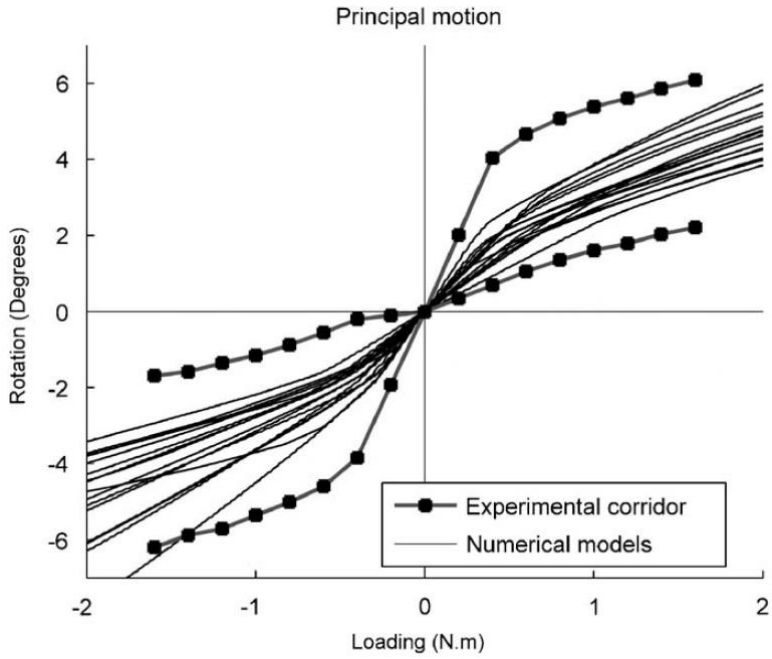


Figure 2-6. Courbes de rotation de flexion/extension en fonction du moment de chargement pour 15 modèles d'unités fonctionnelles C5-C6 personnalisés. D'après (Laville et al. 2009).

La version la plus récente du modèle de rachis cervical de l'IBHGC a été développée par (Van Den Abbeele 2018). Elle présente un maillage plus fin et de meilleure qualité que le précédent, et offre une personnalisation encore plus fine des géométries par déformation de maillage

(technique de *krigeage*) sur des reconstructions CT ou EOS, afin d'apporter des éléments de compréhension des mécanismes de dégénération du rachis cervical.

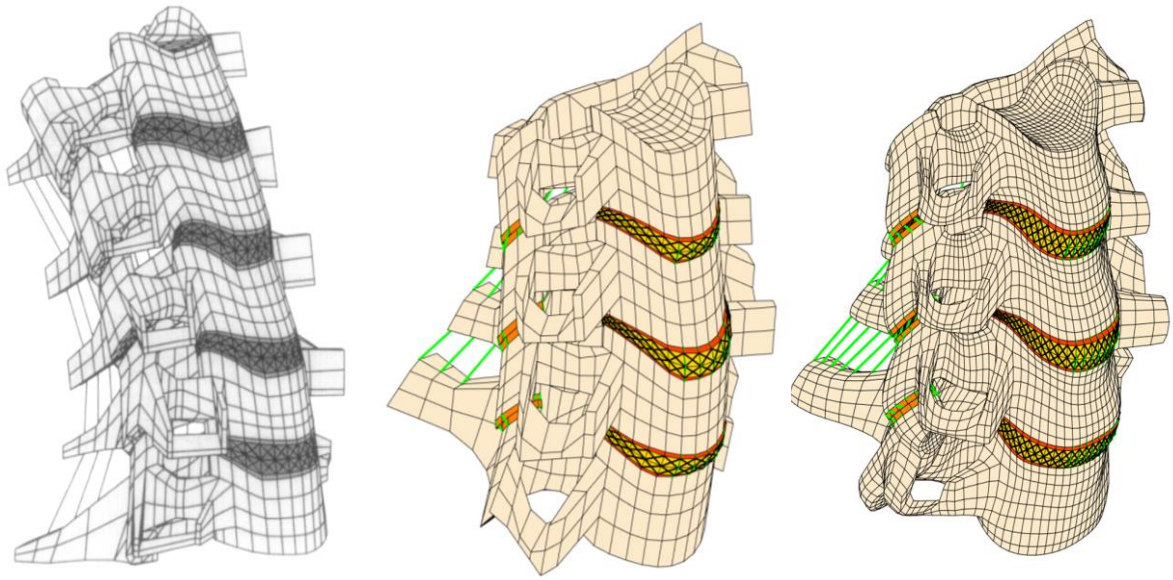


Figure 2-7. Modèles à géométrie paramétrée développés à l'IBHGC. De gauche à droite, la géométrie du modèle développé par (Maurel et al. 1997)*, celle développée par* (Laville 2010) *et celle conçue par* (Van Den Abbeele 2018).

c. Revue de la littérature des modèles éléments finis de la tête - synthèse

L'avancée des méthodes numériques permet le développement de modèles EF de la tête de plus en plus avancés, tant sur les techniques d'obtention et de génération de maillage, que sur la caractérisation des comportements mécaniques des structures qui la composent (en particulier le crâne, les tissus cérébraux, ou le LCS).

Ils ont permis de caractériser localement la réponse mécanique de la tête soumise à des chocs de référence (Hardy et al. 2001, 2007; Nahum et al. 1977; Trosseille et al. 1992), ou à des sollicitations issues de reconstructions d'accidents (Kleiven 2007; Takhounts et al. 2008a; Willinger and Baumgartner 2003a). Ces travaux ont permis d'améliorer la compréhension des mécanismes lésionnels de la tête, d'affiner les critères lésionnels « historiques » (HIC, HIP, UBrIC,…), d'améliorer les systèmes de protection automobile (Bourdet et al. 2012; Tinard et al. 2012) et de mettre en place des critères lésionnels macroscopiques plus fins.

Cependant, n'étant pas liés à la géométrie des structures étudiées, ils ne permettent pas d'évaluer l'influence de la variabilité anatomique et structurelle de la tête. En effet, tous ces modèles ont été développés à partir d'une anatomie fixe, et aucun n'a jamais évalué l'influence de la variabilité des propriétés mécaniques des matériaux modélisés, en particulier celles du bloc cérébral. Si la génération d'un modèle EF de tête personnalisable directement à partir d'imagerie médicale est pour l'heure complexe à mettre en place, la stratégie de paramétrage géométrique développée à l'IBHGC semble particulièrement bien adaptée pour estimer l'influence de la géométrie de la tête sur sa réponse biomécanique.

3. Synthèse bibliographique et objectifs

La commotion cérébrale est un traumatisme crânien léger et inhérent à la pratique des sports de contact. Bien que son évolution soit dans la très grande majorité des cas immédiatement favorable, une répétition peut entraîner à moyen long terme des déficits neurologiques notables, voire graves. L'étude de son mécanisme lésionnel s'inscrit dans le cadre de la traumatologie crânienne, pour laquelle des moyens expérimentaux et numériques importants ont été mis en œuvre depuis plus de 70 ans. Néanmoins, son identification clinique n'est pas toujours aisée, et il reste des inconnues quant à l'explication de son mécanisme lésionnel. En particulier, l'influence de la variabilité géométrique sur la réponse biomécanique de la tête n'a pour l'heure jamais été évaluée.

L'objectif de la présente thèse est donc d'évaluer l'influence de la variabilité anatomique sur la réponse biomécanique de la tête.

Ainsi, après avoir étudié et quantifié l'inter-variabilité des principales structures de la tête (Crâne, faux du cerveau et tente du cervelet, le système ventriculaire et l'encéphale) la méthodologie de paramétrisation développée à l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak pour la modélisation du rachis cervical (Van Den Abbeele 2018; Laville 2010) , i.e à l'aide d'un assemblage de primitives géométriques simples, sera adoptée et adaptée au crâne, et à ses structures internes. Le paramétrage sera conçu de façon à pouvoir automatiquement générer un maillage de bonne qualité afin de reproduire des essais de chocs (Nahum, Smith, and Ward 1977; W. N. Hardy et al. 2001, 2007). L'influence de la géométrie sera ensuite évaluée à partir d'une base de données de modèles dont le paramétrage aura été directement personnalisé (Figure 3-1).

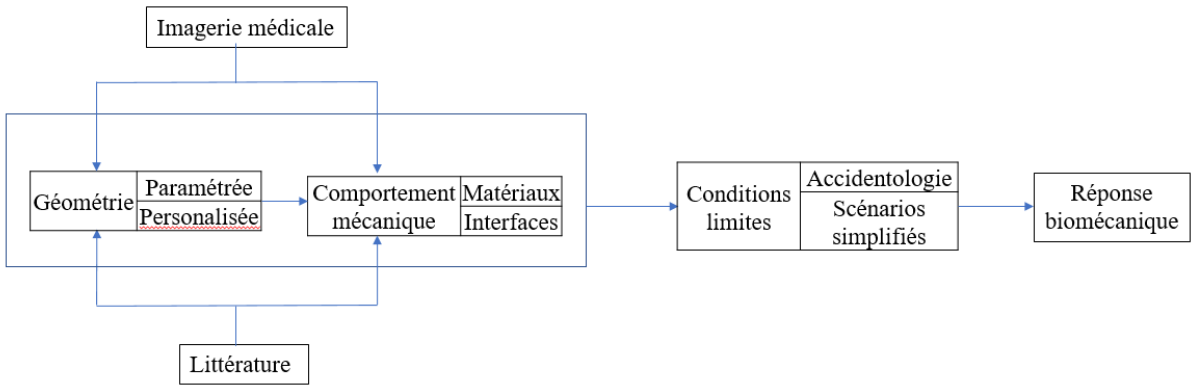


Figure 3-1. Objectifs et méthode de résolution de la problématique de thèse

Travaux personnels

4. Description de l’inter-variabilité morphologique des principales structures de la tête

La construction du paramétrage géométrique requiert d’une part, une analyse quantitative de la morphologie des principaux composants modélisés (le crâne, la faux du cerveau et la tente du cervelet, les ventricules cérébraux et l’encéphale) mais aussi une évaluation de leur inter-variabilité de leur anatomie.

Ainsi, ce chapitre présente les travaux réalisés pour répondre à cet objectif. Chaque partie est construite comme un article scientifique, articulé autour d’une introduction, d’une présentation du « matériel et méthode » adopté, détaillant la procédure d’extraction de la géométrie étudiée et la stratégie adoptée pour analyser son anatomie, des résultats et se conclue par une discussion mettant en perspective ces résultats pour la suite des travaux réalisés.

a. Etude de l'inter variabilité anatomique de la cavité crânienne

La cavité crânienne contient les structures de la tête impliquées dans le contrôle de l'état neurologique. Une évaluation de l'influence de la géométrie globale de la tête sur son comportement biomécanique impose en premier lieu d'étudier l'anatomie de cette surface, qui n'a jamais été effectuée, à la connaissance de l'auteur.

Les techniques de reconstruction du crâne généralement employées sont basées sur de la segmentation d'images Scanner ou IRM (Ketoff et al. 2017; Laurent et al. 2011; Rifai et al. 2000). Ces méthodes assurent certes une qualité de reconstruction élevée, mais peuvent s'avérer d'autant plus chronophages que la surface d'intérêt est morphologiquement complexe. Les réseaux d'innervation et de vascularisation présents ne permettent pas de dégager aisément une surface fermée de la cavité crânienne.

L'objectif de ce travail consiste à développer une méthode d'extraction de la cavité crânienne, autorisant une description de ses variations anatomiques, i.e. de son volume et de sa surface, et d'analyser ces différences.

i. Matériel et méthode

- Méthode d'extraction de la cavité crânienne

La méthode proposée pour acquérir la surface de la cavité crânienne se base sur la déformation itérative d'un modèle « ellipsoïdique » maillé dans l'espace discrétisé de coupes de crânes issues d'acquisition au CT-scan (Figure 4-2). La base de données utilisée est composée de 40 sujets humains cadavériques (27 hommes, 13 femmes ; 60 ± 11 ans) scannés en position debout et obtenus auprès du Service du don des corps, Université Paris Descartes. La résolution des images scanner est donnée en annexe Tableau C-1.

Une binarisation des coupes scanner pour isoler les volumes osseux du reste de la tête est réalisée à l'aide d'un filtre Otsu. Les éventuelles calcifications des *plexus choroïdes* sont retirées en retirant les composants connexes associés.

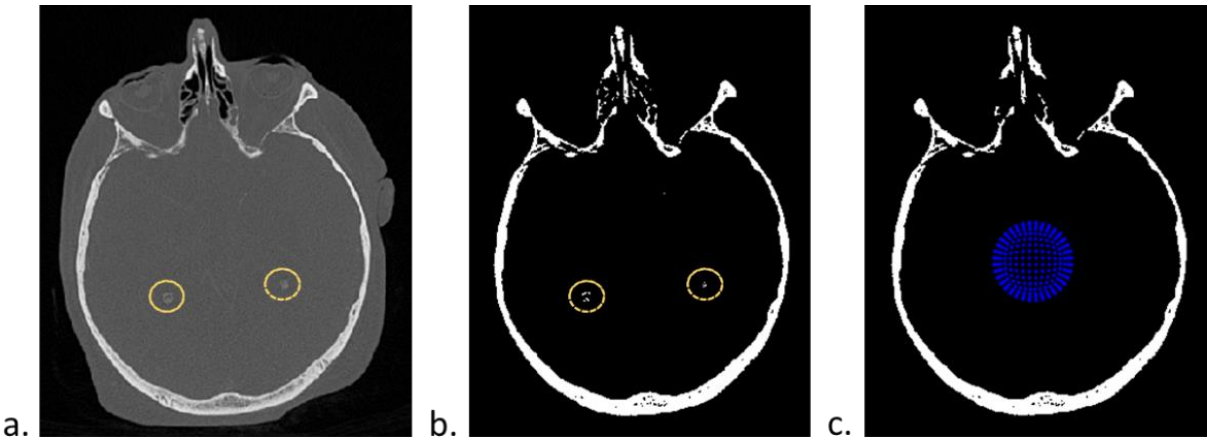


Figure 4-1. Suppression des calcifications des plexus choroïdes (en jaune) et binarisation des images.Sur la figure c. apparaît le premier allipsoïde positionné manuellement au centre des images CT.

Une sphère de 30 mm de diamètre maillée de 488 nœuds est placée manuellement dans la cavité. Chaque nœud est projeté suivant sa normale dans l'espace voxel jusqu'à atteindre un voxel de la surface de la cavité crânienne.

Un ellipsoïde de 2168 nœuds maillé en quads est ensuite positionné au barycentre de la surface précédemment obtenue, aligné suivant ses trois principaux axes d'inertie et réduite de 50%. Le même principe de projection des nœuds est effectué.

Pour affiner la précision de la reconstruction, la surface est réduite de 3% et chacun de ses éléments est divisé en 4. Les 8666 nœuds sont alors projetés et la surface de la cavité crânienne est ainsi reconstruite. Chaque étape de projection se succède par un lissage (filtre passe bas : λ=0.6307 ν=-0.6732 à 40 itérations (Taubin 2000) pour réduire les irrégularités locales des nœuds projetés dans les trous anatomiques (nerfs, vaisseaux sanguins,..). La position du *foramen magnum* est enregistrée au début du processus afin d'éviter des projections trop profondes dans le canal rachidien.

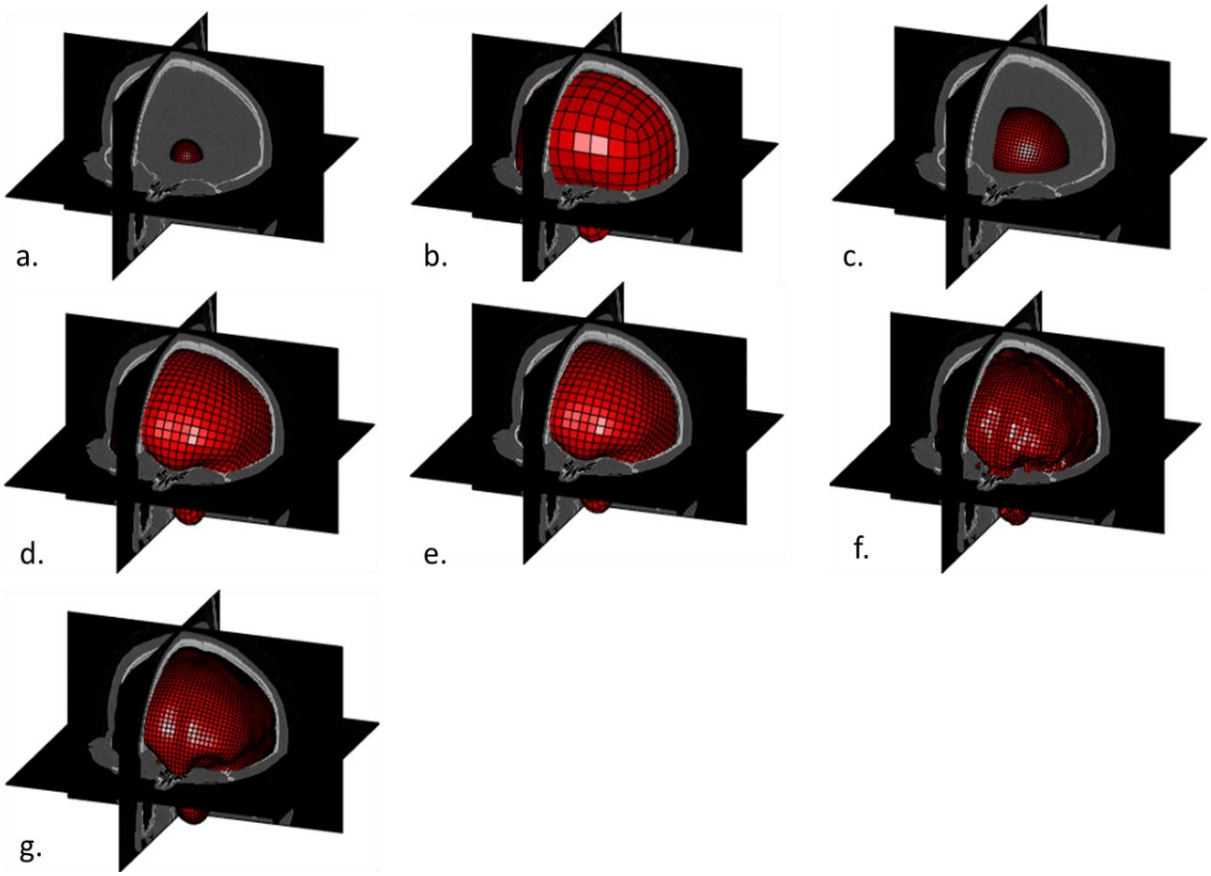


Figure 4-2. Récapitulatif de la méthode de reconstruction de la cavité crânienne : a. Ellipsoïde à 488 noeuds positionné dans l'espace des images CT. b. La surface obtenue après projection et lissée de cet ellipsoïde. c. Ellipsoïde à 2168 nœuds positionné au barycentre de la précédente surface, orientée suivant ses axes d'inerties et réduite de moitié. d. Surface obtenue après projection et lissage. e. Réduction de 3% de cette surface. f. La surface finale avant lissage. g. Surface finale de la cavité crânienne.

La précision de la technique a été évaluée à partir d'une étude comparative volumique et surfacique sur 6 spécimens aléatoirement choisis. En guise de référence, les structures crâniennes complètes de ces spécimens ont été manuellement segmentées et extraites à partir des images CT à l'aide du logiciel MItK (*German Cancer Research Center Division of Medical Image Computing*). Les volumes des surfaces de référence ont été comparés à ceux des surfaces

reconstruites. La distance « point-surface » de chaque surface reconstruite à sa surface de référence associée a été évaluée en chacun de ses nœuds.

- Evaluation du volume de la cavité crânienne

D'un point de vue anatomique, la faux du cerveau sépare les parties gauche et droite de l'espace intra crânien. Pour chaque sujet, des points appartenant à la faux ont été sélectionnés directement sur les images CT, toutes les 40 couches (~2 cm), du *Bregma* interne jusqu'à la protubérance occipitale interne. Le plan des moindres carrés associé (plan de faux) a ensuite été calculé. Les volumes globaux et hémisphériques de tous les spécimens reconstruits ont ainsi été déterminés, et l'asymétrie volumique évaluée à partir du « lateral index » (LI) dont la formule est donnée ci-dessous (Goldberg et al. 2013; Nagata et al. 2001) :

$$LI = 100 * \frac{VHG - VHD}{VG} \quad (8)$$

VHG étant le volume gauche, VHD le volumes droite, VG le volume global.

La stabilité du plan de faux a été validée en comparant les LI calculés respectivement pour 6 patients pour lesquels des points de la faux ont aléatoirement été acquis 3 fois. Enfin, les corrélations entre les paramètres anthropologiques (âge, genre, taille et poids) et les volumes crâniens ont été analysées par application de tests de *Pearson*.

- Evaluation des variations de formes de la cavité crânienne – une approche statistique

La mise en place d'une analyse statistique de forme nécessite dans un premier temps de construire un repère commun pour y recaler toutes les surfaces reconstruites. En effet, à l'issue de la phase de reconstruction précédente, d'une part les coordonnées des nœuds sont exprimées dans le repère scanner pouvant varier d'une acquisition à l'autre, et d'autre part, les cadavres ayant été scannés en position debout, la position et l'orientation des têtes dans ce repère n'avaient pas été calibrées. Aucune recommandation de l'ISB n'existe pour la construction d'un repère associé à la tête. Le repère suivant a été utilisé pour cette étude :

- **Origine** : Acquisition du *Dorsum Scellae.*
- **Axe x** : axe antéro-postérieur défini par la ligne passant le *Dorsum Scellae* et le point le plus antérieur de la *Crista Galli*.
- Axe y temporaire : vecteur normal au plan des moindres carrés calculés pour chaque faux à partir de l'acquision de points directement sur les images CT-scan.
- **Axe z** : produit vectoriel normé de l'Axe x et de l'Axe z.
- **Axe y** : la normale au plan de la faux n'étant pas forcément rigoureusement orhogonale à l'Axe x, l'Axe y est obtenu par le produit vectoriel normé de l'Axe z par l'Axe x.

L'analyse de forme se limitera à la description de 95% de la variabilité anatomique. Une analyse en composantes principales a été réalisée afin de déterminer la forme moyenne et les principaux modes de variations associés.

Considérons N géométries composées chacune de n nœuds, chaque forme est décrite par :

$$X = [x_1, x_2, \ldots, x_n, y_1, \ldots, y_n, z_1, \ldots, z_n]^T \quad (9)$$

Le forme moyenne est définie par :

$$\overline{X} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_i \quad (10)$$

La décomposition modale consiste à exprimer chaque géométrie X à partir de la géométrie moyenne et d'une combinaison linéaire des modes de variations calculés :

$$X = \overline{X} + \sum_{i=1}^{N} \alpha_i \varphi_i \quad (11)$$

Avec φ_i les modes de variation (ou vecteurs propres) et α_i les coefficients de décomposition modale (ou valeurs propres).

Suite à un problème numérique, elle a été effectuée sur les 27 premiers crânes. Pour 8 spécimens aléatoirement choisis dans la base de données (27 premiers crânes), une décomposition modale de leur géométrie a été effectuée, de façon à pouvoir classer leurs différences morphologiques. Une évaluation de la distance « point-surface » a permis d'évaluer la capacité représentative de ce recalage modal.

ii. Résultats

- Méthode de reconstruction de la cavité crânienne
    - Evaluation de la précision de la méthode

Les résultats de l'évaluation de la précision de la méthode de reconstruction de la cavité crânienne sont donnés dans le Tableau 4-1.

Tableau 4-1. Résultats de l'étude de reproductibilité pour la méthode de reconstruction de la cavité crânienne.

Spécimen	1	2	3	4	5	6
Ecart moyen (mm)	-0,05	-0,11	-0,02	-0,08	-0,0003	-0,056
2 RMS (mm)	0,74	0,82	0,96	0,78	0,85	0,95
Volume de la surface reconstruite (cc)	1420	1384	1611	1550	1492	1510
Volume de la surface de référence (cc)	1435	1388	1618	1570	1494	1519
Ecart volumique (%)	1	0,3	0,4	1,3	0,1	0,6

Evaluation des volumes
Les résultats de la comparaison des volumes sont présentés au tableau. L'écart maximal observé est de 1,27%, correspondant à 20 cc de différence.

Evaluation des distances « point-surface »
Au regard de l'évaluation du 2 RMS pour chaque spécimen testé, 95% des écarts sont de l'ordre de la résolution du voxel de chaque acquisition. La partie postérieure du basicrâne étant d'une part particulièrement complexe anatomiquement et étant d'autre part constituée d'os fins, traversée par un nombre important de trous anatomiques (vaisseaux sanguins, nerfs), elle concentre la majorité des écarts les plus importants. A l'inverse, au niveau de la voûte crânienne, uniformément concave, les écarts ont été trouvés comme négligeables. La Figure 4-3 illustre un exemple de cette évaluation « point-surface ».

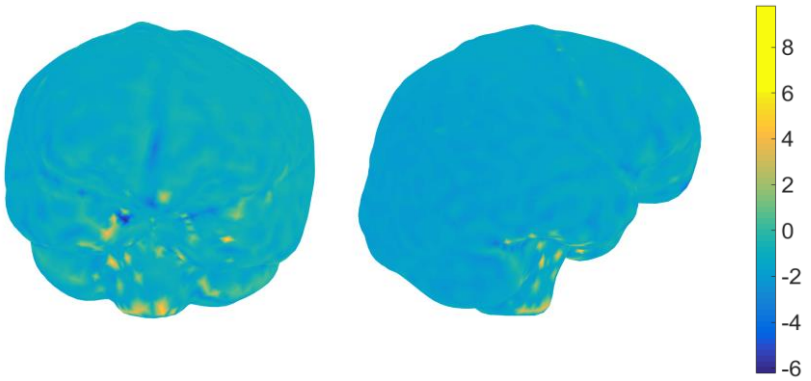


Figure 4-3. Représentation de la distance "point surface" (mm) projetée sur une surface crânienne reconstruite. On constate ici que la majorité des erreurs est localisée au niveau la partie postérieure du basicrâne.

- Evaluation de la précision d'extraction du plan de la faux du cerveau

En moyenne, une variation du LI de 0.76% (7 cc) a été observée, ce qui apparaît suffisamment robuste.

- Evaluation du volume de la cavité crânienne

Le résultat du calcul des volumes est donné Figure 4-4. Le volume moyen global moyen (± SD) vaut 1549 ± 150 cc. Les volumes moyens gauche et droite valent respectivement 782 ± 77 cc et 767 ± 78 cc.

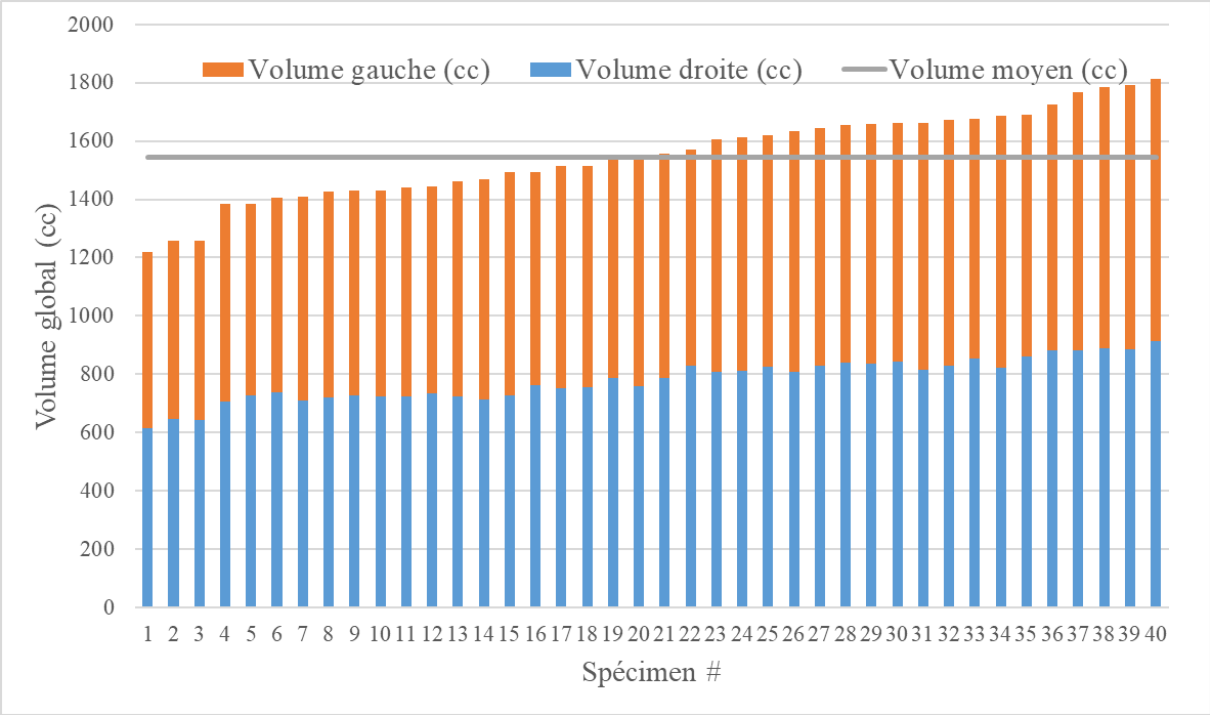


Figure 4-4. Volumes crâniens gauche (orange), droite (bleu) et global pour les 40 spécimens reconstruits.

L'évaluation du LI pour tous les sujets indique que le VHG est en moyenne (± SD) supérieur au RHV de 2 ± 1.3% soit environ 15 cc. Parmi les 40 spécimens étudiés, 10 ont un volume hémisphérique droit supérieur au gauche, et inversement, 30 ont un volume hémisphérique gauche supérieur au droit. Aucune corrélation (tests de Pearson) entre les volumes crâniens et les paramètres anthropologiques des spécimens reconstruits (âge, taille, poids, genre) n'a été trouvée dans cette étude.

- Analyse statistique de forme de la cavité crânienne.

L'acquisition des points anatomiques précédemment cités {*Dorsum Scellae*, *Crista Galli*, et faux} a été réalisée par un neurochirurgien confirmé. L'analyse statistique de forme a ensuite été réalisée pour calculer la forme moyenne et les modes de déformation associés.

L'étude de la variance expliquée démontre qu'une combinaison linéaire des 13 premiers modes suffit à expliquer 95% de la morphologie intra crânienne pour la population étudiée (Figure 4-5).

D'un point de vue anatomique, il est compliqué de rattacher les modes supérieurs au 6ème (variance expliquée à 85 %) à des variations anatomiques distinctes (Figure 4-7). Ainsi, le modèle moyen et les 6 premiers modes calculés à ± 3 écarts types ont été utilisés pour évaluer l'influence de la géométrie sur la réponse de la tête soumise à un choc (cf. chapitre 7 *Résultats et analyse de l'influence de la géométrie*).

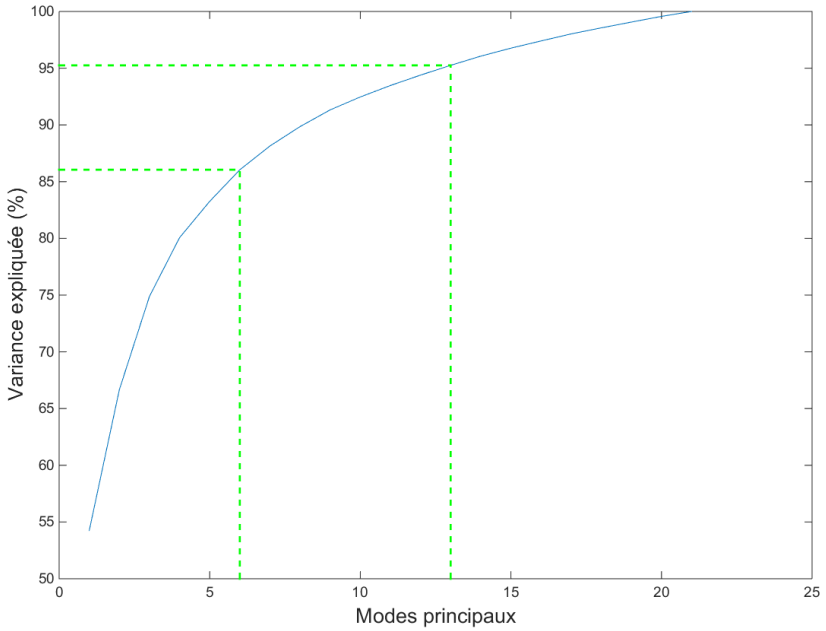


Figure 4-5. Etude de la variance expliquée en fonction des modes de déformation principaux. 13 modes sont nécessaires pour expliquer 95% de la morphologie intra-crânienne lorsque que 6 suffisent à en expliquer 85%.

Mode 1 :

Le premier mode observé se caractérise essentiellement par une variation de la voûte crânienne et de la fosse occipitale. Le mode inférieur (- 3 SD) décrit une cavité crânienne moins volumineuse que le mode supérieur (+ 3 SD) mais une fosse postérieure plus profonde, et inversement. Les variations observées de taille la voûte se concentrent vers l'avant, le haut du crâne et latéralement. Celles concernant la fosse postérieure, se concentrent principalement vers le bas du crâne.

Mode 2 :

Le mode 2 démontre principalement une modification dans la direction antéro-postérieure de la partie frontale du crâne, et un élargissement de la fosse postérieure dans les trois directions. Le niveau supérieur se caractérise par une prépondérance de la partie postérieure et un raccourcissement de la zone frontale, sans modification de la longueur globale du crâne. Le niveau inférieur montre au contraire un allongement de la zone frontale et une réduction de la zone postérieure de la fosse postérieure et de la cavité crânienne.

Mode 3 :

Le mode 3 décrit principalement une déformation dans la direction axiale de la fosse occipitale et de la partie postérieure basse de la cavité crânienne. Une variation de la largeur du crâne et dans la direction antéro postérieure est également observée. Le niveau supérieur présente une fosse postérieure plus basse, ainsi qu'une partie frontale plus large et plus avancée que pour le niveau inférieur.

Mode 4 :

Ce mode décrit le comportement suivant : si la partie frontale droite prédomine sur la gauche, la partie postérieure gauche prédomine sur la droite, et inversement, sans modification de la longueur, de la hauteur ou de la largeur globale de la cavité crânienne. L'annexe D, détaillant une analyse par approche surfacique de la symétrie sagittale, confirme ce résultat.

Mode 5 :
Une modification dans l'axe antéro postérieur quasi exclusive de la partie frontale est observée.

Mode 6 :
A l'inverse du précédent, ce mode décrit une modification de la largeur de la géométrie, localisée principalement au niveau de la zone pariétale, sans modification de la forme dans les directions antéro-postérieure et axiale.

Les surfaces intracrâniennes des 8 spécimens ont été projetées dans la base des 6 premiers modes propres, de sorte à pouvoir exprimer leur anatomie comme une combinaison linéaire de ces modes. Les coefficients modaux sont donnés au Tableau 4-2, ainsi que l'évaluation de l'écart « point surface » (valeur absolue de l'erreur moyenne et écart type). Un exemple de recalage modal est donné Figure 4-6.

Tableau 4-2. Coefficients modaux des 8 spécimens dans la base des modes de formes propres et évaluation de l'écart « point surface » (moyenne et écart type)

	Spécimens							
Modes	1	2	3	4	5	6	7	8
1	-381.2	-292.1	463.2	-494.4	272.0	-440.7	199.0	113.0
2	-241.1	213.1	-46.6	-167.7	76.2	33.7	21.2	100.3
3	59.9	-19.9	72.1	23.9	-107.9	39.5	29.2	57.3
4	107.9	-23.5	-64.5	131.3	13.3	45.4	-35.6	-160.3
5	-0.6	-3.5	-15.3	-6.9	-23.2	69.9	-142.3	-68.1
6	125.1	-27.6	15.3	-79.3	146.6	82.1	-44.48	59.3
Erreur moyenne (±SD) (mm)	0.6 ± 0.8	0.7 ± 0.9	0.6 ± 0.8	0.6 ± 0.9	0.7 ± 0.9	0.7 ± 1.0	0.7 ± 0.9	0.6 ± 0.8

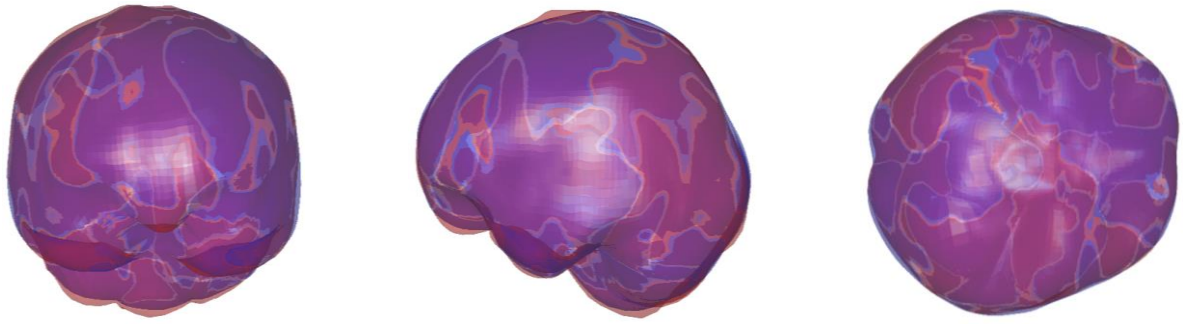


Figure 4-6. Comparaison de la surface référente du spécimen 8 (en rouge) avec la surface reconstruite à partir de sa décomposition modale (en bleue).

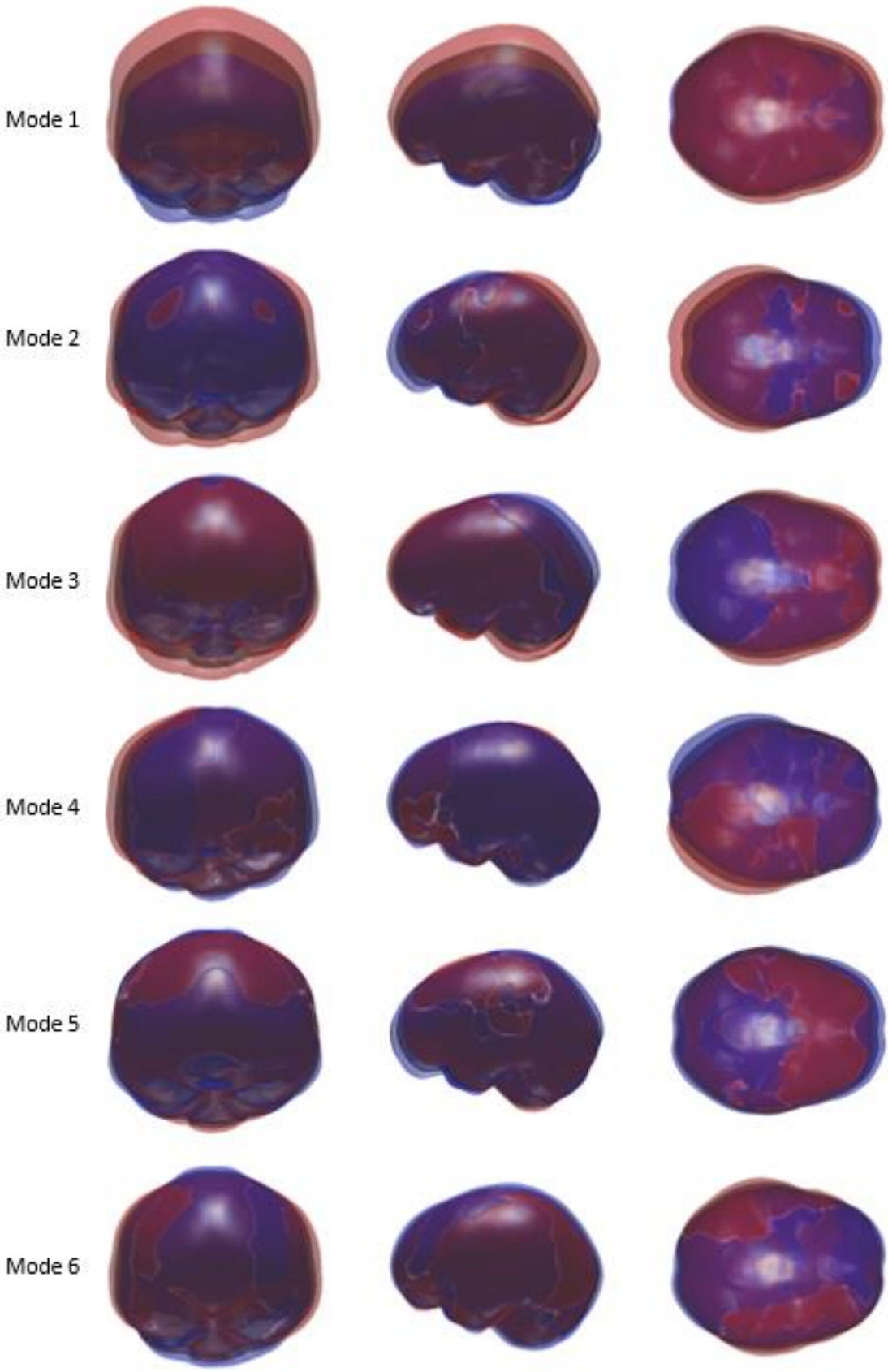


Figure 4-7. Vues frontale, sagittale et axiale des 6 premiers modes de forme de la cavité crânienne (en noir le modèle moyen en rouge le modèle moyen + 3 écart-types, en bleu le modèle moyen - 3 écarts types pour chaque mode associé).

iii. Discussion

- Méthode de reconstruction de la cavité crânienne

La méthode proposée ici permet l'acquisition semi-automatique d'une surface fermée représentative de la géométrie interne du crâne, ce qui n'était pas possible par des techniques de segmentation traditionnelle (Berar et al. 2006) ou de contour actif (Rifai et al. 2000). La précision de reconstruction est de l'ordre de la taille des voxels des images CT-utilisées, et les écarts les plus importants sont localisés au niveau de la partie inférieure du basicrâne, particulièrement complexe d'un point de vue morphologique.
Si la surface interne du crâne a été étudiée, il est possible de la même façon d'extraire sa surface externe et d'estimer l'épaisseur du crâne, en particulier au niveau de la voûte crânienne, pour laquelle les erreurs de reconstruction sont les plus faibles.

- Evaluation du volume de la cavité crânienne

Les volumes crâniens calculés sont en accord avec les valeurs données dans la littérature (François et al. 2017; Gault, D.; Brunelle, F.; Renier, D.; Marchac 1992; Hasboun et al. 2016). L'asymétrie volumique calculée (prédominance du volume hémisphérique gauche sur le volume hémisphérique droite) a été décrit.
Les résultats volumiques et morphologiques reposent d'une part sur la taille de la cohorte, mais aussi sur la précision de la méthode de reconstruction de la cavité crânienne. Il serait bien évidemment intéressant d'étoffer la base de données utilisées en rajoutant d'autres spécimens pour les différentes analyses, en particulier pour l'analyse statistique. De futurs travaux sont prévus pour enrichir cette base de données avec davantage de cavités, extraites plus précisément, en particulier au niveau du basicrâne qui concentre la majorité des erreurs de reconstruction.
Aucune corrélation n'a été trouvée entre les volumes crâniens et le genre du spécimen, ce qui corrobore les résultats de (Goldberg et al. 2013), qui avait montré que le genre n'est pas corrélé à l'asymétrie volumique de l'encéphale. (Jäncke et al. 1994) a démontré que l'asymétrie volumique de régions spécifiques du cerveau présentait des liens statistiques avec la latéralité des sujets. Cette information n'étant pas disponible dans la base de données, cette corrélation n'a pas pu être étudiée.

- Analyse statistique de forme de la cavité crânienne.

Le mode 1 de l'analyse statistique a été décrit initialement par (Berar et al. 2006). Le comportement observé pour le mode 4 peut être décrit à partir d'une analyse de la symétrie latérale de la surface intra crânienne. La méthode et les résultats sont présentés en annexe D. De futurs travaux seront entrepris pour enrichir la base de données utilisée pour l'analyse statistique de forme de la cavité crânienne. La décomposition modale offre la possibilité de pouvoir reconstruire, avec une précision de l'ordre du millimètre, n'importe quelle surface de référence à partir d'une combinaison linéaire des modes de formes calculés. Une confrontation de ces décompositions géométriques à la réponse biomécanique de modèles éléments finis associés serait intéressante pour apporter des éléments d'informations d'anatomies crâniennes éventuellement à risque.

b. Etude de l'inter variabilité anatomique de la faux du cerveau et de la tente du cervelet

Ce travail a été réalisé en collaboration Dr. Hélène Staquet en 2017, réalisé à l'IBHGC dans le cadre de son master de recherche. Mon apport dans cette étude a consisté à la mise en place de la description géométrique de la faux et de la tente, ainsi que le traitement des données. Cette étude a fait l'objet d'une soumission à publication dans *Acta Neurochirurgica* (en cours de *review*).

La faux du cerveau et la tente du cervelet compartimentent le volume crânien interne. Dans le contexte traumatologique, son rôle biomécanique a été étudié par (Ho et al. 2017), décrivant l'importance de sa modélisation pour estimer l'état mécanique des tissus cérébraux environnants. Il apparaît alors essentiel d'étudier son anatomie et les variations dont elle est sujette pour mieux appréhender le comportement global de la tête.

i. Matériel et méthode

- Méthode d'extraction de la géométrie de la faux et de la tente

Les faibles épaisseurs de la faux et de la tente en font des structures difficiles à reconstituer directement à partir de techniques de segmentations classiques. Pour parvenir à en extraire une représentation 3D, 40 acquisitions CT-scan de patients humains majeurs furent utilisés (AP-HP, approbation du CNIL n°2017-013, autorisation n°1980120) après anonymisation (9 femmes, 31 hommes, âge moyen (± SD) = 60 ± 20.79). La résolution des images est donnée en annexe Tableau 0-2. A partir des coupes axiales, des points appartenant à la faux, à la tente, et aux sinus transverses, droits et supérieurs ont été sélectionnés par une neurochirurgienne qualifiée sur toute la hauteur de la structure.

- Evaluation des variations de formes de la faux et de la tente– une approche descriptive

Pour chaque acquisition, inclus dans l'ensemble des points extraits, 10 points anatomiques de référence ont été enregistrés : le point le plus antérieur et le plus postérieur de la *Crista Galli,* les processus clinoïdes antérieurs gauches et droites de part et d'autre du *Dorsum Scellae,* l'*Apex* tentoriel, la protubérance occipitale, et l'intersection des sutures parieto-mastoïdales gauches et droites.

A l'aide de ces points, des paramètres géométriques descriptifs ont été évalués pour la faux et la tente Tableau 4-. Les différentes surfaces ont été mesurées par triangulation des points enregistrés. La surface de l'incisure falcorielle a été mesurée entre les nœuds du bord libre de la faux et le segment [Apex tentoriel- Crista Galli postérieur] (Figure 4-8 a.). La largeur de la tente correspond à la distance entre les deux sutures parito-mastoïdales. L'angle tentoriel a été mesuré dans le plan de la faux, entre le sinus droit délimité, par le segment [Apex tentoriel – Protubérance occipitale], et le segment [Tuberculum Sellae – protubérance occipitale] (Figure 4-8 b.). Les résultats pour la faux et la tente sont donnés au tableau 4-.

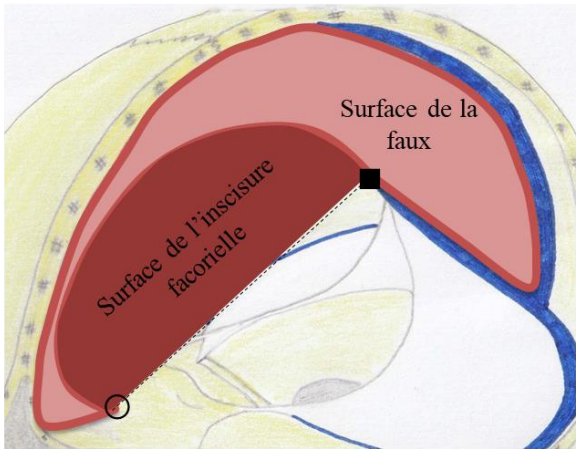
Les coordonnées de l'ensemble des points repérés ont été exprimées dans un repère propre à chaque sujet :

- **Origine** : milieu de [*Apex* tentoriel – Protubérance occipitale].
- **Axe y** : vecteur normal au plan des moindres carrés de la faux.
- **Axe z** : produit vectoriel normé du vecteur [*Crista Galli* postérieur – *Apex* tentoriel] et de l'**Axe y**.
- **Axe x** : produit vectoriel normé de l'**Axe y** par l'**Axe z**.
-

Tableau 4-3. Paramètres géométriques évalués pour la faux du cerveau et la tente du cervelet.

Paramètres géométriques descriptifs de la faux du cerveau et de la tente du cervelet	
Faux du cerveau	
H	Hauteur (mm)
W	Largeur de l'incisure falcorielle (mm)
L	Longueur du bord libre (mm)
SFC	Surface de la faux (cm²)
SFN	Surface de l'incisure falcorielle (cm²)
Tente du cervelet	
Wt	Largeur de la tente (mm)
d	Distance entre les clinoïdes antérieurs gauche et droite (mm)
l	Longueur de la notch (mm)
w	Largeur de l'incisure tentorielle (mm)
α	Angle tentoriel (°)
STC	Surface de la tente (cm²)
STN	Surface de l'incisure tentorielle (cm²)

a.



b.

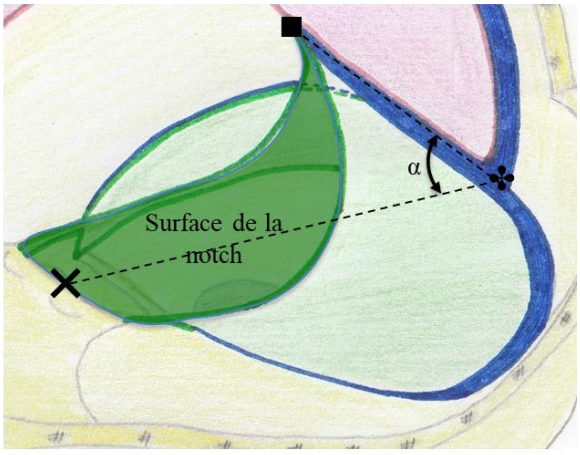


Figure 4-8. Illustrations des paramètres mesurés sur la faux du cerveau et la tente du cervelet. (■ : Apex tentoriel, ✕ : Tuberculum Sellae, ✤ : Protubérance occipitale, ○ : point le plus postérieur de la Crista Galli). D'après les travaux de master d'Hélène Staquet, 2018.

La reproductibilité des mesures a été évaluée sur 6 patients sélectionnés aléatoirement, dont la faux et la tente ont chacune respectivement été extraites 3 fois. L'évaluation a porté d'une part sur les coordonnées des 10 points anatomiques de référence, et d'autre part sur la valeur des paramètres anatomiques mesurés (Tableau 0-3 en annexe)

Des tests de corrélation de Pearson ont ensuite été réalisés entre ces différents paramètres pour évaluer les liens morphologiques potentiels entre ces différents paramètres.

ii. Résultats

Un exemple de reconstruction obtenue est présenté Figure 4-9. Environ 1400 points ont été acquis pour acquérir la géométrie de chaque spécimen.

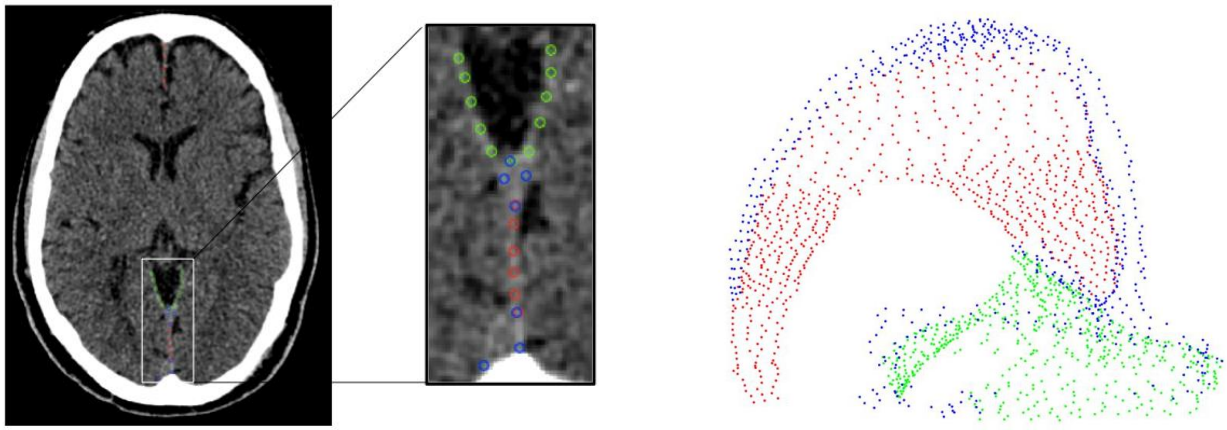


Figure 4-9. A gauche, Acquisition de points appartenant à la faux (en rouge), à la tente (en vert) et aux sinus (en bleus). A droite, la représentation complète de ces structures pour un patient (~ 1400 points par patient).

Pour chacune des coordonnées des points de référence, le 2RMS des écarts à la moyenne est inférieur à 5%, avec une moyenne à 2%, ce qui, compte tenu de la résolution des acquisitions, correspond à une erreur de 1 à 3 voxels.

- Evaluation des paramètres descriptifs de la géométrie de la faux du cerveau et de la tente du cervelet

Les paramètres évalués pour la description géométrique de la faux et de la tente ont été extraits pour les 40 sujets. Parmi l'ensemble des résultats mesurés, nous pouvons par exemple relever une grande variabilité de la surface de l'incisure falcorielle ([15.7 – 40,47] cm²). Les résultats sont donnés dans le tableau 4-4.

Tableau 4-4. Résultats des paramètres descriptifs de la faux du cerveau et de la tente du cervelet. L'angle tentoriel est en °, les longueurs sont en mm et les surfaces en cm².

	α	STC	STN	w	l	Wt	d	SFC	SFN	W	L	H
Minimum	44.0	45.0	10.6	27.4	45.3	87.9	18.0	43.2	15.8	81.4	111.0	29.0
Maximum	66.0	70.1	16.5	38.2	66.7	111.6	36.6	74.2	40.5	113.6	178.7	48.0
1er Quartile	50.6	54.4	11.9	29.0	50.9	97.1	23.2	50.7	25.1	91.6	132.9	32.1
Médiane	53.5	56.9	13.0	30.4	53.8	99.0	25.5	56.8	27.3	97.1	139.6	33.9
3ème Quartile	57.3	62.0	14.3	32.1	58.2	103.0	27.4	59.6	32.1	102.1	150.0	36.7
Moyenne	54.0	57.6	13.3	31.0	55.0	99.6	25.5	56.5	28.8	96.9	142.9	34.9
Ecart-type	5.0	5.9	1.7	2.5	5.3	4.8	3.5	7.7	5.9	8.1	15.1	3.9

Une tendance a été trouvée entre W et Wt (coefficient de Pearson à 0.617, p_value < 0.0001). De la même façon que SFN est corrélée à la longueur de son bord libre (coefficient de Pearson de 0.981 et p_value < 0.001) une tendance apparaît entre STN et Wt (coefficient de Pearson à 0.655, p_value < 0.001). Des liens semblent alors exister entre les ouvertures de la faux du cerveau et de la tente cervelet.

iii. Discussion

- Méthode d'extraction de la géométrie de la faux du cerveau et de la tente du cervelet

Le choix d'approximer une surface par un nuage de points est discutable. Cependant, si cette méthode ne permet pas d'aisément quantifier l'épaisseur de ces membranes, elle est en revanche particulièrement adaptée pour extraire sa surface globale, compte tenu de la difficulté qu'engendrerait une technique de segmentation plus traditionnelle, sujette à la définition d'un seuil de niveaux de gris propre à la faux et à la tente qui sont noyées dans les tissus cérébraux. Par ailleurs, les résultats de l'étude de reproductibilité confirment l'intérêt de la méthode.

- Evaluation des paramètres descriptifs de la géométrie de la faux du cerveau et de la tente du cervelet

En 1969, la hauteur moyenne de faux a été évaluée à 5.27 cm (F Galligioni et al. 1969). Soit un peu de moins de 2 cm de plus que celle trouvée ici. Cependant, dans notre étude, la mesure de cette longueur ne tient pas compte de l'épaisseur du sinus sagittal supérieur, ce qui n'est pas le cas de (F Galligioni et al. 1969). En ce qui concerne la tente du cervelet, les mesures obtenues ici sont en accord avec celles présentées dans la littérature (Adler and Milhorat 2002; Sunderland 1958). La largeur tentorielle moyenne chez des sujets cadavériques a été mesurée à 110.8 mm (Ono et al. 1984), comparativement aux 99.6 mm calculés ici. Cependant, comme chez (F Galligioni et al. 1969), nous n'avons pas pris en compte l'épaisseur des sinus transverses pour évaluer ce paramètre, contrairement à (Ono et al. 1984). Enfin, nous pouvons discuter le choix de repérer des structures « volumiques » comme les clinoïdes antérieurs, l'*Apex* tentoriel ou la protubérance occipitale avec un seul point. Il aurait été intéressant d'acquérir un ensemble plus important de points identifiés pour cette structure et d'en calculer le centroïde pour les localiser plus précisément. Cela n'a pas été évalué ici.

Dans le cas d'un traumatisme crânien avec hématome sous-dural hémisphérique, l'hypothèse peut être faite que le « bran shift » est d'autant plus important que l'incisure falcorielle est grande. Une déformation accrue des structures cérébrales sous-jacentes, en particulier du corps calleux, pourrait alors entraîner des lésions axonales diffuses plus importantes. Pour illustrer cette hypothèse, un exemple clinique est relevé :

Deux patients avec un hématome sous-dural hémisphérique aigu ont été sujets à deux évolutions très différentes. Le premier a nécessité une intervention chirurgicale en urgence quand le second, plus stable a subi une intervention une semaine après le traumatisme. Les scanners de ces patients ont été analysés avec la même méthodologie développée dans ces travaux. Les résultats des mesures sont présentés au Tableau 4-5.

Tableau 4-5. Comparaison de la surface de la faux et de la surface de l'incisure tentorielle pour deux patients ayant subi un traumatisme cérébral avec hématome sous-dural hémisphérique aigu.

Patient	SFC (cm²)	STN (cm²)
Evolution favorable	49.4	11.2
Evolution défavorable	59.4	13.6

L'hypothèse selon laquelle, plus les ouvertures de la faux et de la tente sont faibles moins les tissus cérébraux sont lésés, est posée et sera investiguée ultérieurement.

c. Etude de l'inter variabilité anatomique du corps calleux

Ce travail a été réalisé dans le cadre du master de recherche du Dr. Yehia El Bendary en 2019, réalisé à l'IBHGC. Mon apport dans cette étude a consisté à la mise en place de la description géométrique du corps calleux dans l'incisure falcorielle, ainsi que le traitement des données

Comme évoqué précédemment, dans le contexte général de la traumatologie crânienne, son état mécanique a été corrélé à un risque lésionnel (Giordano et al. 2017). Dès lors, il apparaît intéressant d'étudier son anatomie, et notamment les liens géométriques qui le lient à l'incisure falcorielle.

i. Matériel et méthode

- Méthode d'extraction de la géométrie du corps calleux

A partir des acquisitions CT utilisées pour l'étude précédente, dans le plan sagittal médian passant par les commissures antérieure et postérieure du 3ème ventricule, les contours du corps calleux et de l'incisure de la faux ont été repérés manuellement par un neurochirurgien qualifié à l'aide du logiciel de OSIRIX 10.0 (GNU LGPL).

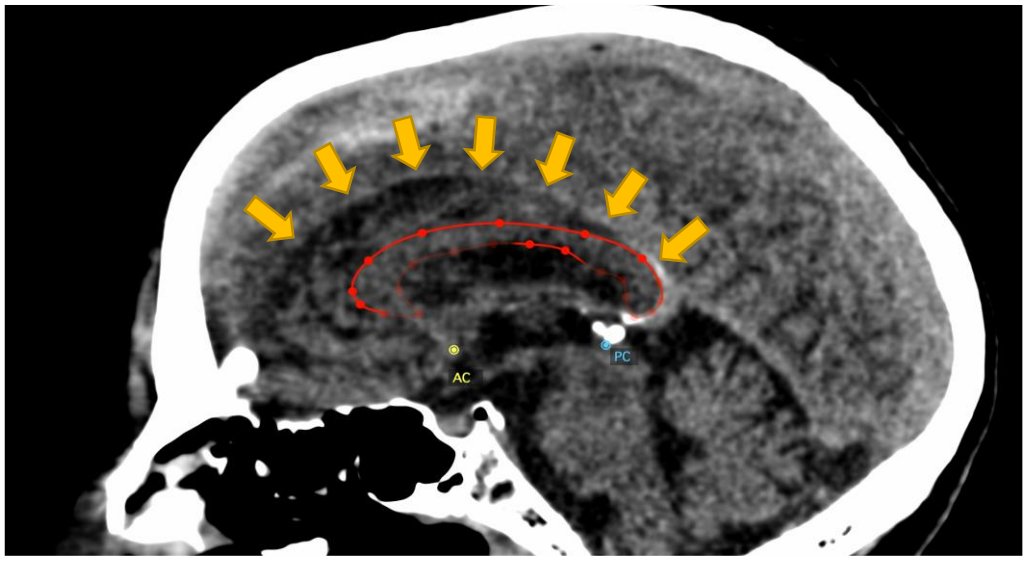


Figure 4-10. Section du corps calleux (en rouge) dans le plan sagittal médian. Le bord libre de la faux est indiqué en jaune. La commissure antérieure est repérée par le point AC, la commissure postérieure par le point PC.

- Evaluation des variations de formes du corps calleux– une approche descriptive

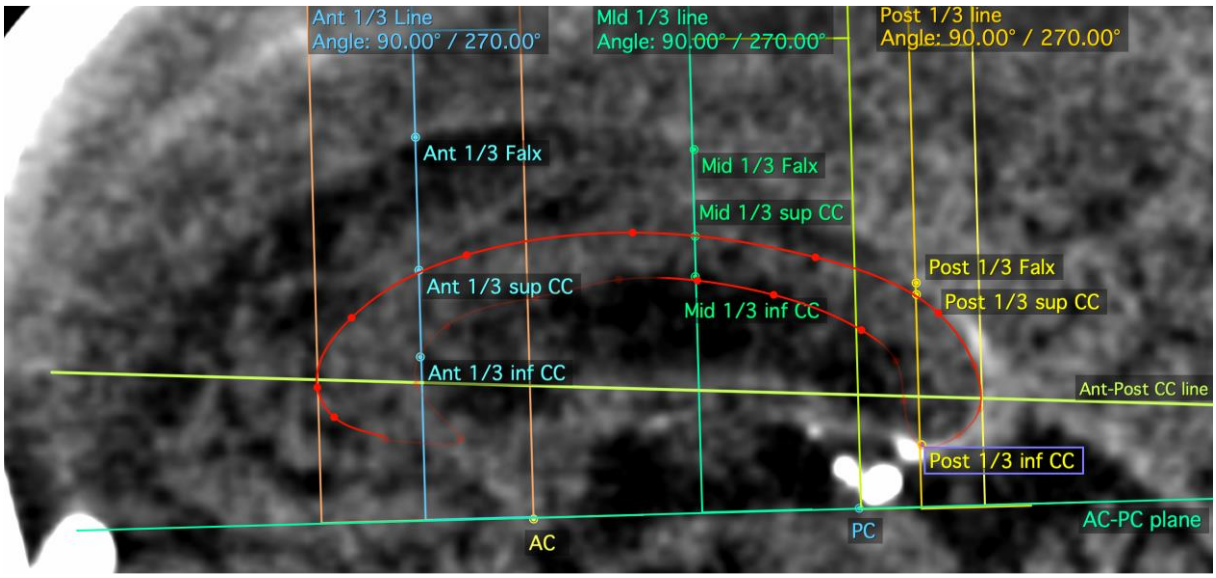


Figure 4-11. Illustration des points repérés pour le corps calleux et le bord libre de la faux.

Dans ce plan, à partir de la ligne [AC - PC], le point le plus antérieur et le point le plus postérieur du corps calleux ont été repérés. A partir de ces deux droites, 20 points anatomiques ont été repérés manuellement (Tableau 4-) et 23 paramètres descriptifs de la géométrie du corps calleux ont été calculés, parmi lesquels nous pouvons citer la longueur du corps calleux, l'épaisseur du genou (corne antérieure du CC) et du *splenium*,(corne postérieure du CC) et sa distance au bord libre de la faux mesurée en différents points (Tableau 4-).

Une évaluation de la reproductibilité de la méthode a été effectuée sur 6 sujets sélectionnés aléatoirement, pour lesquels le corps calleux et le bord libre de la faux ont été acquis 3 fois. Les points anatomiques et les paramètres géométriques associés ont été calculés et comparés et confirment la bonne reproductibilité de la méthode (Annexe F : Extraction de la géométrie du corps calleux).

Tableau 4-6. Liste des points anatomiques repérés pour la description géométrique du corps calleux.

Points repérés	Position
AC	Commissure antérieure
PC	Commissure postérieure
AC-inf border CC	Intersection du bord inférieur du CC avec la perpendiculaire à [AC - PC] passant par AC
AC-Sup border CC	Intersection du bord supérieur du CC avec la perpendiculaire à [AC - PC] passant par AC
AC-Falx	Intersection du bord libre de la faux avec la perpendiculaire à [AC - PC] passant par AC
PC-inf border CC	Intersection du bord inférieur du CC avec la perpendiculaire à [AC - PC] passant par PC
PC-sup border CC	Intersection du bord supérieur du CC avec la perpendiculaire à [AC - PC] passant par PC
PC-Falx	Intersection du bord libre de la faux avec la perpendiculaire à [AC - PC] passant par PC
Posterior CC	Point le plus postérieur du CC défini par tangence avec la ligne [AC - PC]
Anterior CC	Point le plus antérieur du CC défini par tangence avec la ligne [AC - PC]
Ant Falx	Intersection du bord libre de la faux avec [Anterior CC - Posterior CC]
Ant CC inner border	Intersection de la ligne [Anterior CC - Posterior CC] avec le bord antérieur intérieur du CC
Post CC inner border	Intersection de la ligne [Anterior CC - Posterior CC] avec le bord postérieur intérieur du CC
Ant 1/3 inf CC	Intersection de la perpendiculaire à [AC - PC] passant au 1/3 de [Anterior CC - Posterior CC] avec le bord intérieur du CC
Ant 1/3 sup CC	Intersection de la perpendiculaire à [AC - PC] passant au 1/3 de [Anterior CC - Posterior CC] avec le bord supérieur du CC
Ant 1/3 Falx	Intersection de la perpendiculaire à [AC - PC] passant au 1/3 de [Anterior CC - Posterior CC] avec le bord libre de la faux
Mid 1/3 inf CC	Intersection de la perpendiculaire à [AC - PC] passant au 1/2 de [Anterior CC - Posterior CC] avec le bord intérieur du CC
Mid 1/3 sup CC	Intersection de la perpendiculaire à [AC - PC] passant au 1/2 de [Anterior CC - Posterior CC] avec le bord supérieur du CC
Mid 1/3 Falx	Intersection de la perpendiculaire à [AC - PC] passant au 1/2 de [Anterior CC - Posterior CC] avec le bord libre de la faux
Post 1/3 inf CC	Intersection de la perpendiculaire à [AC - PC] passant au 2/3 de [Anterior CC - Posterior CC] avec le bord intérieur du CC
Post 1/3 sup CC	Intersection de la perpendiculaire à [AC - PC] passant au 2/3 de [Anterior CC - Posterior CC] avec le bord supérieur du CC
Post 1/3 Falx	Intersection de la perpendiculaire à [AC - PC] passant au 2/3 de [Anterior CC - Posterior CC] avec le bord libre de la faux

i. Résultats

L'étude a permis la reconstruction de 21 spécimens, 4 femmes et 17 hommes (62 ± 18.8 ans).

Tableau 4-7. Paramètres géométriques descriptifs évalués pour le corps calleux, ainsi que leur valeur moyenne et écart type calculé. L'unité de distance est le mm.

Paramètres descriptifs	Description	Moyenne ± SD
AC-PC	Distance [AC - PC]	28.25 ± 2.40
Longueur bord externe CC	Distance [Anterior CC - Posterior CC]	72.77 ± 6.15
Longueur bord interne CC	Distance [Ant CC inner border - Post CC inner border]	53.71 ± 6.63
Longueur du bord libre	Distance [Posterior CC - Ant Falx]	88.26 ± 5.94
Ratio 1	Longueur bord externe CC / Longueur du bord libre	0.82 ± 0.06
[Ant Falx-Anterior CC]	Distance [Ant Falx - Anterior CC]	15.49 ± 5.93
Hauteur de Ant-CC	Distance de Ant 1/3 sup CC à [AC-PC]	26.63 ± 2.97
Hauteur de Ant-Falx	Distance de Ant 1/3 Falx à [AC-PC]	39.20 ± 4.22
Ratio Ant	Hauteur de Ant-CC / Hauteur de Ant-Falx	0.68 ± 0.07
Hauteur de AC-CC	Distance [AC - AC-Sup border]	31.66 ±3.65
Hauteur de AC-Falx	Distance [AC - AC-Falx]	41.32 ± 3.51
Ratio AC	Hauteur de AC-CC / Hauteur de AC-Falx	0.76 ± 0.084
Hauteur de Mid-CC	Distance de Mid 1/3 sup CC à [AC-PC]	32.39 ± 3.92
Hauteur de Mid-Falx	Distance de Mid 1/3 Falx à [AC-PC]	39.23 ± 3.57
Ratio Mid	Hauteur de Mid-CC / Hauteur de Mid-Falx	0.82 ± 0.07
Hauteur de PC-CC	Distance [PC - PC-sup border]	28.28 ± 4.54
Hauteur de PC-Falx	Distance [PC - PC-Falx]	33.09 ± 4.82
Ratio PC	Hauteur de PC-CC / Hauteur de PC-Falx	0.85 ± 0.06
Hauteur de Post-CC	Distance de Post 1/3 sup CC à [AC-PC]	23.30 ± 4.08
Hauteur de Post-Falx	Distance de Post 1/3 Falx à [AC-PC]	26.65 ± 4.08
Ratio Post	Hauteur de Post-CC / Hauteur de Post-Falx	0.87 ± 0.05
Epaisseur Ant CC	Epaisseur de la corne antérieure du CC	9.63 ± 2.72
Epaisseur Post CC	Epaisseur de la corne postérieure du CC	9.42 ± 2.95

Les valeurs moyennes (± SD) sont présentées au Tableau 4-. S'il existe une importante variabilité au regard des dimensions descriptives du corps calleux, une tendance se dégage en particulier : la distance du corps calleux à l'incisure falcorielle diminue du genou vers le *splenium* (Figure 4-12).

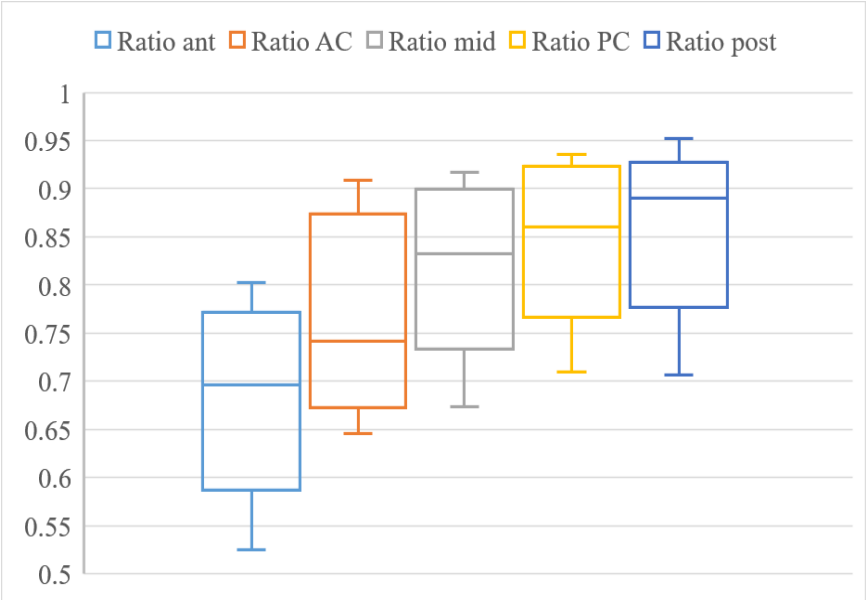


Figure 4-12. Box plot (valeur min., 1er quartile, médiane, 3ème quartile, et valeur max.) des 4 rapports de distances mesurées entre le bord supérieur du corps calleux et l'incisure falcorielle.

ii. Discussion

- Méthode d'extraction de la géométrie de la faux du cerveau et de la tente du cervelet

De la même façon que pour la faux du cerveau et la tente du cervelet, le choix d'extraire la surface du corps calleux dans la section du plan sagittal est discutable. Il aurait été intéressant de comparer cette méthode d'acquisition avec des techniques de segmentation. Cependant, la facilité de mise en œuvre et l'aisance du neurochirurgien pour repérer les différents points sur des images de cette qualité, couplée à la facilité d'utilisation du logiciel OSIRIX, nous a conduit à mettre de côté le seuillage traditionnel au profit de la méthode proposée.

- Evaluation des variations de formes du corps calleux

Le lien morphologique du bord supérieur du corps calleux à l'incisure falcorielle est confirmé par les mesures effectuées par (SHIRAMIZU et al. 2008). Un autre paramètre précédemment évalué par cette même étude est la longueur du corps calleux, estimée à 7.28 ± 0.66. Cette valeur est très comparable à celle mesurée ici : 72.77 ± 6.15 mm.

d. Etude de l'inter variabilité anatomique du système ventriculaire

Ce travail a été réalisé dans le cadre du master de recherche du Dr. Mathilde Fouet en 2019, réalisé à l'IBHGC, pour lequel la mise en place de la description géométrique des ventricules, ainsi que le traitement des données a été réalisé par l'auteur de ce document et va faire l'objet d'une soumission à publication.

Le système ventriculaire constitue un volume de LCS important situé au centre de l'encéphale, et proche de structures cérébrales comme le corps calleux ou le tronc cérébral, essentielles pour le contrôle moteur ou à l'équilibre, par exemple. La cavitation est un des mécanismes lésionnels

supposé dans la littérature. Une hypothèse peut être faite quant au lien entre l'effondrement de telles bulles de cavitations et l'endommagement des tissus environnants.

Il convient alors d'étudier la structure ventriculaire, en particulier son volume et ses variations, afin d'appréhender davantage son rôle dans la réponse biomécanique de la tête.

i. Matériel et méthode

Les surfaces ventriculaires de 33 des 42 patients utilisés pour l'étude précédente ont été extraites directement à partir des acquisitions CT par segmentation automatique (seuil Hounsfield [-15 ; 20], réalisée avec ITK-SNAP (v 3.6.0) (Yushkevich, Yang Gao, and Gerig 2016)) (Figure 4-14).

Chaque surface obtenue a été positionnée dans un repère qui lui est spécifique :

- **Origine** : Commissure antérieure du 3ème ventricule.
- **Axe y** : vecteur normal au plan des moindres carrés de la faux.
- **Axe z** : produit vectoriel normé du vecteur [Commissure postérieure – Commissure antérieure] et de l'**Axe y**.
- **Axe x** : produit vectoriel normé de l'**Axe y** par l'**Axe z**.

ii. Résultats

Pour chaque spécimen, les commissures antérieure et postérieure du 3ème ventricule ont été repérées à l'aide du logiciel OSIRIX 10.0 (GNU LGPL) (Rosset, Spadola, and Ratib 2004).

De la même façon que précédemment, des points particuliers propres à chaque spécimen ont été automatiquement acquis (Tableau 4-). Ces points ont permis de mesurer, la longueur de chaque ventricule latéral, la largeur des ventricules latéraux (distance [Pt_lat_G-Pt_lat_D]), la largeur des cornes frontales des ventricules latéraux (distance [Pt_ant_G-Pt_ant_D]), ainsi que la distance de la commissure antérieure à chaque point antérieur, et la longueur du 4ème ventricule, définie comme la distance de la commissure postérieure à la base du 4ème ventricule. La largeur du 3ème ventricule a été évaluée en moyennant sa largeur au premier tiers avec celle mesurée au deuxième tiers de sa longueur, définie entre ses commissures antérieure et postérieure. L'angle calloso-maginal a été calculé pour chaque spécimen dans le plan frontal passant par la commissure postérieure, ainsi que le volume total ventriculaire. L'index d'Evans a également été évalué pour chaque patient directement sur les acquisitions scanners.

Tableau 4-8. Liste des points anatomiques repérés pour chaque surface ventriculaire.

Points anatomiques repérés	Location
CA	Commissure antérieure
CP	Commissure postérieure
Pt_lat_G	Point latéral gauche
Pt_lat_D	Point latéral droite
Pt_ant_D	Point antérieur ventricule latéral droite
Pt_ant_G	Point antérieur ventricule latéral gauche
V4	Base du 4ème ventricule
Pt_post_D	Point postérieur ventricule latéral droite
Pt_post_G	Point postérieur ventricule latéral gauche

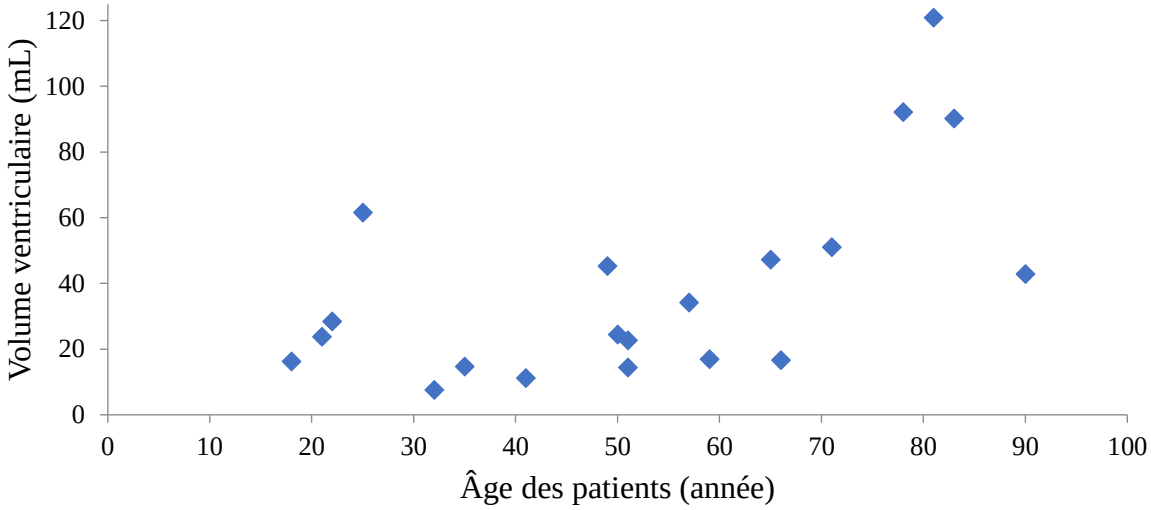


Figure 4-13. Volume ventricule (ml) des 31 sujets, classés dans l'ordre croissant des âges.

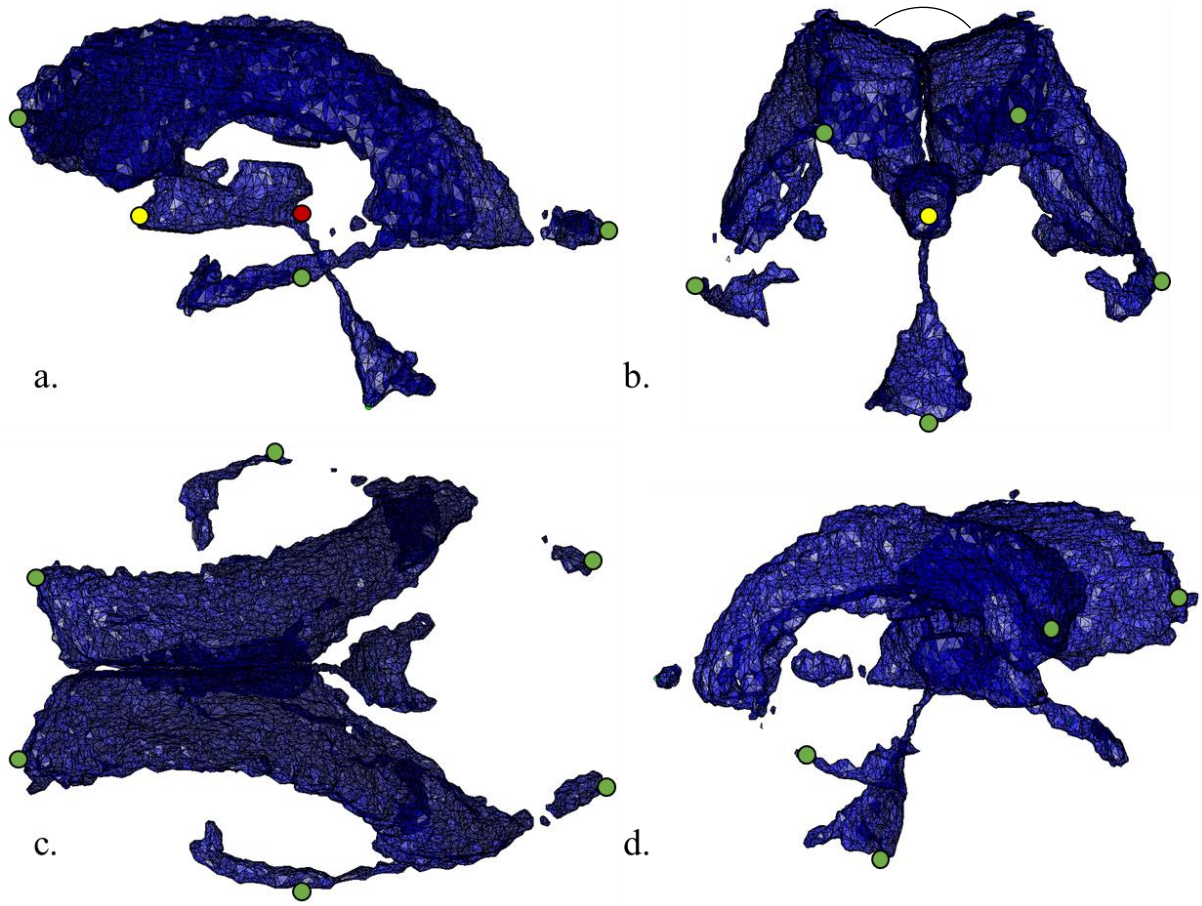


Figure 4-14. Exemple de surface ventriculaire obtenue à l'issue de la phase de segmentation à partir de scanner en vue sagittale (a.), frontale (b.), axiale (c.). En vert, les points latéraux, postérieurs et antérieurs, en jaune la commissure antérieure et en rouge la commissure postérieure. Sur b. la mesure de l'angle calleux.

La reproductibilité de la méthode de reconstruction ventriculaire a été évaluée en amont. Pour se faire, 6 spécimens choisis aléatoirement ont été reconstruits trois fois. Pour les 3 surfaces de chaque triplet, une comparaison volumique et de distance « point-surface » a été évaluée ; la moyenne et l'écart type des distances de chaque surface par rapport aux deux autres ont été calculées et comparées à la résolution de chaque acquisition. Les résultats sont présentés au Tableau 4-9 ci-dessous.

Tableau 4-9. Résultat de la comparaison « point surface » et volumique de chaque surface de chaque triplet évalué.

Spécimen	Dist. 1 ± SD (mm)	Dist. 2 ± SD (mm)	Dist. 3 ± SD (mm)	Volume moyen ± SD (ml)	Résolution (mm)
1	0.3 ± 1.2	0.5 ± 1.5	0.5 ± 1.5	24 ± 0.27	0.53x0.53x1.25
2	0.2 ± 0.8	0.2 ± 0.6	0.3 ± 0.8	16.8 ± 0.35	0.43x0.43x1.00
3	0.2 ± 1.2	0.3 ± 1.3	0.2 ± 1.1	14.8 ± 0.65	0.45x0.45x1.00
4	0.1 ± 1.2	0.1 ± 0.3	0.2 ± 0.5	25.5 ± 0.13	0.43x0.43x1.00
5	0.6 ± 0.4	0.5 ± 0.6	0.7 ± 0.8	14.7 ± 0.11	0.53x0.53x1.25
6	0.7 ± 0.8	0.7 ± 0.7	0.6 ± 0.7	11.1 ± 0.10	0.48x0.48x1.25

L'erreur moyenne est de l'ordre de la résolution des acquisitions. Le volume ventriculaire moyen (± SD) des 33 systèmes ventriculaires reconstruits est de 43 ± 31 ml. En revanche, seulement 13 reconstructions ont été utilisées pour évaluer la variabilité géométrique des ventricules. Les résultats de cette étude sont présentés Tableau 4-1010.

Tableau 4-10. Résultats de l'étude géométrique réalisée sur 13 patients parmi les 33 reconstruits.

Paramètres	Moyenne (SD)
Volume (ml)	51 (± 32)
Largeur des cornes frontales (mm)	33 (± 3)
largeur des cornes occipitales (mm)	46 (± 8)
Longueur du ventricule latéral gauche (mm)	104 (± 11)
Longueur du ventricule latéral droite (mm)	102 (± 14)
Largeur des ventricules latéraux (mm)	76 (± 5)
distance [CA-Pt_ant_G] (mm)	33 (± 4)
distance [CA-Pt_ant_D] (mm)	32 (± 4)
distance [CA-Pt_post_G] (mm)	81 (± 9)
distance [CA-Pt_post_D] (mm)	78 (± 10)
Angle calloso-maginal (°)	120 (± 16)
Index d'Evans	0,31 (± 0,05)
Largeur du 3 ème ventricule (mm)	6 (± 2)
Longueur du 4 ème ventricule (mm)	34 (± 3)
distance [CA-CP] (mm)	27 (± 3)

Une étude de corrélation (tests de Pearson) a ensuite été réalisée sur les paramètres calculés pour les 13 spécimens précédents. Parmi les corrélations trouvées, nous pouvons citer ici :

- Volume ventriculaire et Index d'Evans ($R^2 = 0,72$ et p_value = 0,012)
- Volume ventriculaire et largeur du $3^{ème}$ ventricule ($R^2 = 0,84$ et p_value = 0,009)
- Volume ventriculaire et longueur du $4^{ème}$ ventricule ($R^2 = - 0,69$ et p_value = 0,018)

iii. Discussion

Une grande variabilité anatomique des structures ventriculaires a été observée et quantifiée, tant d'un point de vue volumique que d'un point de vue purement géométrique. Cette étude a permis d'une part de quantifier le volume ventriculaire en cohérence avec ceux décrits dans la littérature (Hahna et al. 2001; Lamers et al. 2010), depuis des acquisitions CT-scan sur une cohorte de 33 patients, et d'autre part, de mettre en avant une cohérence dans la répartition du LCS dans les cavités ventriculaires. Cependant, bien qu'elle soit, à notre connaissance, la première à fournir des informations géométriques sur les ventricules, cette description n'a porté que sur une cohorte de 13 sujets, ce qui en fait sa première limitation. Par ailleurs, le volume de liquide présent dans les citernes et les méninges n'a pas été étudié. Il serait intéressant de le quantifier et d'ajouter cette information pour une analyse plus globale du volume de LCS contenu dans la cavité crânienne.

Enfin, une analyse globale de la géométrie de l'ensemble {crâne – faux du cerveau – tente du cervelet – ventricules – encéphale} permettrait de décrire plus profondément l'interaction géométrique de ces structures et les liens qui unissent leur variabilité.

e. Synthèse de l’étude d’inter-variabilité morphologique de la tête

En complément des résultats présentés dans la littérature, les études morphologiques réalisées sur le crâne, sur la faux du cerveau et la tente du cervelet, sur le système ventriculaire et le corps calleux ont permis de mettre en évidence et de quantifier les dimensions moyennes de ces structures, mais ont aussi et surtout démontré leur importante inter variabilité. Dès lors, évaluer l’influence de ces variations sur la réponse biomécanique de la tête s’avère particulièrement pertinent.

Ces informations anatomiques ont servi à enrichir la géométrie du modèle EF de la tête, pour laquelle la modification est autorisée par le choix de la méthode paramétrée. Le chapitre suivant détaille la stratégie adoptée pour construire le modèle.

5. Modélisation à géométrie paramétrée et personnalisée du crâne et de ses principaux composants internes

Comme évoqué précédemment, il existe une importante variabilité morphologique inter individuelle du crâne et des principales structures qui le composent. Ces différences anatomiques sont supposées modifier le comportement biomécanique de la tête, mais leur influence est difficile à évaluer.

La modélisation géométrique paramétrée proposée à l'IBHGC par (Van Den Abbeele 2018; Laville 2010; Maurel et al. 1997) a été adaptée à la cavité crânienne, à la faux du cerveau et à la tente du cervelet, au scalp, au système ventriculaire et au bloc cérébral afin de générer des maillages paramétrés et personnalisables. Les contraintes de ces modélisations sont d'une part de modéliser le plus précisément possible ces géométries d'intérêt, et d'autre part d'assurer une bonne qualité de maillage pour des simulations dynamiques. Ces maillages ont ensuite été enrichis de lois matériaux extraites de la littérature et fixées pour la suite de cette étude.

a. Modélisation paramétrée de la géométrie

La construction de ce paramétrage impose de définir un repère commun à toutes les structures modélisées, dans lequel plusieurs points anatomiques dits de référence sont positionnés. Il a été choisi de définir :

- **Origine** : la commissure antérieure du troisième ventricule.
- **Axe x** : la direction antéro postérieure, dirigée de l'arrière vers l'avant, passant par les commissures antérieure et postérieure du troisième ventricule.
- **Axe y** : la direction médio latérale, orientée de la gauche vers la droite, correspondant à la normale du plan aux moindres carrés de la faux.
- **Axe z** : la direction longitudinale, orientée du bas vers le haut.

La complexité géométrique des composants oriente la méthodologie de paramétrage vers une modélisation découpée selon leurs principales zones fonctionnelles et structurelles. Pour illustrer la méthode, le paramétrage de la faux du cerveau, de la tente et des sinus sagittal supérieur, droit et transverses sera présenté par la suite. Le paramétrage des autres structures, (le crâne, les ventricules, le bloc cérébral) est détaillé en annexe. Il est à noter que le paramétrage choisi permet une modélisation asymétrique de la géométrie. Le paramétrage de certaines structures, comme le sinus droit ou les sillons des sinus transverses, se construit directement à partir des points anatomiques définis dans le Tableau 5-1.

Tableau 5-1. Liste des points anatomiques paramétrés utilisés dans la construction du modèle.

Points anatomiques de référence	Structures associées
Commissure antérieure du 3 ème ventricule	3 ème ventricule
Crista Galli antérieure	Sinus sagittal supérieur
	Os frontale du crâne
	Nappe de la faux
Bregma	Sinus sagittal supérieur
	Os pariétal du crâne
Protubérance occipitale	Sinus sagittal supérieur
	Sinus droit
	Sinus transverses
	Os occipital
Apex tentoriel	Sinus droit
	Nappe de la faux
	Nappe gauche de la tente
	Nappe droite de la tente
Rocher gauche postérieur	Sinus transverse gauche
	Os temporal gauche du crâne
Rocher droite postérieur	Sinus transverse droite
	Os temporal droite du crâne
Clinoïde antérieur gauche	Selle turcique
	Nappe gauche de la tente
Clinoïde antérieur droite	Selle turcique
	Nappe gauche de la tente

i. Exemple : la faux du cerveau, la tente du cervelet et les sinus supérieur, droit et transverses

La modélisation du sillon sagittal et du sillon transverse, commune aux sinus et à la cavité crânienne, est définie à cette étape. Il a été choisi de diriger le sillon sagittal supérieur par deux courbes de Bézier définies à partir du point le plus antérieur de la *Crista Galli*, du *Bregma* de la cavité crânienne et de la protubérance occipitale. Une condition de tangence entre les deux courbes au niveau du *Bregma* a été imposée. Deux quarts d'ellipses définissent les directrices des sillons transverses, de la protubérance occipitale jusqu'à la partie la plus postérieure des rochers de l'os temporal. La directrice du sinus droit est un segment défini entre la protubérance occipitale et l'*Apex* tentoriel. Chaque sinus est généré à partir d'un triangle, paramétré par une longueur de base et une hauteur, développé le long de chaque directrice associée. A cette étape, les sinus sont laissés creux de façon à ultérieurement pouvoir définir à l'intérieur le sang qu'ils contiennent.

La nappe de la faux est construite entre les bords internes du sinus droit et du sinus sagittal supérieur. La *Crista Galli* est définie par un segment centré sur la direction antéro-postérieure et le bord libre de la faux par une demi-ellipse construite entre le point le plus postérieur de la

Crista Galli et l'*Apex* tentoriel. Si son grand axe est contraint par ces deux derniers points anatomiques, la hauteur de l'incisure est définie par son demi petit-axe.

La nappe de la tente gauche est construite à partir du rocher gauche, du sinus transverse gauche, du bord gauche du sinus droit et du bord gauche de l'incisure tentorielle (même méthode à droite). L'incisure tentorielle est définie par deux branches elliptiques (une gauche et une à droite) construites à partir des clinoïdes antérieurs jusqu'à l'*Apex* tentoriel. Dans la mesure où ces trois points anatomiques ne sont pas à la même altitude, une interpolation linéaire est définie entre chaque clinoïde et l'*Apex* tentoriel. Le modèle final est présenté Figure 5-1.

Les surfaces ainsi construites ont été maillées avec 666 éléments quads et 6 éléments Trias (Tableau 5-3). La position des nœuds sur chaque composant est automatiquement interpolée de sorte à obtenir le maillage le plus régulier possible.

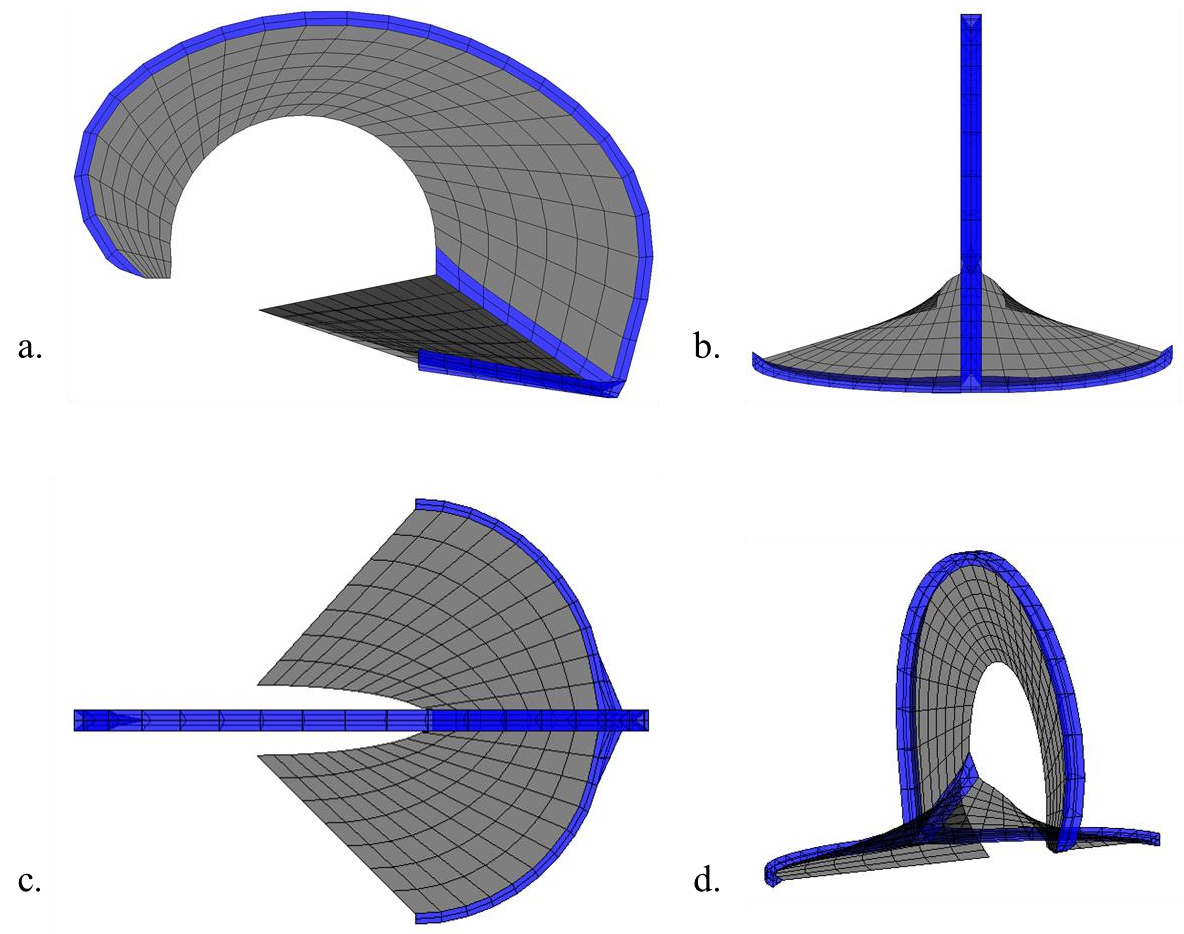


Figure 5-1. Illustration en vue sagittale (a.), frontale (b.), axiale (c.) de la faux du cerveau et de la tente du cervelet (en gris) et des sinus modélisés (en bleu) pour un paramétrage donné.

Tableau 5-2. Liste des zones anatomiques, des points anatomiques, des 15 primitives géométriques, et des 53 paramètres utilisés pour les sinus, la faux du cerveau et la tente du cervelet. En gris les paramètres intrinsèquement définis à partir de la position des points anatomiques associés.

Structures	Points anatomiques	Primitives géométriques	Paramètres
Sinus supérieur	*Crista Galli* antérieure	2 Courbes de Bézier (directrice)	3 points extrêmes (3*3 coordonnées)
			3 tangentes (3*3 coordonnées)
	Protubérance occipitale		
	Bregma	Triangle (génératrice)	hauteur
			longueur de base
Sinus droit	*Apex tentoriel*	Segment (directrice)	longueur
			direction (3 coordonnées)
	Protubérance occipitale		
		Triangle (génératrice)	hauteur
			longueur de base
Sinus transverse gauche	Protubérance occipitale	Branche elliptique (directrice)	demi grand axe
	Rocher postérieur gauche		demi petit axe
		Triangle (génératrice)	hauteur
			longueur de base
Sinus transverse droite	Protubérance occipitale	Branche elliptique (directrice)	demi grand axe
	Rocher postérieur droite		demi petit axe
		Triangle (génératrice)	hauteur
			longueur de base
Crista Galli	*Crista Galli* antérieure	Segment	longueur
	Crista Galli postérieure		direction
Incisure falcorielle	*Crista Galli* postérieure	Ellipse	demi grand axe
	Apex tentoriel		demi petit axe
Rocher gauche	Clinoïde antérieur gauche Rocher postérieur gauche	Segment	longueur direction (3 coordonnées)
Rocher droite	Clinoïde antérieur droite Rocher postérieur droite	Segment	longueur direction (3 coordonnées)
Incisure tentorielle	Clinoïde antérieur gauche Clinoïde antérieur droite *Apex tentoriel*	Branche elliptique	demi grand axe demi petit axe hauteur
		Branche elliptique	demi grand axe demi petit axe hauteur

ii. Modélisation de l'ensemble des composants

La modélisation du crâne se limite ici à celle de la cavité crânienne. En effet, pour la présente étude, il est considéré que l'influence de la face peut être négligée. La cavité crânienne est modélisée par une surface d'éléments « coques », d'épaisseur constante de 8 mm (Adeloye, Kattan, and Silverman 1975) et construites suivant la même méthode d'assemblage de primitives géométriques. Le scalp est modélisé par extrusion des éléments de la voûte crânienne. Son épaisseur a elle aussi été considérée comme constante et fixée à 4 mm (Hori et al. 1972).

Le encéphale (le cerveau, le tronc cérébral et le cervelet) est obtenu en extrudant la surface du crâne vers l'intérieur, et en extrudant la surface de la faux de de la tente. Une distance d'extrusion est définie pour chacune. Ces distances d'extrusions ont été définies en vue de modéliser la couche de LCS qui englobe l'encéphale. Une attention particulière a été apportée à la modélisation du corps calleux, pour prendre en compte sa variabilité anatomique évaluée au chapitre précédent. Une membrane maillée en éléments Trias ferme le *foramen magnum* du crâne.

La possibilité de paramétrer ces géométries rend la conception du maillage volumique du LCS, i.e. dans les ventricules et dans les espaces méningés, et de la matière cérébrale, en éléments hexaèdres, complexe. Pour s'affranchir de ce problème au niveau des ventricules et du bloc cérébral, la toolbox Matlab *Gibbon* a été utilisée pour mailler automatiquement ces volumes en éléments tétraèdres (Moerman 2018). Les paramètres ont été adaptés afin d'assurer la meilleure qualité de maillage possible :

- Si le maillage surfacique du bloc cérébral et des ventricules est contraint à rester fixe, des nœuds le volume peuvent être automatiquement ajoutés afin d'améliorer la qualité des éléments.
- Le « Radius-Edge ratio » est fixé à 1.2.
- Le volume de chaque tétraèdre est contraint à ne pas dépasser 50 mm^3 pour l'encéphale et le sang des sinus et 40 mm^3 pour le LCS afin d'éviter la génération d'éléments trop grossiers.

En moyenne pour chaque modèle généré, 37800 tetras sont créés pour le bloc cérébral, 31400 tetras pour le système ventriculaire et 3800 pour le sang des sinus (Tableau 5-3). Pour le LCS des espaces méningés, la possibilité de modifier la géométrie du crâne couplée au processus d'extrusion du bloc cérébral ne permettait pas d'obtenir une modélisation des méninges contenant le LCS et ne générant pas d'interpénétration de maillages, en particulier au niveau des rochers. Il a alors été choisi de ne pas modéliser de couche de liquide entre le crâne, le cerveau et la faux et la tente du cervelet. Les nœuds de la surface externe de bloc encéphalique ont donc été fixés à la surface du crâne, comme dans (Mao et al. 2013; Takhounts et al. 2008b).

Enfin, 11 paires de veines para-sagittales ont été modélisées. Ces veines relient des nœuds des surfaces latérales du sinus sagittal supérieur à des nœuds du bloc cérébral. Leur longueur et leur nombre ont été déterminés à partir des travaux de (Zhou et al. 2019).

Tableau 5-3. Taille des maillages de chaque composant.

Structures	Nœuds	Eléments	Points anatomiques utilisés	Primitives géométriques	Paramètres
Faux, tente et sinus	673	666 quads 6 trias	9	15	53
Crâne	1167	1096 quads 106 trias	8	76	166
Sang sinus	≈ 1600	≈ 3800 tetras à 10 noeuds	-	-	-
Cerveau	≈ 7100	≈ 37800 tetras à 4 noeuds	2	3	9
LCS	≈ 52000	≈ 31400 tetras à 10 noeuds	2	40	98
Scalp	866	820 quads 18 trias	-	1	1
Membrane *Foramen magnum*	132	228 trias	1	5	12
Veines ponts	44	22 springs	-	22	44
Total	≈ 63600	2582 quads 358 trias 22 springs ≈ 69200 tetras	12	162	383

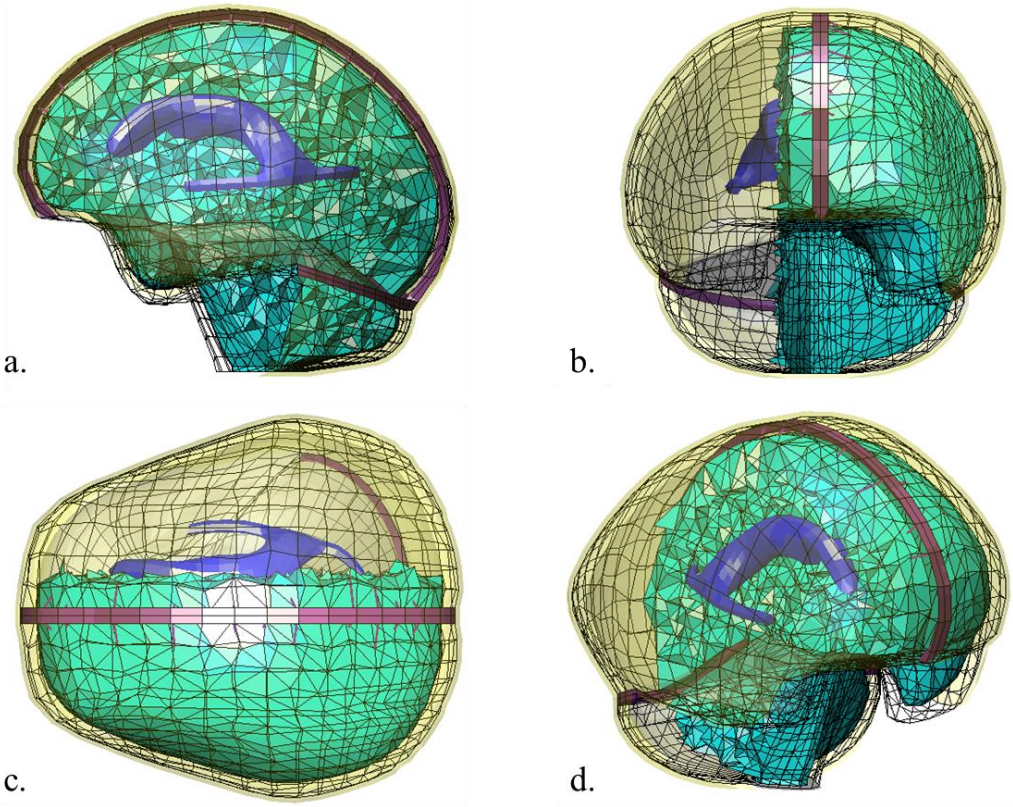


Figure 5-2. Modèle complet de l'ensemble {scalp, crâne, faux du cerveau, tente du cervelet, sinus sagittal supérieur, droit et transverses, bloc cérébrale, ventricules et veines para-sagittales} en vue sagittale (a.), frontale (b.), et axiale (c.).

b. Modélisation géométrique paramétrée personnalisée

Le paramétrage une fois défini, il est possible de l'adapter à des anatomies spécifiques. Pour évaluer l'influence de la géométrie de ces composants sur leur réponse biomécanique, le paramétrage de la cavité crânienne a été personnalisé à l'anatomie de 8 spécimens reconstruits à l'aide de la méthode présentée au chapitre 4. a. Extraction de la géométrie intracrânienne (Figure 5-3 et Figure 5-4) et utilisés dans la base de donnée de l'analyse statistique. De plus, les anatomies issues de l'étude statistique, i.e. le modèle moyen et les 12 géométries modales (6 modes à ± 3 écarts types) ont également été paramétrées et reconstruites.

Pour tous ces modèles, la géométrie des ventricules a été fixée et extraite à partir d'une reconstruction effectuée au cours des travaux du Dr. Mathilde Fouet sur l'étude de la variabilité morphologique des ventricules. Le volume de ventricules modélisés est de 43.6 mL (Volume moyen mesuré (±SD) = 51 ± 32 mL).

Pour les 8 modèles personnalisés et les 13 modèles statistiques, les dimensions de l'ouverture falcorielle reprennent les valeurs moyennes mesurées dans l'étude du chapitre 4. b. de sorte à modéliser une surface libre de 28.3 cm² (Surface moyenne de l'incisure falcorielle mesurée = 28.8 cm²). De la même manière, la surface moyenne des incisures tentorielles modélisées est de 11.9 cm² (Surface moyenne de l'incisure tentorielle mesurée = 13.3 cm²).

Enfin l'influence de la morphologie du corps calleux dans l'ouverture de l'incisure falcorielle sur le comportement de la tête a été évaluée. Pour ce faire, deux paramètres ont été évalués : la hauteur du bord libre de la faux et le *ratio mid* (hauteur du corps calleux/ hauteur du bord libre de la faux à la moitié du segment [CA-CP] cf. 4. c. Etude de l'inter-variabilité anatomique du corps calleux).
Quatre modèles à géométries crânienne et falcorielle fixées (crâne moyen et ouverture de faux moyenne) ont été construits avec pour chacun un ratio Mid différent, reprenant celles calculées (0.67 ;0.72 ;0.83 ;0.92).
Quatre modèles à géométries crânienne et *ratio mid* fixés (crâne moyen et *ratio mid* = 0.8) ont été construits avec pour chacun une hauteur du bord libre de faux différente (mm) : 32, 36,40,45.

Pour évaluer la précision du paramétrage, le volume de chaque cavité paramétrée a été comparé au volume de la surface référente, ainsi que la distance point surface de la première par rapport à la seconde (Tableau 5-4). En moyenne pour tous les modèles de cavités crâniennes reconstruites, l'écart moyen (± SD) des distances est de 3.08 ± 2.62 mm, tandis que l'écart moyen des volumes est de 4.12 ± 1.71 %.

Tableau 5-4. Comparaison surfacique et volumique de chaque géométrie paramétrée à sa surface de référence, pour les modèles personnalisés et les modèles statistiques

Modèles	Distance (mm)		Volume (L)		
	écart moyen	2RMS	modèle	Référence	Écart (%)
Modèles personnalisés					
1	3.58	2.86	1.51	1.49	1.30

2	3.55	2.77	1.50	1.55	3.00
3	3.41	2.96	1.68	1.75	5.60
4	3.60	2.83	1.40	1.44	3.10
5	3.89	3.01	1.58	1.68	6.30
6	3.65	3.12	1.49	1.44	3.40
7	3.12	2.51	1.66	1.69	1.80
8	3.59	2.87	1.29	1.38	6.50
Modèles statistiques					
moyen	2.50	2.29	1.47	1.55	-5.16
1-	2.80	2.43	1.34	1.31	2.29
1+	3.27	2.66	1.79	1.89	-5.29
2-	2.84	2.47	1.37	1.39	-1.44
2+	2.99	2.50	1.66	1.76	-5.68
3-	2.79	2.37	1.37	1.44	-4.86
3+	2.70	2.44	1.62	1.70	-4.71
4-	2.56	2.23	1.52	1.59	-4.4
4+	3.02	2.42	1.44	1.53	-5.88
5-	2.84	2.68	1.56	1.64	-4.88
5+	2.60	2.57	1.43	1.47	-2.72
6-	2.74	2.46	1.53	1.63	-6.13
6+	2.74	2.62	1.44	1.47	-2.04

Pour toutes ces géométries, aucun élément « distordu » n’a été généré, empêchant la résolution numérique complète des calculs dynamiques.

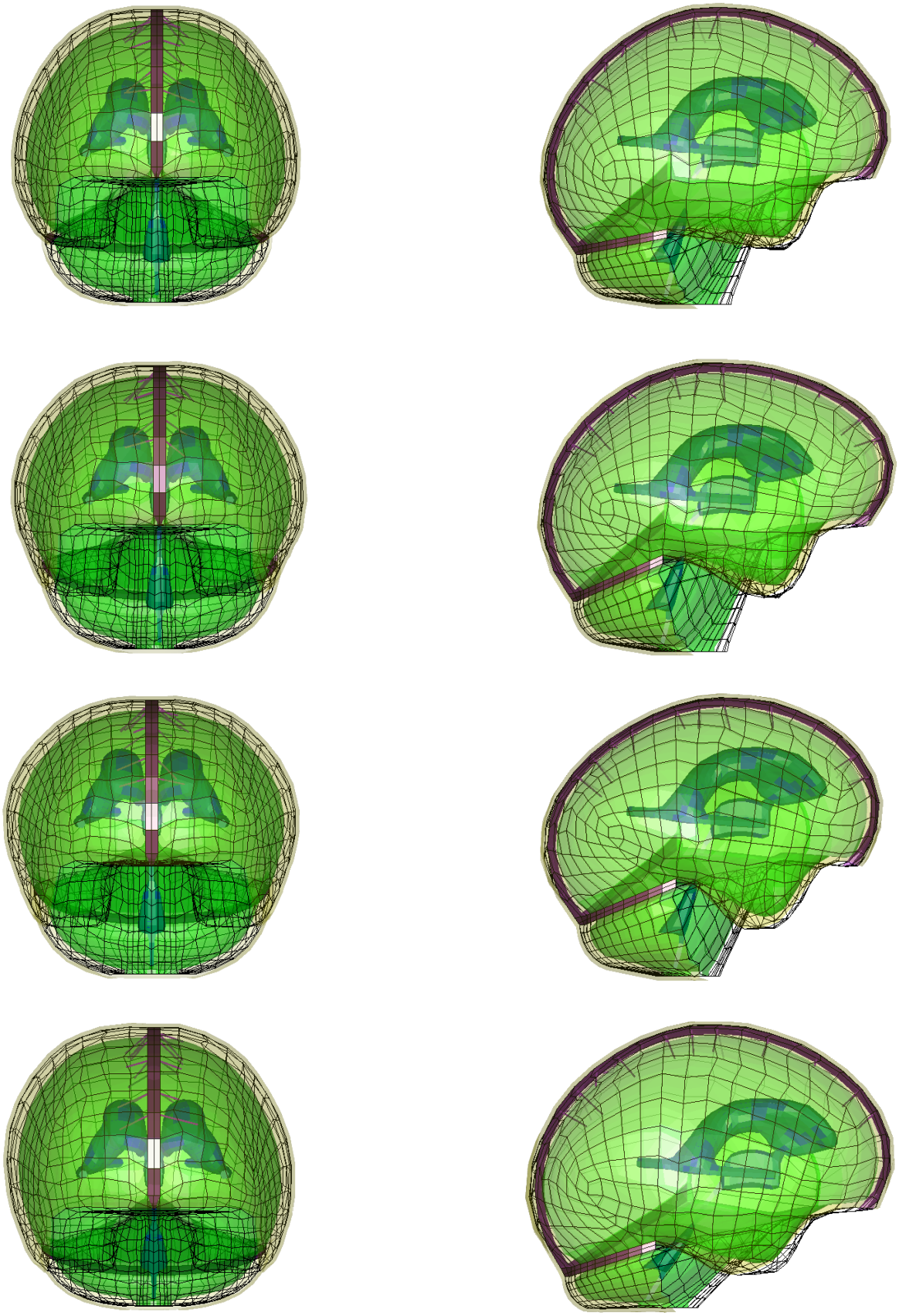


Figure 5-3. Illustration des 4 premiers modèles personnalisés (en ligne) à partir des reconstructions des cavités crâniennes. Dans la colonne de gauche, les modèles en vue frontale, dans la colonne de droite, les modèles en vue sagittale.

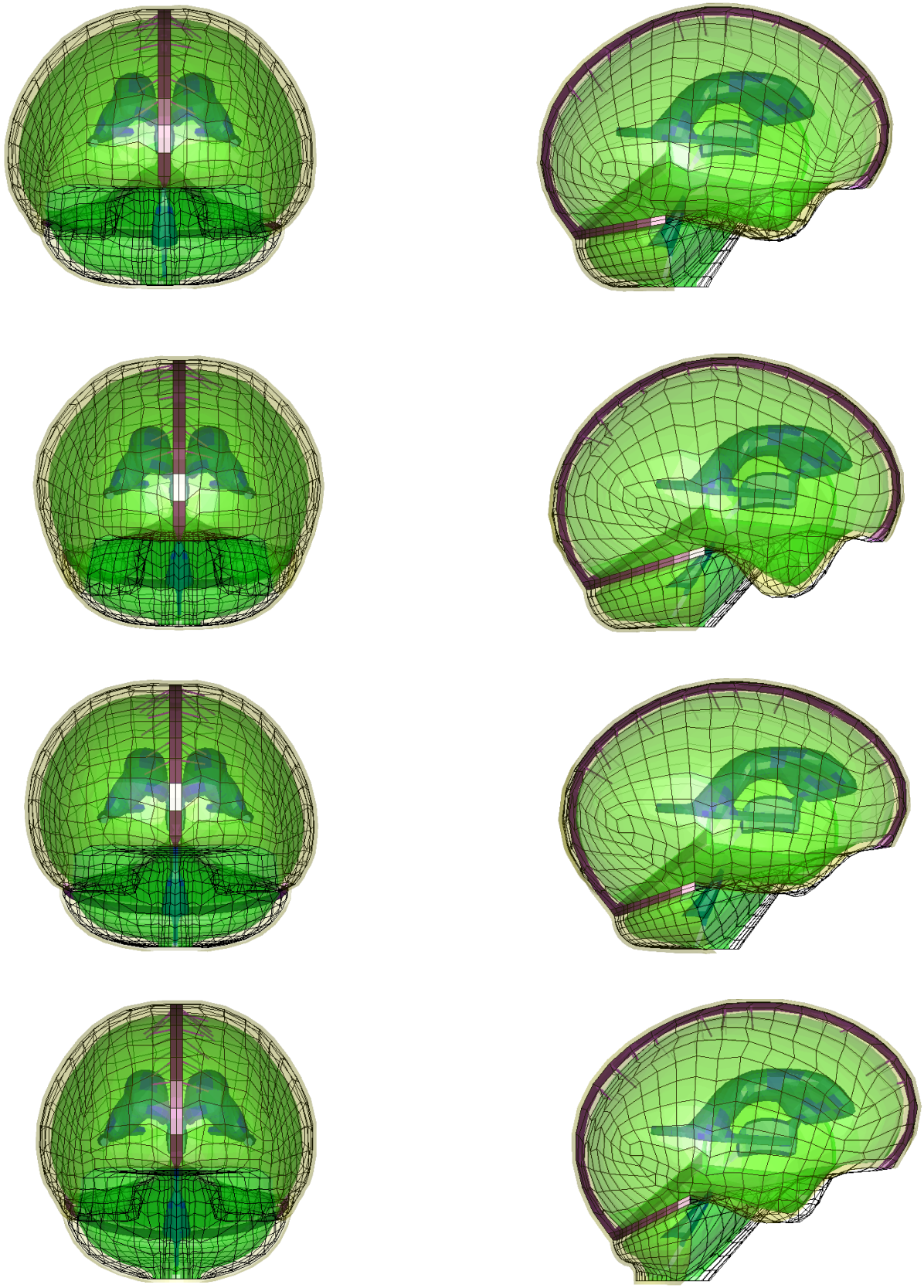


Figure 5-4. Illustration des 4 derniers modèles personnalisés (en ligne) à partir des reconstructions des cavités crâniennes. Dans la colonne de gauche, les modèles en vue frontale, dans la colonne de droite, les modèles en vue sagittale.

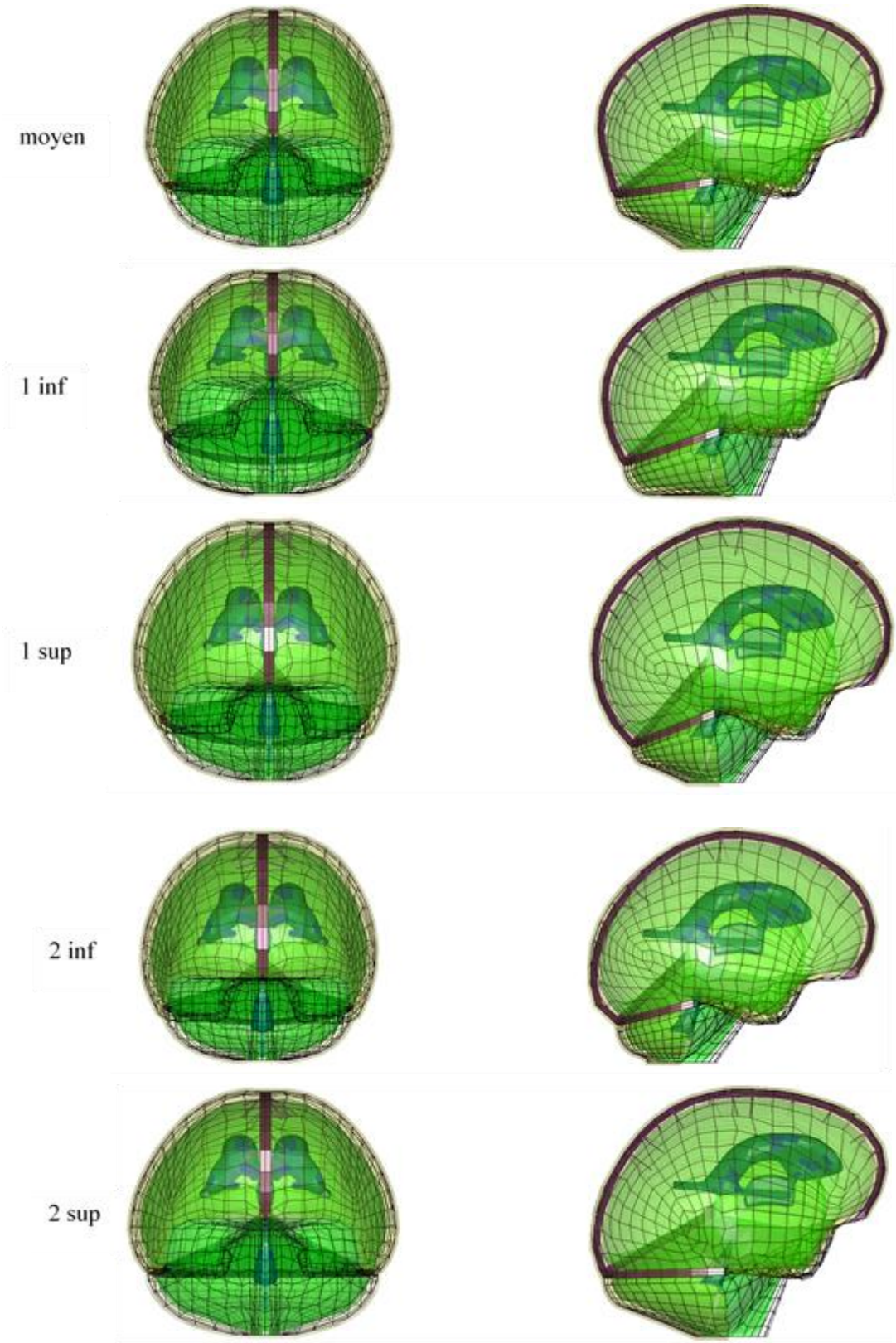


Figure 5-5. Illustration des modèles associés à la géométrie moyenne et aux deux premiers modes statistiques à ± 3 SD. Dans la colonne de gauche, les modèles en vue frontale, dans la colonne de droite, les modèles en vue sagittale.

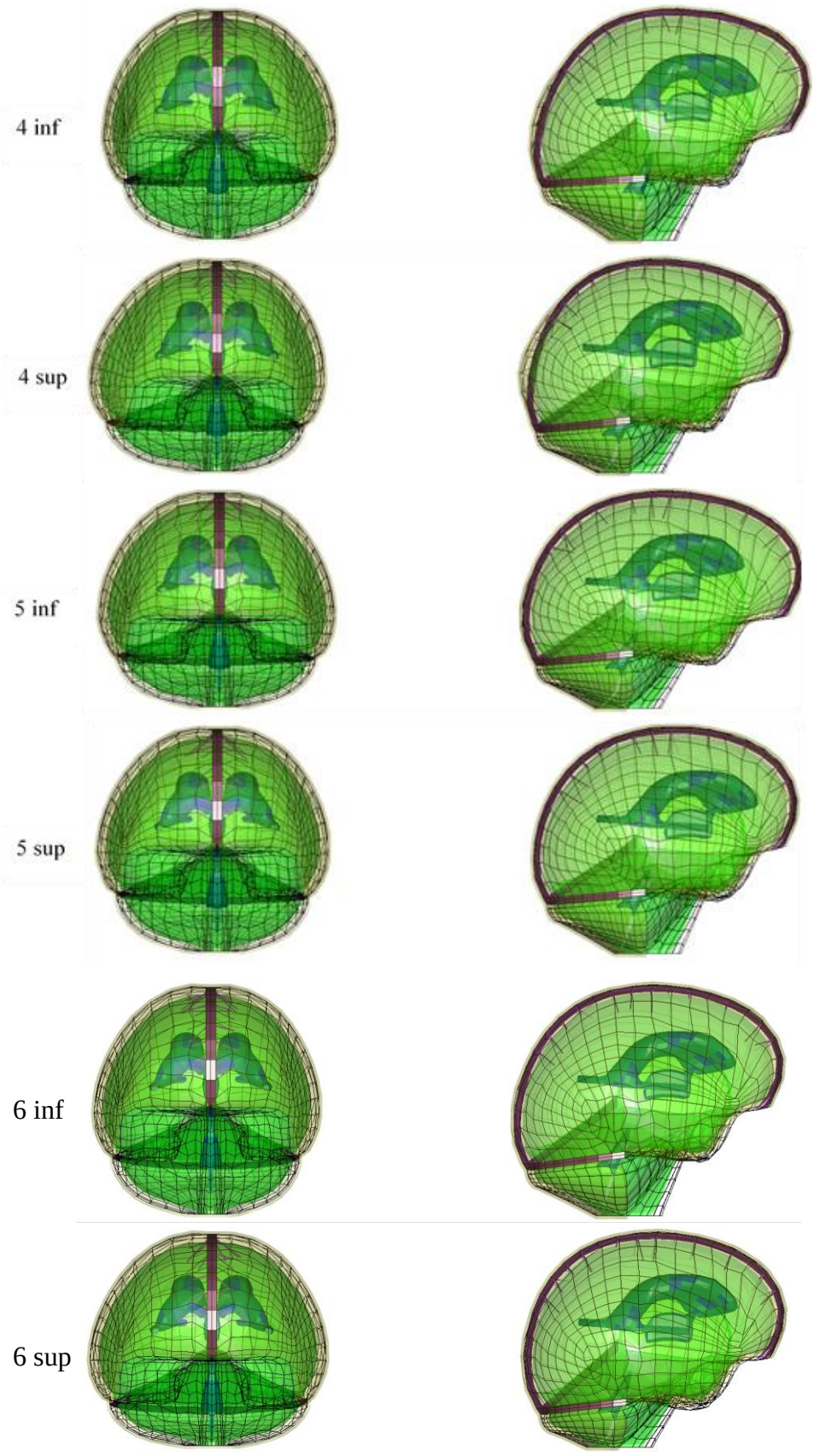


Figure 5-6. Illustration des modèles associés modes statistiques 4, 5 et 6 à ± 3 SD. Dans la colonne de gauche, les modèles en vue frontale, dans la colonne de droite, les modèles en vue sagittale.

c. Lois de comportement utilisés

Les lois matériaux utilisées dans ces travaux, communes à toutes les géométries de têtes modélisées, ont été extraits de la littérature et présentées Tableau 5-5. Propriétés matériaux utilisés pour les composants modélisés. Compte tenu du coût numérique qu'entrainent des lois plus complexes, il a été choisi à ce stade des travaux de modéliser le comportement des différentes structures par des lois purement élastiques, de réduire le comportement de l'os du crâne au comportement de la corticale et de ne pas distinguer la matière blanche de la matière grise du cerveau. La valeur du module d'Young utilisée pour caractériser le LCS a été adaptée à partir de celle (Belingardi et al. 2005) (E = 0.01 MPa) pour éviter la génération d'éléments trop distordus au cours des simulations (cf. 6. a. i. Conditions limites imposées et grandeurs mécaniques évaluées).

Tableau 5-5. Propriétés matériaux utilisés pour les composants modélisés.

Composants	Propriétés matériaux			Références
	Module d'Young (Mpa)	Coefficient de Poisson	Masse volumique (g/mm³)	
Faux, tente et sinus	31.5	0.45	0.0014	(Takhounts et al. 2008a)
Crâne	15000	0.2	0.002	(Horgan and Gilchrist 2003)
Sang sinus	0.275	0.495	0.005	(Takhounts et al. 2008a)
Cerveau	0.67	0.495	0.001	(Willinger, Kang, and Diaw 1999)
LCS	0.08	0.495	0.001	
Scalp	34.5	0.4	0.0012	(Khalil and Hubbard 1977)
Membrane *Foramen magnum*	7000	0.45	0.001	(Takhounts et al. 2003)
Veines ponts	0.2	0.45	0.001	(Kleiven Svein 2002)

Si le comportement linéaire élastique est repris par tous les modèles précédemment cités (chapitre 2. Revue de littérature des modèles éléments finis) pour certains composants comme la faux et la tente ou le scalp, les autres composants en revanche, comme le cerveau ou le LCS, sont sujets à des modélisations plus avancées.

d. Grandeurs mécaniques mesurées

Un des intérêts de la modélisation éléments finis est qu'elle permet d'évaluer localement l'état mécanique du système étudié. L'évaluation des grandeurs mécaniques s'est portée sur l'analyse des pressions cérébrales et ventriculaires, de déplacements de nœuds de l'encéphale par rapport au crâne, et de contraintes de Von Mises calculées à diverses positions.

Grandeurs de références :

Les pressions cérébrales mesurées aux positions étudiées par (Nahum et al. 1977) dans le lobe frontal, pariétal gauche, occipital et dans la fosse postérieure gauche. Pour repérer ces structures de façon reproductible et automatique, les positions des éléments de mesures ont été définies dans le Tableau 5-6.

La pression du ventricule latéral gauche et du 3ème ventricule calculées par (Trosseille et al. 1992) dans l'essai 408 a été calculée pour caractériser l'état mécanique des ventricules.

Les trajectoires des nœuds de l'encéphale correspondant aux points étudiés par (Hardy et al. 2007) pour l'expérience C380-T6 ont été mesurées par rapport au crâne. Un repère construit à partir de la position des nœuds rocher gauche, rocher droite, et de la *crista galli* définit la position générale du crâne.

Tableau 5-6. Position des mesures de pression définies par (Nahum et al. 1977) *et mesurées dans l'hémisphère gauche.*

Mesure de pression	Description de la position dans l'encéphale
Frontale	Elément le plus proche du point d'impact décalé de 5 mm dans la direction antéro-postérieure vers l'arrière
Pariétale	Elément le plus à gauche et décalé de 25 mm vers le sommet du crâne
Occipitale	Elément le plus en arrière décalé de 5 mm vers l'avant du crâne dans la direction antéro postérieure
Fosse postérieure	Valeur moyenne calculées pour les éléments de la fosse postérieure gauche

Autres grandeurs :

La moyenne des contraintes de Von Mises calculées pour tous les éléments du bord supérieur du corps calleux a été calculée pour évaluer son état mécanique.

De la même façon, les moyennes des contraintes de Von Mises calculées pour les 12 blocs définis par la décomposition de *Talairach* ont également été comparées. Enfin, l'effort de contact a été évalué pour chaque simulation reproduisant l'essai de (Nahum et al. 1977).

Par ailleurs, le cerveau a été subdivisé en 12 blocs suivant la décomposition définie par l'Atlas de *Talairach* pour lesquels la contrainte de Von Mises moyenne sur chaque bloc a été évaluée.

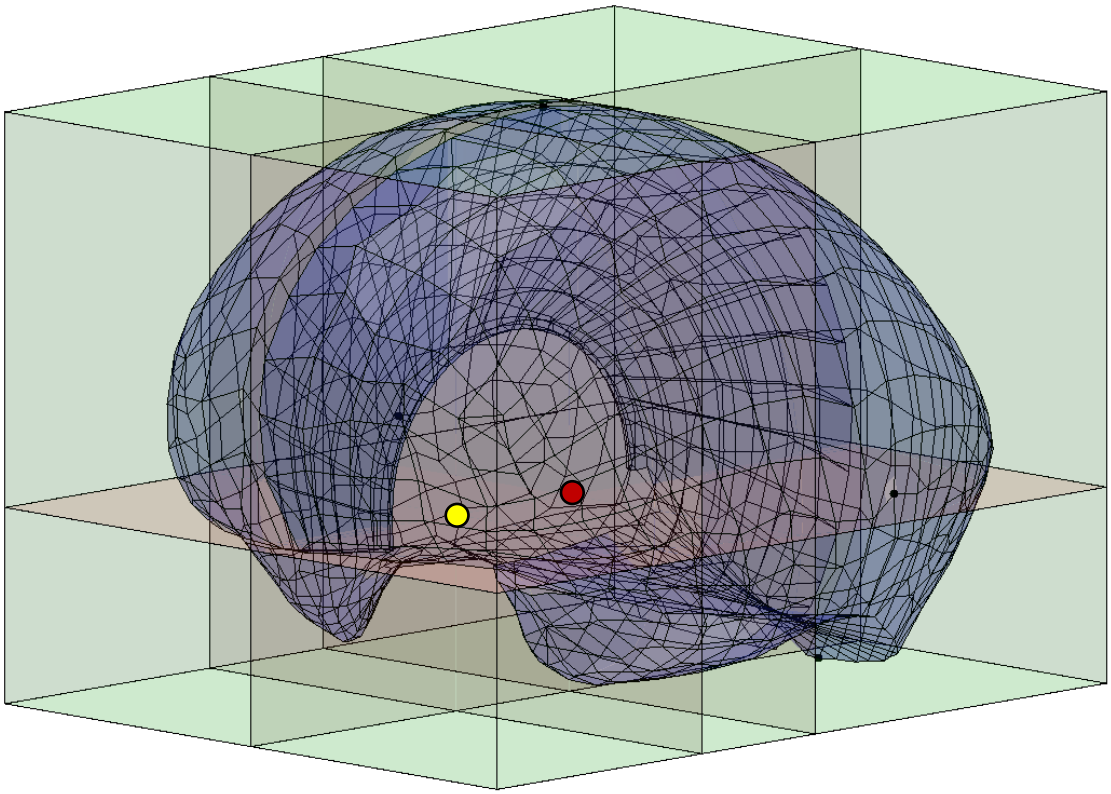


Figure 5-7. Surface cérébrale découpée suivant la décomposition définie par l'Atlas de Talairach. En jaune, la commissure antérieure du 3ème ventricule, en rouge, sa commissure supérieure.

e. Synthèse de la modélisation géométrique du modèle de la tête

Pour la première fois, un MEF à géométrie paramétrée de la tête a été construit. Sa construction s'est basée sur la méthode de paramétrage développée à l'IBHGC pour l'évaluation de la variabilité morphologique sur le rachis cervical. Les structures modélisées sont le scalp, le crâne, la faux du cerveau et la tente du cervelet, les sinus droit, transverses et sagittal supérieur, le bloc encéphalique, le système ventriculaire et 11 paires veines ponts. La masse des modèles reconstruits varient de 3.6 kg à 4.4 kg. La modélisation des espaces méningés et du LCS qu'ils contiennent n'ont, à ce stade, pas pu être générés de façon automatique, compte tenu des interpénétrations de maillages que cela occasionnait. Pour les chocs simulés (cf. 6. Résultats et analyse de l'influence de la géométrie), les zones d'impact ne concernaient que la voûte du crâne. La face n'a alors pas été modélisée non plus.

Mis à part ces trois composants (les méninges, le LCS en périphérie de l'encéphale, la face), la modélisation reprend les mêmes structures que celles modélisées par la plupart des MEF de la tête (Kleiven 2007; Mao et al. 2013; Sahoo et al. 2014; Takhounts et al. 2008a; Toma and Nguyen 2018; Zhang Liying 2001). La prochaine étape de modélisation consiste à modéliser les méninges et le LCS qu'elles contiennent, et de d'utiliser une approche dédiée (ALE ou SPH) pour étudier l'interaction du LCS avec le crâne d'une part, et avec l'encéphale d'autre part.

En moyenne, chaque modèle de tête développé ici est composé de 73000 éléments. Aucune étude de convergence du nombre d'éléments, en particulier pour l'encéphale et le LCS ventriculaire n'a été effectué. D'autant que certains modèles de la littérature ont été validés

avec des maillages plus « légers » (Giordano et al. 2017; Horgan and Gilchrist 2003; Sahoo et al. 2014; Takhounts et al. 2008a). Néanmoins, d'autres modèles validés comptent davantage d'éléments ((Zhang Liying 2001) : 314500 éléments, (Toma and Nguyen 2018) : 156137). De futurs travaux seront réalisés pour améliorer le processus de génération de maillage, notamment en automatisant l'indexage des éléments, et en utilisant autant que faire se peut, des éléments de type Hexa, plus stables et précis numériquement.

La modélisation « linéaire élastique » utilisée pour caractériser le comportement mécanique des structures modélisées a permis une simplification de la résolution numérique des simulations. Aucun des modèles cités (2. a. La modélisation éléments-finis de la tête) ne modélise le comportement mécanique de l'os du crâne ou des tissus cérébraux avec ce choix de matériaux. Tous proposent des lois plus complexe : une modélisation visco élastique linéaire (Horgan and Gilchrist 2003; Mao et al. 2013; Sahoo et al. 2014; Takhounts et al. 2008a; Zhang Liying 2001) ou visco hyper élastique (Fernandes et al. 2018; Ji et al. 2015; Toma and Nguyen 2018; Zhou et al. 2019), avec une distinction des matières grise et blanche (Mao et al. 2013; Zhang Liying 2001), prenant en compte l'anisotropie des axones (Giordano et al. 2017; Sahoo et al. 2014; Takhounts et al. 2008a). Il serait particulièrement intéressant et pertinent d'utiliser une loi plus complexe pour caractériser le comportement des tissus cérébraux, notamment pour prendre en compte leur anisotropie et leur viscosité.

Le paramétrage de la cavité crânienne a été personnalisé aux morphologies des 13 modèles statistiques calculés (chapitre 4. A. Etude de l'inter-variabilité anatomique de la cavité crânienne) et à celles de 8 spécimens reconstruits à partir d'acquisition CT-Scan (chapitre 4. A. Etude de l'inter-variabilité anatomique de la cavité crânienne). Les comparaisons volumiques et des distances « point-surface » des géométries paramétrées et référentes a validé la précision de la personnalisation. L'influence de la taille du corps calleux dans l'incisure falcorielle a également été étudiée. Pour simplifier l'analyse, l'influence de la géométrie du système ventriculaire n'a pas été étudiée. Pour toutes ces géométries, aucun élément « distordu », empêchant la simulation d'essais dynamiques, n'a été généré. La personnalisation du paramétrage a été réalisée en repérant la position des points anatomiques de référence directement sur les surfaces crâniennes référentes, ce qui n'est pas forcément aisé. Pour améliorer la précision du paramétrage, une solution consiste à projeter la surface paramétrée directement sur sa surface référente par *krigeage*, comme cela a été fait dans les travaux de (Van Den Abbeele 2018) pour la modélisation personnalisée du rachis cervical.

Confrontée à des essais cadavériques de référence (Hardy et al. 2007; Nahum et al. 1977), l'influence de la géométrie de ces structures a ainsi été évaluée, et présentée au chapitre suivant.

6. Analyse de l’influence de la variabilité géométrique sur le comportement biomécanique de la tête

L’influence des variabilités anatomiques de la tête a été évaluée à partir des 21 géométries crâniennes personnalisées (13 modèles statistiques et 8 modèles extraits de morphologies réelles) ainsi que des 8 morphologies de corps calleux modélisées.

Ainsi, après avoir détaillé les conditions limites imposées aux modèles, ce chapitre présente les résultats de cette évaluation géométrique à partir d’une analyse quantitative et statistique de l’influence de la géométrie. La réponse biomécanique obtenue pour chaque géométrie a également été comparée à celle obtenue pour différents modèles de la littérature. Une discussion des résultats de ces essais conclura cette étude.

a. Matériel et méthode

i. Conditions limites imposées et grandeurs mécaniques évaluées.

- Conditions limites imposées

L'essai n°37 de (Nahum et al. 1977) a été modélisé. Cet essai consistait à impacter une tête cadavérique, dont le plan de *Franckfort* avait été incliné de -45° par rapport à la direction antéro-postérieure, par un piston de 5.59 kg au niveau de l'os frontal du crâne. La vitesse du piston au moment du choc était de 9.94 m/s. Les cadavres étaient installés en position assise, et la tête était maintenue de sorte à laisser les déplacements dans la direction antéro-postérieure (Nahum and Smith 1976). La face « impactante » du piston était recouverte d'une couche de matière absorbante, dont les caractéristiques mécaniques (épaisseur et matériaux) ne sont pas décrites. Dans notre cas, cette épaisseur a été fixée à 50 mm, comme dans l'essai MS408-2 de (Trosseille et al. 1992). Les caractéristiques matériau du rembourrage utilisé ont été calibrés à partir de l'évaluation numérique de l'effort transmis au crâne par le piston sur la géométrie statistique moyenne (Figure 6-3).Figure 6-3 Courbe de l'effort transmis par le piston au crâne mesuré pour l'expérience n°37 de *(Nahum et al. 1977)*. Il a été démontré numériquement sur un modèle 2D (Ruan, Khalil, and King 1991) que pour des impacts de cette durée (~9 ms), la tête pouvait être laissée libre cinématiquement (Horgan and Gilchrist 2003; Zhang Liying 2001). Cette condition a également été reprise dans notre modélisation. La durée de la simulation a été limitée aux 15 premières ms décrites dans l'essai.

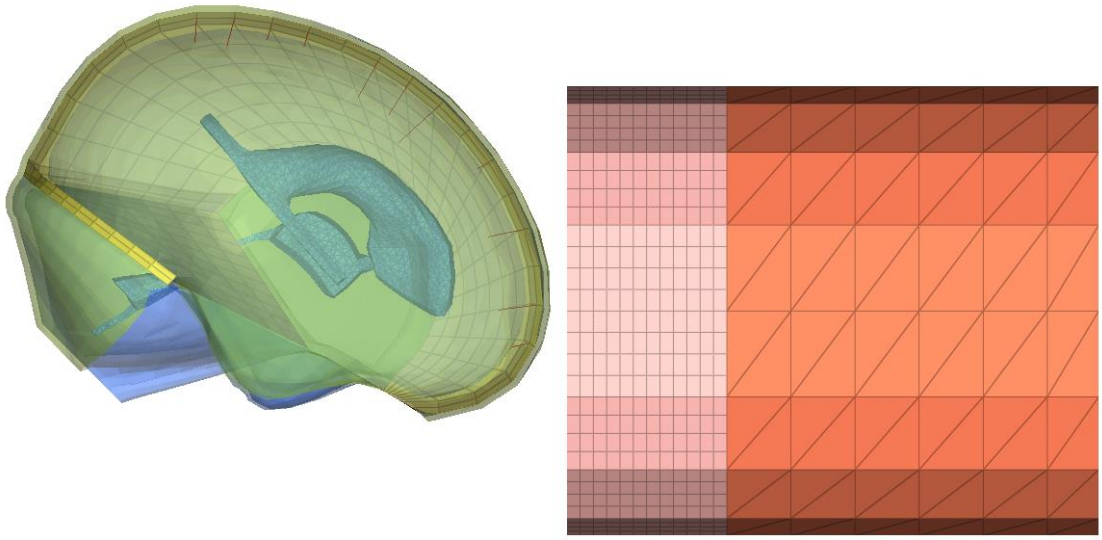


Figure 6-1. Illustration du choc de Nahum pour le modèle statistique moyen (Nahum et al. 1977).

L'essai C380-T6 (Hardy et al. 2007) a également été modélisé. Cet essai consistait à impacter une tête cadavérique lancée à 3.3 m/s contre une plaque fixe en acrylique de 25 mm d'épaisseur dans la direction médio latérale, au niveau de la zone temporale, centrée sur le centre de gravité de la tête. Les têtes étaient montées sur un système autorisant la translation et la rotation dans la direction de l'impact. Cette condition a également été reprise dans notre modélisation. La

durée de la simulation a été limitée aux 40 premières ms des 120 ms enregistrées pour toute la durée de l'essai, de façon à pouvoir simplifier l'analyse.

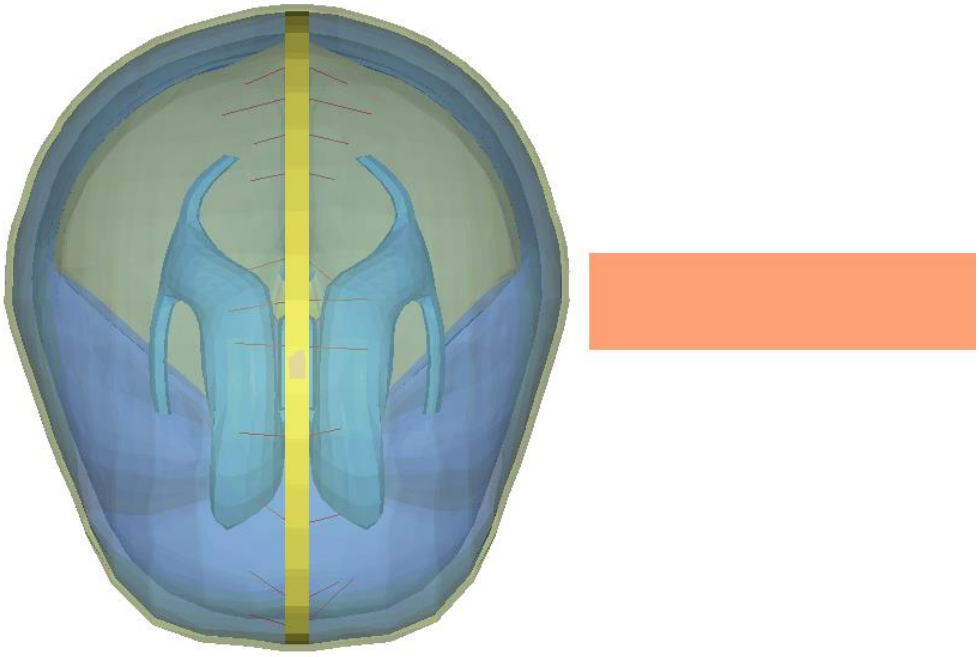


Figure 6-2. Illustration du choc C380-T6 (Hardy et al. 2007) pour le modèle statistique moyen en vue axiale.

ii. Exploitation des résultats

- Approche quantitative

Les grandeurs mesurées dans le bloc cérébral ont été comparées de façon quantitative, en confrontant d'une part les différents modèles statistiques les uns par rapport aux autres, et d'autre part les 8 modèles personnalisés entre eux. Pour chaque grandeur de référence, une comparaison a également été faite avec les valeurs calculées pour les modèles de la littérature qui reproduisent les mêmes essais (Horgan and Gilchrist 2003; Takhounts et al. 2008b; Zhang Liying 2001; Zhou et al. 2019).

- Approche statistique

A partir des paramétrages géométriques des 13 modèles statistiques, une étude de corrélation (tests de Pearson) a été effectuée pour évaluer de façon plus qualitative l'influence de la variabilité anatomique sur le comportement biomécanique de la tête pour le choc de (Nahum et al. 1977). Pour le crâne, l'influence de 27 paramètres géométriques (Tableau 6-1) a été évaluée. Les paramètres pour lesquels le coefficient de corrélation est supérieur à 0.6, la p_value inférieure à 0.05 et la pente de régression non nulle seront présentés.
L'influence de la forme du corps calleux a en particulier été étudiée dans le cas du choc de *Hardy,* car cette sollicitation médio latérale maximisera les déplacements latéraux du corps calleux dans l'incisure falcorielle.

Tableau 6-1. Paramètres géométriques (exceptée la masse) du crâne pour l'évaluation de l'influence de sa variabilité morphologique.*

Nom du paramètre	Description du paramètre
	Positions
Z_Clino_d	Altitude du clinoïde antérieur droite par rapport à la ligne [CA-CP]
Z_Clino_g	Altitude du clinoïde antérieur gauche par rapport à la ligne [CA-CP]
X_Temp_d	Position antéro postérieure du point le plus bas de la fosse temporale droite
X_Temp_g	Position antéro postérieure du point le plus bas de la fosse temporale gauche
Y_R_d	Position médio latérale du point le plus latéral du rocher droite
Y_R_g	Position médio latérale du point le plus latéral du rocher gauche
	Longueur
L_TC	Longueur du tronc cérébral
L_CC	Distance entre le point le plus antérieur du corps calleux et le point le plus postérieur de la *Crista Galli*
Prof_Temp_d	Profondeur de la fosse temporale droite
Prof_Temp_g	Profondeur de la fosse temporale gauche
L_Sphéno_d	Demi grand axe de l'aile droite du sphénoïde
L_Sphéno_g	Demi grand axe de l'aile gauche du sphénoïde
l_Sphéno_d	Demi petit axe de l'aile droite du sphénoïde
l_Sphéno_g	Demi petit axe de l'aile gauche du sphénoïde
l_Clino	Largeur des clinoïdes antérieurs
L_Plan_f	Distance entre le point le plus antérieur de la *Crista Galli* et le milieu des clinoïdes antérieurs
L_C	Longueur du crâne
l_C	Largeur du crâne
H_C	Hauteur du crâne
l_R	Largeur des points les latéraux des rochers
L_SD	Longueur du sinus droit
	Angle
Θ_TC	Angle tronc cérébrale par rapport à l'axe antéro postérieur
Θ_Sphéno_d	Angle de l'aile droite du sphénoïde par rapport à la direction axiale
Θ_Sphéno_g	Angle de l'aile gauche du sphénoïde par rapport à la direction axiale
Θ_SD	Angle du sinus droit par rapport à la direction antéro postérieure
	Autre
M_t*	Masse de la tête*
V_t	Volume de la tête

Enfin, basée sur la décomposition modale de chacun des 8 modèles personnalisés, la pression frontale calculée pour ces modèles a été confrontée à celle calculée pour les modèles statistiques aux niveaux inférieurs et supérieurs.

b. Résultats

L’ensemble des simulations a été réalisé à l’aide du solveur éléments finis Radioss (Altair Engineering, Troy, USA) et tous les calculs ont été effectués sur la durée totale requise sans interruption due à des distorsions excessives des maillages. La durée moyenne de calcul était de 55 min pour les essais de *Nahum* et de 180 min pour les essais de *Hardy* (32 GB de RAM, processeur I7-7700K 4.20 GHz). Un exemple de cartographie de la pression de la matière cérébrale est donné Figure 6-4 et Figure 6-5.

- Calibration de l’essai de *Nahum*

Une loi Ogden à 1 un paramètre a été utilisée : $\nu = 0.495$, $\mu = 0.5$ MPa, $\alpha = 1.7$ et $\rho = 0.001$ g/mm^3.

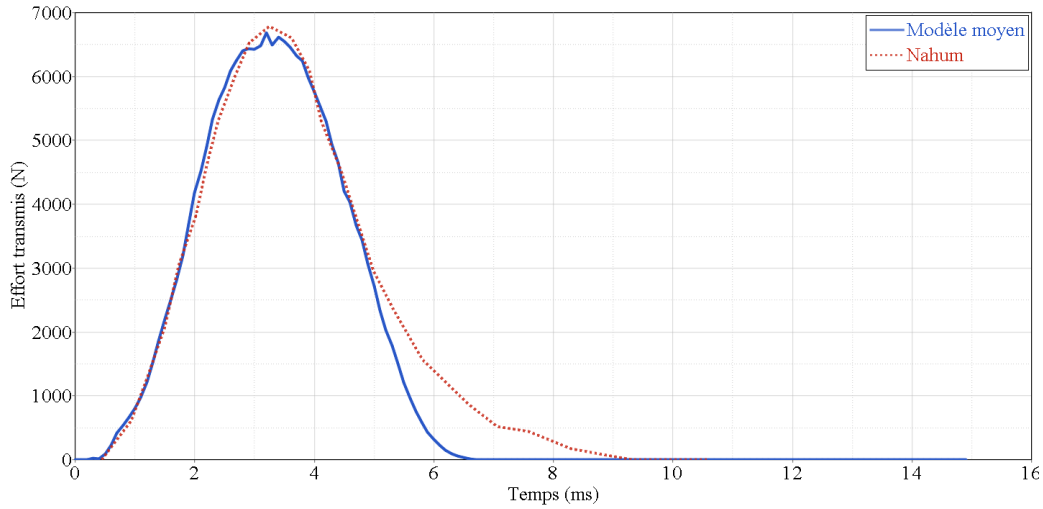


Figure 6-3 Courbe de l'effort transmis par le piston au crâne mesuré pour l'expérience n°37 de (Nahum et al. 1977).

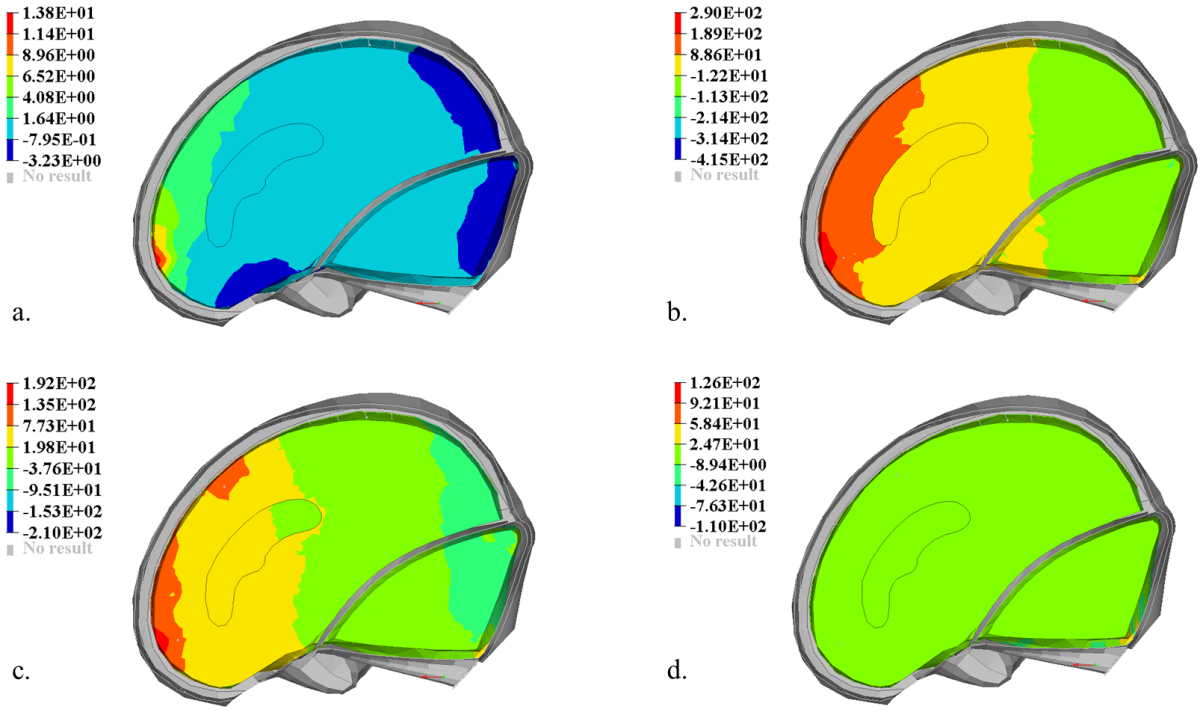


Figure 6-4. Cartographie de la pression cérébrale et ventriculaire (kPa) pour l'essai de Nahum simulé avec le modèle moyen à 0.6 ms (a.), 1 ms (b.), 2 ms (c.) et 10 ms (d.) en vue sagittale décalée de 15 mm. (Echelle de pression non fixée).

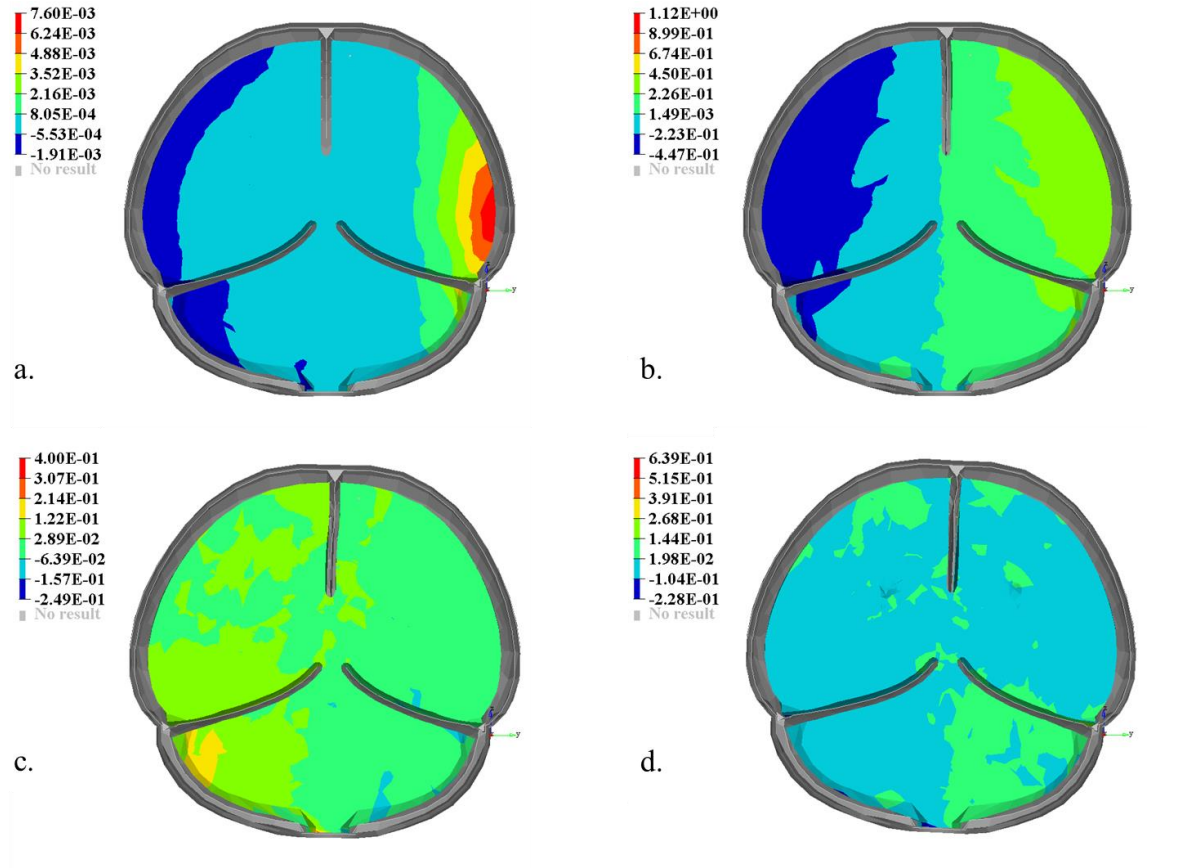


Figure 6-5. Cartographie de la pression cérébrale et ventriculaire (kPa) pour l'essai de Hardy simulé avec le modèle moyen à 1 ms (a.), 2 ms (b.), 5 ms (c.) et 10 ms (d.) en vue coronale.

i. Approche quantitative

Les pressions calculées pour les différentes zones définies par (Nahum et al. 1977) pour les 8 modèles personnalisés et les 13 modèles statistiques sont présentées Tableau 6-2. Les comparaisons de pression frontale pour les modèles statistiques et les modèles personnalisés sont présentées respectivement Figure 6-6 et Figure 6-7. Les autres évaluations de pressions (pariétale, occipitale et de la fosse postérieure) sont présentées en annexe H. En moyenne (± SD), la pression frontale est de 294 ± 140 kPa, celle du lobe occipital est de -182 ± 51 kPa, celle de la fosse postérieure gauche -134 ± 26 kPa et celle du lobe pariétal gauche de 107 ± 26 kPa. Un exemple d'évolution temporelle de la pression frontale d'une part et pour la pression occipitale, pour les 13 modèles statistiques, a été présenté respectivement Figure 6-8 et en annexe (Annexe H : Analyse de l'influence de la variabilité géométrique sur le comportement biomécanique de la tête).

Pour le modèle statistique moyen, la pression frontale est de 159 kPa (+12% par rapport à la valeur expérimentale), la pression pariétale est de 62 kPa (-15%), celle du lobe occipital est de -83 kPa (+72%) enfin celle mesurée dans la fosse postérieure gauche est de -128 kPa (+113%).

Une très forte influence de l'inter-variabilité anatomique sur les grandeurs mécaniques mesurées est trouvée. Le mode 1 décrit principalement une variation du volume de la cavité crânienne, notamment localisée sur sa voûte. Cette variation anatomique concerne alors en particulier les parties frontale, pariétale et occipitale. Les pressions mesurées dans ces trois zones confirment l'influence géométrique de ce mode (comparaison niveau inférieur vs niveau supérieur) : +200 % pour la pression frontale, +50% pour la pression occipitale, +40% pour la pression pariétale. Le mode 1 démontre une plus faible influence (+11%) pour la pression calculée dans la fosse postérieure.

Le mode 2 démontre principalement une modification dans la direction antéro-postérieure, sans variation majeure dans la direction médio latérale, ni modification de la longueur globale de la tête. Le niveau inférieur se caractérise par une prépondérance de la partie postérieure et un raccourcissement de la zone frontale. Le niveau supérieur montre au contraire un allongement de la zone frontale et une réduction de la zone postérieure de la fosse postérieure et de la cavité crânienne. Entre les niveaux inférieurs et supérieurs, on constate une très forte influence de ce mode pour la pression frontale (+282%), tandis que cette variation est plus modérée pour la région pariétale (+60%), la fosse postérieure (-37%), et le lobe occipital (+20%).

Le mode 3 décrit principalement une déformation dans la direction axiale de la fosse occipitale et de la partie postérieure basse de la cavité crânienne. Une légère variation de la largeur (direction medio-latérale) est également observée. On constate un effet important de ce mode sur les pressions occipitale (+60%), pariétale (+43%) et frontale (-53%). L'effet de ce mode est négligeable au niveau de la fosse postérieure (-5%)

Le mode 4 décrit le comportement antisymétrique suivant : si la partie frontale droite prédomine sur la gauche, la partie postérieure gauche prédomine sur la droite, et inversement. Ce mode affecte la pression frontale (+28%) et la pression occipitale (-41%). En revanche, il n'affecte que très légèrement la pression mesurée dans la fosse postérieure (-2%) et pariétale (-1%).

Pour le mode 5, une modification dans l'axe antéro postérieur quasi exclusive de la partie frontale est observée. Ce mode influe principalement sur les pressions occipitale (+60%) et

pariétale (+96%). Les variations de pressions mesurées dans le lobe frontal (+3%) et dans la fosse postérieure (-2%) entre le niveau inférieur et supérieur sont presque négligeables comparativement aux précédentes.

Le mode 6 décrit une modification symétrique de la largeur de la cavité crânienne, sans modification dans les directions antéro-postérieure et axiale. Il affecte toutes les pressions (lobe frontal : +165% ; lobe occipital : -32%, lobe pariétal gauche : -26%), sauf celle mesurée dans la fosse postérieure (+3%).

Tableau 6-2. Pression mesurée (kPa) dans les différentes zones définies par (Nahum et al. 1977)*, pour l'étude du choc frontal de Nahum.*

		Pression (kPa) par zone anatomique			
Modèles		Zone frontale	Lobe occipital	Fosse postérieure gauche	Zone pariétale gauche
Modèles personnalisés					
1		360	-198	-160	99
2		240	-192	-120	120
3		390	-162	-200	109
4		146	-190	-133	140
5		360	-230	-120	152
6		440	-156	-150	110
7		179	-210	-148	91
8		310	-76	-156	102
Modèles statistiques					
moyen		159	-83	-128	62
Mode 1	inf	130	-168	-120	87
	sup	390	-250	-134	120
Mode 2	inf	68	-160	-170	100
	sup	260	-190	-107	160
Mode 3	inf	340	-150	-130	97
	sup	159	-240	-123	139
Mode 4	inf	320	-220	-130	111
	sup	410	-130	-137	110
Mode 5	inf	428	-137	-130	56
	sup	440	-220	-127	110
Mode 6	inf	196	-280	-130	100
	sup	520	-188	-134	74
Nahum		141	-48	-60	73

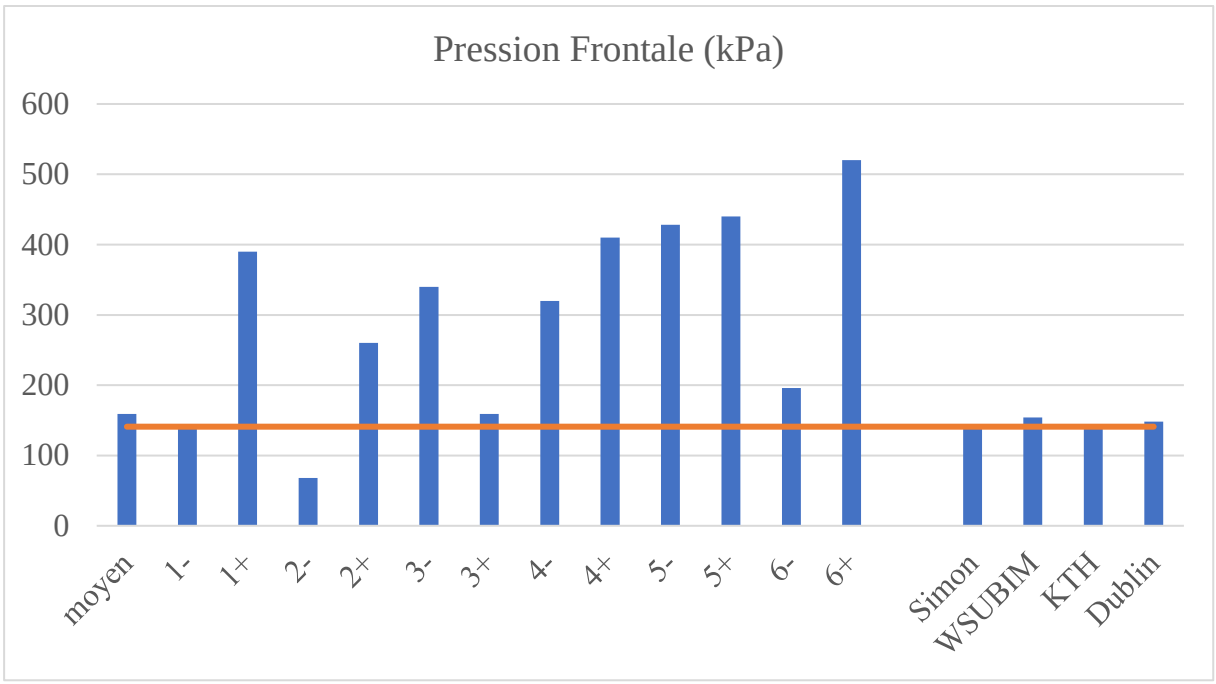


Figure 6-6. Pression frontale maximale (kPa) calculée pour les modèles statistiques et pour les modèles de la littérature ayant été confrontés aux mêmes conditions limites (Horgan and Gilchrist 2003; Takhounts et al. 2008b; Zhang Liying 2001; Zhou et al. 2019). *En rouge, la valeur mesurée dans l'essai de* (Nahum et al. 1977).

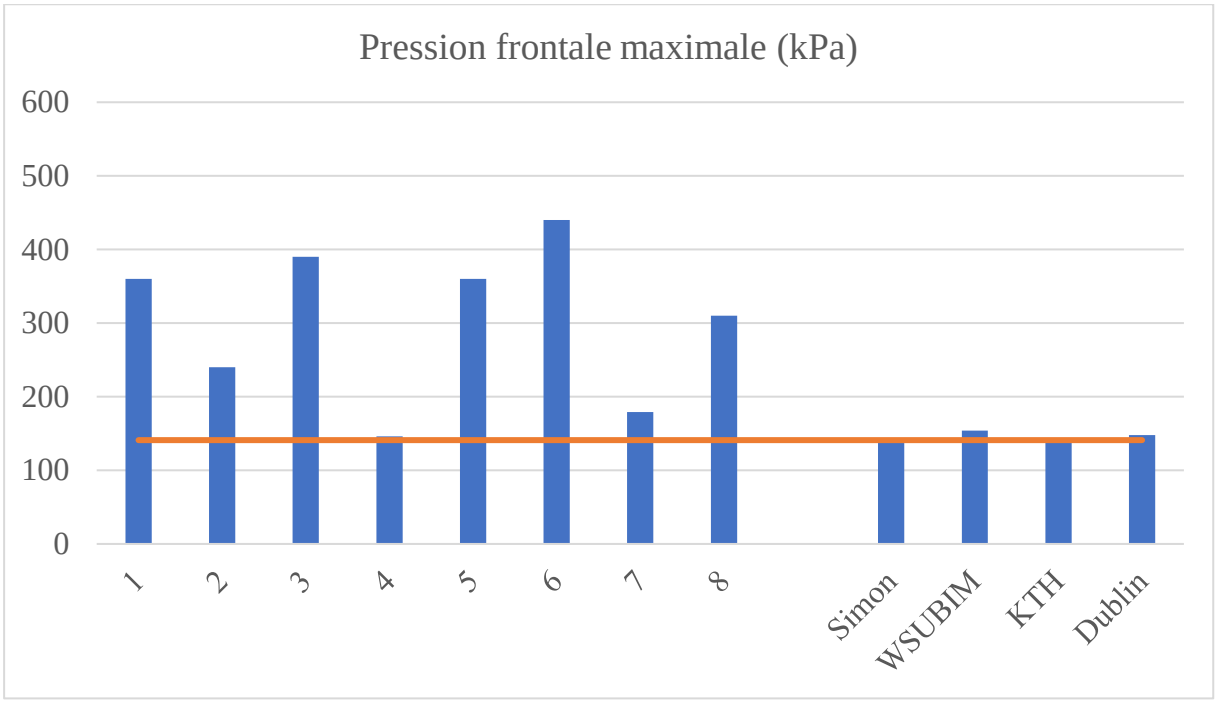


Figure 6-7. Pression frontale maximale (kPa) calculée pour les 8 modèles personnalisés et pour les modèles de la littérature ayant été confrontés aux mêmes conditions limites (Takhounts et al. 2008b; Zhang Liying 2001; Zhou, Li, and Kleiven 2019; Horgan and Gilchrist 2003). En rouge, la valeur mesurée dans l'essai de (Nahum, Smith, and Ward 1977).

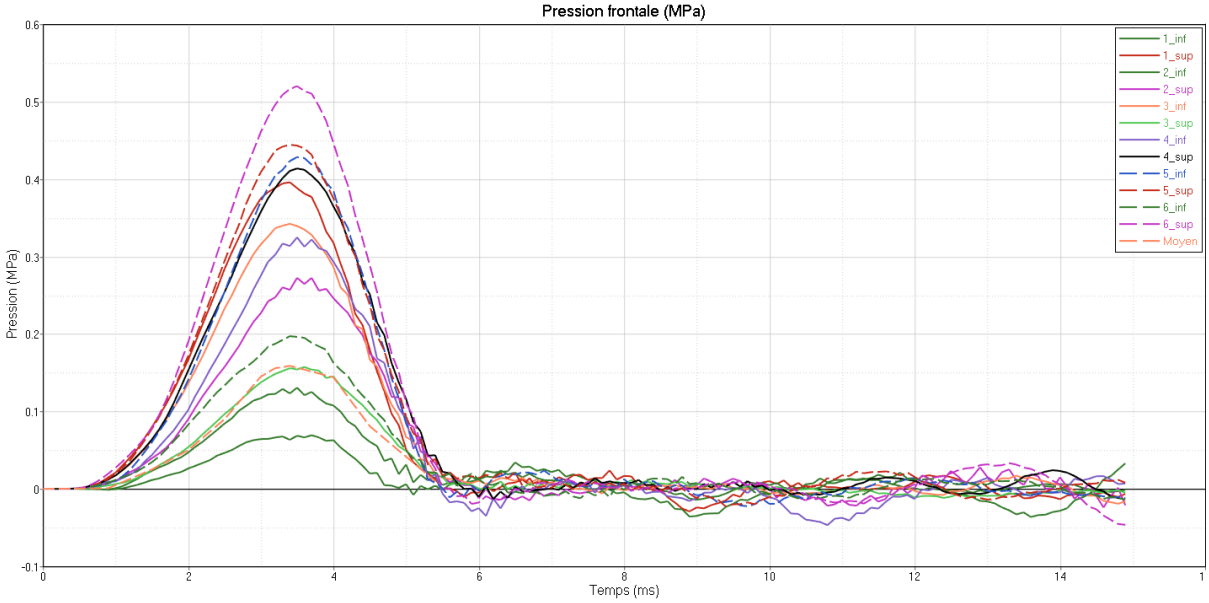


Figure 6-8. Evolution temporelle de la pression frontale (MPa) pour les modèles statistiques

Les contraintes de Von Mises calculées pour les 12 régions des 13 modes statistiques sont donnés Tableau 6-.

Tableau 6-3. Contraintes de Von Mises (kPa) calculées pour les 13 modèles statistiques et classées selon le repère de Talairach associé (g = gauche, d = droite).

Spécimen	Etage supérieur					
	Antérieur g	Antérieur d	Latéral g	Latéral d	Postérieur g	Postérieur d
moyen	18,4	17,8	17,1	18,2	15,8	16,2
1-	19,7	20,0	21,4	19,1	24,8	19,6
1+	16,5	17,1	16,5	15,9	14,3	14,7
2-	18,1	16,1	17,8	16,7	17,1	22,5
2+	17,8	19,9	17,8	18,6	16,6	18,1
3-	17,5	18,8	16,7	18,2	15,4	18,5
3+	18,1	19,1	17,3	17,8	18,1	17,7
4-	17,1	18,5	17,5	17,3	17,0	19,5
4+	16,8	18,2	16,5	15,9	17,4	16,8
5-	18,4	21,3	17,4	17,8	17,6	18,2
5+	18,6	18,3	17,6	17,9	16,9	18,9
6-	17,4	20,1	17,7	18,4	16,7	19,3
6+	19,4	18,6	17,6	17,2	16,3	17,5
Spécimen	Etage inférieur					
	Antérieur g	Antérieur d	Latéral g	Latéral d	Postérieur g	Postérieur d
moyen	10,1	9,9	11,1	11,7	14,54	15,7
1-	9,7	9,6	12,0	12,2	15,8	15,7
1+	9,4	10,2	10,5	10,8	15,8	16,3
2-	8,4	8,6	9,7	9,6	14,9	16,2
2+	10,7	9,7	11,1	11,1	13,7	14,3
3-	16,5	10,8	11,4	11,9	14,1	14,4
3+	11,2	10,8	11,5	11,4	14,5	15,2
4-	10,1	9,8	10,6	10,6	14,2	14,5
4+	10,7	9,5	10,7	10,9	13,5	13,9
5-	11,5	9,8	12,4	11,0	14,7	15,7
5+	9,36	8,3	11,2	10,9	14,3	15,5
6-	9,86	9,9	11,9	12,1	15,6	16,8
6+	9,28	9,0	10,8	11,2	14,6	15,4

ii. Approche statistique

Les résultats de l'étude de corrélations sont présentés Tableau 6-4.

Tableau 6-4. Coefficients de corrélation et p_value associée pour les différents paramètres évalués. Seuls les corrélations pour lesquelles le coefficient est supérieur à 0.6, la p_value inférieure à 0.05 et la pente de régression non nulle sont présentées. (Effort max = Valeur maximale de l'effort transmis par le piston au crâne, P. max V3 = pression maximale mesurée dans le 3ème ventricule du cerveau, P. min fosse post g. = pression maximale (en valeur absolue) atteinte dans la fosse postérieure gauche, Von = Contrainte de Von Mises, Ant. = partie antérieure (dans la décomposition de Talairach), h. = haute, d. = droite, g. = gauche, Lat = partie latérale (dans la décomposition de Talairach), CC. = corps calleux).

	Effort max	P. max V3	P. max fosse post g.	Von. Ant. h. d.	Von. Lat. h. d.	Von. Post. h. d.	Von. CC.	Von. Lat. d
Z_Clino_d		0.62 *0.02*					0.78 *0.001*	
Z_Clino_g		0.63 *0.02*					0.63 *0.02*	
X_Temp_d								
X_Temp_g								
Y_R_d								
Y_R_g			0.65 *0.01*					
L_TC								
L_CC								
Prof_Temp_d		0.70 *0.001*		0.67 *0.01*	0.60 *0.02*			0.67 *0.01*
Prof_Temp_g								
L_Sphéno_d								
L_Sphéno_g								
l_Sphéno_d								
l_Sphéno_g								
l_Clino								
L_Plan_f		-0.77 *0.002*	-0.69 *0.008*					
L_C								
l_C						-0.63 *0.01*		
H_C	0.69 *0.009*					-0.71 *0.006*		
l_R			0.67 *0.01*					
L_SD		0.87 8.10^{-5}	0.91 1.1^{-5}	0.72- *0.005*				
Θ_TC								
Θ_Sphéno_d								
Θ_Sphéno_g								
Θ_SD								
M_t	0.60 *0.02*							
V_t								

L'étude de l'influence de la hauteur maximale du corps calleux dans l'incisure de la faux du cerveau indique deux tendances :

- Plus le *ratio Mid* tend vers 1, moins la contrainte de Von Mises calculée pour le corps calleux est importante (Figure 6-9) ($R^2 = 0.86$, p_value = 0.04). Autrement dit, plus le corps calleux est proche du bord libre de la faux, moins la contrainte de Von Mises associée est importante (Figure 6-8 a.).
- Plus la hauteur du bord libre de la faux est importante, à *ratio Mid* fixe, plus la contrainte de Von Mises calculées pour le corps calleux est importante ($R^2 = 0.92$, p_value = 0.037) (Figure 6-8 b.).

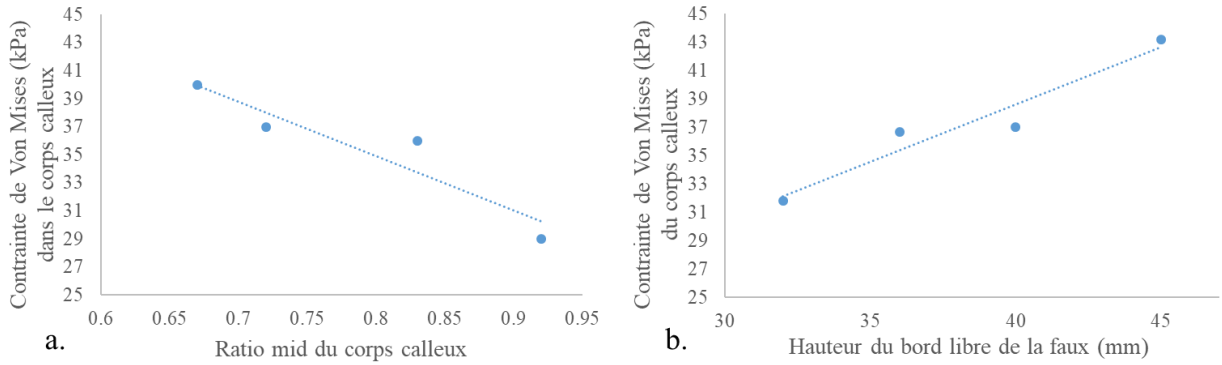


Figure 6-9. Contraintes de Von Mises maximale (kPa) atteinte dans le corps calleux en fonction du "Ratio mid" du corps calleux par rapport au bord libre de la faux (a.) et de la hauteur du bord libre de la faux (b.).

Basée sur la décomposition modale de chacun des 8 modèles personnalisés, la pression frontale calculée pour ces modèles a été confrontée à celle calculée pour les modèles statistiques aux niveaux inférieurs et supérieurs et pour le modèle moyen (Figure 6-10).

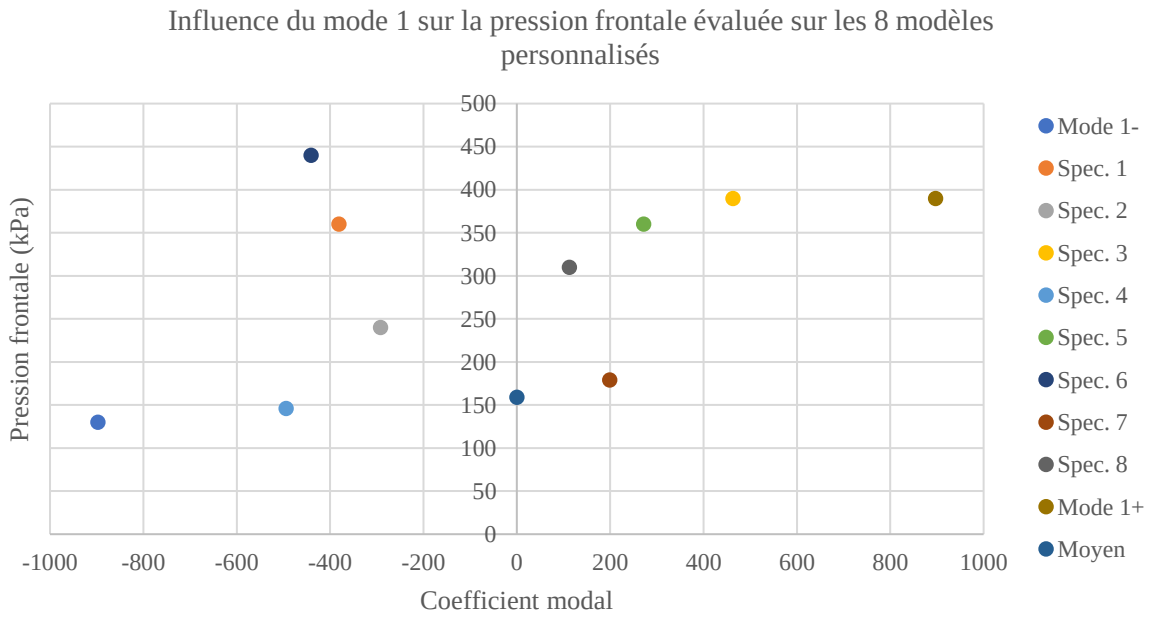


Figure 6-10. Influence du premier mode statistique calculé pour les 8 modèles personnalisés sur la pression frontale

c. Discussion

i. Conditions limites imposées et grandeurs mécaniques évaluées.

- Conditions limites imposées

Le choc frontal de *Nahum* (Nahum et al. 1977) et le choc latéral de *Hardy* (Hardy et al. 2007) permettent d'étudier l'influence anatomique sur la réponse mécanique de la tête pour deux directions d'impact différentes. Le choc de *Nahum* simulé correspond à une énergie de 276 J, celui de *Hardy* à une énergie de 24,5 J. Les niveaux moyens d'énergies mesurées lors de chocs « tête-tête » ayant engendré une commotion cérébrale au football américain et au rugby se situent dans cet intervalle (McINTOSH et al. 2000; Pellman et al. 2003).

La mise en place du choc de *Nahum* requiert une estimation du matériau de l'extrémité impactante du piston. Une modélisation hyper-élastique type *Ogden* a été choisie pour s'affranchir de problèmes numériques de gestion de contact entre le scalp et le piston qu'occasionnait une modélisation élastique. Les caractéristiques matériaux ont été obtenues en s'étalonnant par rapport à la courbe d'effort mesuré au point d'impact pendant l'essai., à partir de la géométrie moyenne. La valeur du pic de force mesurée pendant l'étude est de 7900 N. Parmi les modèles numériques utilisant cet essai pour valider leur modèle, certains estiment ce choc comme une sinusoïde de 7000 N d'amplitude (Horgan and Gilchrist 2003), ou directement à partir d'une estimation de la courbe, de 7000 N d'amplitude également (Ruan, Khalil, and King 1994; Ying and Ostoja-Starzewski 2010). Dans notre cas, la courbe donnée dans l'article référent (Nahum et al. 1977) a été extraite deux fois à partir d'un logiciel open source WebPlotDigitizer (Rohatgi 2019). Dans les deux cas, la valeur du pic calculé était de 6850 N. Il a été choisi de conserver cette courbe en l'état, et d'éviter un recalage pouvant entraîner une déformation globale de la courbe, notamment d'un point de vue temporel. L'effort de contact mesuré pour le modèle statistique moyen confirme l'évaluation des caractéristiques matériaux choisies pour la surface impactante du piston. Enfin, l'influence de la zone d'impact, n'a pas étudié ici.

- Grandeurs mécaniques évaluées

Les positions des capteurs de pressions utilisées dans l'étude de (Nahum et al. 1977) sont décrites à partir de points anatomiques de référence comme la protubérance occipitale, ou de zones osseuses : frontale, pariétale, fosse occipitale. Aucun repère anatomique précis n'a été utilisé pour repérer ces positions, contrairement à (Hardy et al. 2007; Trosseille et al. 1992). La construction du maillage du bloc encéphalique par l'algorithme Gibbon (Moerman 2018), n'assure pas un indexage commun des éléments des blocs cérébraux des modèles testés. Compte tenu de la stratégie de positionnement adoptée dans l'étude de (Nahum et al. 1977), une définition robuste de la position des éléments du modèle définissant les zones de mesures de pression associées était nécessaire pour assurer au maximum la reproductibilité des mesures. L'influence de la position de la mesure de pression a été étudiée par (Takhounts et al. 2008a), et décrit une variation maximale possible de valeur mesurée de 50%, dans une même zone étudiée. Dans notre cas, l'influence de la position des éléments de mesure de pression, notamment pour les régions frontale, pariétale et occipitale n'a pas été évaluée.

Pour comparer les mesures entre les différents modèles, une solution proposée est d'estimer la grandeur d'intérêt (pression, contrainte de Von Mises…) non pas pour un élément donné, mais à partir de la moyenne d'un sous ensemble d'éléments, comme cela a été fait pour estimer la contrainte de Von Mises dans les 12 ensembles définis par le repère de *Talairach*, ou pour la pression de la fosse postérieure gauche. La construction de ce repère repose en premier lieu sur le bon positionnement de la commissure antérieure du 3ème ventricule par rapport au crâne. Dans notre cas, cette position n'a pas été évaluée, ni pour les modèles statistiques, ni pour les modèles personnalisés. Une évaluation précise de la position de la commissure antérieure du 3ème ventricule pour les modèles personnalisés sera effectuée pour améliorer l'évaluation de l'inter-variabilité morphologique.

Aucun repère anatomique similaire à celui de *Talairach* n'existe pour le tronc cérébral et le cervelet. Une décomposition anatomique robuste de ces structures permettrait une évaluation plus précise de leur état mécanique suite à une sollicitation mécanique.

ii. Evaluation de l'inter-variabilité morphologique sur la réponse biomécanique de la tête

L'évaluation des grandeurs mécaniques démontre l'influence de l'inter-variabilité morphologique sur la réponse biomécanique de la tête et de ses principales structures. L'étude a été concentrée sur l'analyse des valeurs extrêmes des pressions. La temporalité de ces différentes valeurs n'a pas été étudiée ici.

L'analyse, sur les 8 modèles personnalisés, des conséquences de chaque mode statistique sur la pression frontale illustre la non linéarité de cette influence morphologique (spécimens {6-5-7} en dehors de la droite de régression). Cette non linéarité indique que l'analyse des modes seuls ne permet pas d'estimer la pression mesurée dans l'encéphale. Elle est entre autre liée à des couplages inter modaux (qui n'ont pas été évalués ici) et aux non linéarités des contacts entre les différents composants du modèle.

Bien que le modèle développé ici ne comporte que des lois matériaux purement élastiques, et n'ait pas été « validé », la confrontation des modèles éléments finis existants aux modèles statistiques à partir des pressions mesurées dans le cas du choc de *Nahum*, permet de discuter leur morphologie. La pression frontale mesurée pour le modèle moyen (12% d'écart), le mode 1 au niveau inférieur (8% d'écart), et le mode 3 au niveau supérieur (12% d'écart) sont proches de la valeur de référence rapportée par (Nahum et al. 1977), et des modèles existants (Horgan and Gilchrist 2003; Takhounts et al. 2008b; Zhang Liying 2001; Zhou et al. 2019). Pour la pression pariétale, la réponse de ces modèles est similaire au modèle moyen (12% d'écart), et au mode 6 supérieur (5% d'écart). En revanche, les pressions calculées pour la région occipitale et la fosse postérieure sont plus éloignées des valeurs de référence. De futurs travaux doivent être entrepris pour améliorer la modélisation générale du modèle présenté ici (lois matériaux plus complexes, modélisation du LCS…), pour approfondir ce point d'analyse.

Les modèles testés sont de masse différente [3.6-4.4] kg. On retrouve le fait que l'effort transmis du piston au crâne, à énergie cinétique égale, est corrélé à la masse de la tête. Dans la mesure où cette masse est elle-même corrélée à la largeur de la tête (rho = 0.84, p_value = 0.0002), il est logique de de retrouver un lien statistique entre la largeur de la tête et l'effort transmis. Il serait par ailleurs intéressant de calculer pour chaque simulation le HIC_{15} et de le

confronter aux différents paramètres géométriques, pour évaluer sa sensibilité en particulier vis-à-vis de la masse de la tête.

Une tendance négative a été trouvée entre la longueur du plancher frontal et la pression mesurée dans le 3ème ventricule. En effet, il semble logique que plus la distance du point d'impact à cette cavité ventriculaire est importante, moins la pression mesurée dedans le soit.

Le sinus droit apparaît comme un élément important pour la réponse biomécanique de la tête. Plus sa longueur est importante, plus les pressions dans le 3ème ventricule (rho = 0.87) et dans la fosse postérieure (rho = 0.91) sont importantes. Les sinus, modélisés comme des structures fermées quasiment incompressibles (ν = 0.45), contiennent du sang, modélisés comme des éléments solides incompressibles. Plus le sinus droit est long, plus il contient du sang, susceptible alors de rigidifier sa structure. Dans la modélisation proposée, le 3ème ventricule se situe proche de l'extrémité du sinus droit, au niveau de l'*Apex* tentoriel (la distance de ce point anatomique à la commissure postérieure du 3ème ventricule a été fixée pour tous les modèles). Donc dans notre modélisation proposée, plus le sinus droit est long, plus il est rigide, plus la pression mesurée dans le 3ème ventricule est susceptible d'augmenter. Pour aller plus loin, une modification de la pression veineuse (systole-diastole) entrainerait une modification de la rigidité du sinus, et pourrait alors modifier l'état de contrainte des structures de la tête, en particulier au niveau des zones environnantes. Cette rigidification a été décrite numériquement sur des modèles éléments finis 2D (Bilston 2002; Zhang et al. 2002). Il serait particulièrement intéressant d'évaluer cet aspect en proposant une modélisation de la structure vasculaire cérébrale.

Concernant la fosse postérieure, une première explication pourrait être apportée : plus le sinus droit est long, plus la surface de la tente est importante (ce paramètre géométrique n'a pas été évalué ici). La surface supérieure de la matière cérébrale de la fosse cérébrale est contrainte cinématiquement par la tente du cervelet. Dans le cas du choc de *Nahum*, l'orientation de la tête fait que la tente est inclinée par rapport à la direction de sollicitation. Plus la tente est grande, plus sa déflexion est importante au moment du choc, étirant d'autant les éléments de la fosse postérieure en contact. Ainsi, plus le sinus droit est long, plus la pression (en valeur absolue) dans la fosse postérieure serait grande. Cependant, l'analyse de la pression mesurée (Figure H-7) pour les modes statistiques indique une tendance contraire. En effet, la pression mesurée dans la fosse postérieure est principalement sensible aux niveau du mode 2, pour lequel le niveau supérieur décrit une plus large et plus profonde fosse postérieure que pour le niveau inférieur. La pression mesurée (en valeur absolue) pour premier niveau est plus importante que pour le second. Des travaux plus approfondis doivent donc être entrepris pour expliquer ce comportement.

La contrainte de Von Mises mesurée dans la partie postérieure haute droite de l'encéphale est corrélée négativement à la largeur du crâne (rho = -0.71 p_value = 0.006) et à la hauteur du crâne (rho = -0.63, p_value = 0.01). Ces deux paramètres décrivent plus globalement la taille du domaine étudié. Il semble logique que plus son volume soit important, plus la contrainte de Von Mises moyenne estimée soit faible. Cependant comme évoqué précédemment, ce résultat, et plus généralement tout ceux estimés à partir de la décomposition de *Talairach*, reposent sur le positionnement de la commissure antérieure du 3ème ventricule par rapport au crâne. Cette position n'était pas aisée à obtenir sur les acquisitions scanner ayant servi à reconstruire les surfaces référentes de cavités crâniennes. De futurs travaux devront être réalisés pour

paramétrer plus exactement la position de ce point anatomique par rapport au crâne et assurer une décomposition du bloc cérébral plus reproductible.
L'étude de corrélation a été réalisée à partir de l'analyse géométrique des 6 premiers modes (qui expliquent 85% de la variance). Le modèle moyen et les 12 modèles statistiques associés ont été reconstruits indépendamment les uns des autres, pour les niveaux à ± 3 SD. L'influence d'un couplage modal n'a pas été évalué ici. Il serait intéressant de décomposer les 8 surfaces crâniennes personnalisées dans la base des modes propres calculées pour pouvoir, d'une part les classer dans la base des modes propres des variations morphologiques et d'autre pouvoir expliquer plus en détail les réponses biomécaniques obtenues.

Dans le cas du choc de *Hardy*, la morphologie du corps calleux dans l'incisure falcorielle et la hauteur de cette incisure modifient sa réponse mécanique. Plus le corps calleux est proche du bord libre de la faux, moins la contrainte de Von Mises associée est importante. A l'inverse, plus le bord libre de la faux est grand, plus la contrainte de Von Mises du corps calleux est importante. Au chapitre (4. b. Etude de l'inter-variabilité anatomique de la faux du cerveau et de la tente du cervelet), l'hypothèse selon laquelle, plus les ouvertures de la faux et de la tente sont faibles moins les tissus cérébraux sont lésés, avait été posée. Il semblerait en effet ici que plus le bord libre de la faux est grand, plus les tissus environnants sont contraints. L'ouverture de l'incisure falcorielle et la géométrie du corps calleux apparaissent comme deux paramètres influents pour expliquer l'état mécanique du corps calleux, pour un chaque médio latéral. Dans la mesure où ces deux résultats, bien que statistiquement fortement confirmés, reposent sur 8 valeurs de paramètres seulement, il serait pertinent d'évaluer l'état du corps calleux pour d'autres valeurs de la hauteur du bord libre de la faux et du corps calleux. Enfin, il serait également intéressant d'évaluer ces résultats pour des conditions de contact faux – cerveau différentes, notamment après avoir modélisé l'épaisseur de LCS entre ces deux structures. Concernant la tente du cervelet, l'influence de la taille d'ouverture de son bord libre sur le comportement des tissus cérébraux environnants n'a pas été étudiée ici

7. Conclusion générale

La commotion cérébrale est un traumatisme crânien léger, lui-même fréquemment rapporté dans le cadre de la pratique des sports de contact comme le rugby. Motivées par le besoin de renforcer les systèmes de protections automobiles, des études principalement expérimentales ont d'abord été réalisées pour développer des critères lésionnels prédictifs. Le développement plus récent des méthodes numériques a ensuite permis d'évaluer plus finement les conséquences des mécanismes lésionnels auxquels la tête peut être soumise et de définir de nouveaux critères lésionnels, basés sur l'état mécanique des tissus sollicités. Cependant, la physiopathologie de la commotion cérébrale conserve encore des zones d'ombres. En particulier, l'influence de la variabilité géométrique de la tête sur son comportement biomécanique n'a jamais été pleinement étudiée.

L'objectif de cette thèse est d'évaluer cette variabilité morphologique sur la réponse biomécanique de la tête, soumise à une sollicitation traumatisante. Une revue de littérature a permis de montrer en quoi les modèles éléments finis existants de la tête ne sont pas adaptés pour répondre à cet objectif. En particulier, tous ont été conçus à partir d'une géométrie fixe.

Pour répondre à cette problématique, une étude anatomique des principales structures de la tête (crâne, faux et tente, système ventriculaire et corps calleux) a d'abord été réalisée afin d'analyser et de quantifier leur dimension, mais aussi les variations morphologiques dont elles sont sujettes. Concernant le crâne, une analyse statistique de forme appliquée à la cavité crânienne a été réalisée pour décrire ses principales variations morphologiques, à partir des 6 premiers modes calculés. Concernant la faux du cerveau, les travaux ont permis, entre autre, de poser l'hypothèse selon laquelle, plus l'ouverture de son bord libre était faible moins les tissus cérébraux environnants sont lésés.
Par la suite, la méthode de paramétrage géométrique historiquement développée à l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak a été adaptée et appliquée à la tête et à ses principales structures internes. Cette méthode présente l'intérêt de pouvoir générer automatiquement, à partir d'un nombre réduit de paramètres, des géométries et des maillages personnalisés à partir d'imageries médicales, d'études anatomiques. La méthode a été appliquée au crâne, à l'encéphale, à la faux du cerveau et à la tente du cervelet et aux ventricules cérébraux, pour générer automatiquement leur maillage géométrique. Enrichi de lois de comportement et de propriétés régissant les interfaces entre chaque composant, il est ainsi possible de construire des modèles éléments finis capable de prendre en compte l'inter variabilité morphologique de ces composants, et d'analyser leur influence sur leur réponse biomécanique. Le paramétrage du crâne a été personnalisé à l'anatomie de 8 spécimens reconstruits à partir d'acquisitions CT-scan et à celle des 13 modèles statistiques décris à l'occasion de l'analyse statistique de forme de la cavité crânienne. Soumis à des sollicitations dynamiques issues d'essais expérimentaux référencés (Hardy et al. 2007; Nahum et al. 1977), les modèles éléments finis conçus pendant cette thèse ont permis de démontrer l'importante influence de l'anatomie de la tête sur son comportement mécanique et d'apporter des éléments de compréhension nouveaux sur leur lien causal.

Cette thèse a permis de construire le premier modèle éléments finis à géométrie personnalisable, capable d'intégrer les variations anatomiques de la tête. A court terme, la modélisation développée ici doit être améliorée : concernant le LCS, sa modélisation géométrique devra être améliorée, en particulier en périphérie du crâne, et une approche dédiée à l'étude des

interactions fluide-structure (ALE ou SPH) devra être appliquée pour pouvoir évaluer le risque de cavitation du fluide. Même si toutes les simulations numériques ont pu être entièrement résolue, Le stratégie de maillage devra être améliorée ; générer des maillages en éléments hexa, plus stables et précis que les éléments tétra, dont la numérotation sera fixée par le paramétrage géométrique. Après avoir complexifié les lois de comportements des différents matériaux et confronté les modèles à davantage d'études expérimentales (Hardy et al. 2001; Trosseille et al. 1992), des travaux devront être réalisés pour modéliser des structures jamais prises en compte dans un modèle éléments finis de la tête, comme la structure vasculaire cérébrale.

Ces perspectives d'améliorations prises en compte, le modèle développé au cours de cette thèse peut être utilisé pour améliorer la compréhension des mécanismes lésionnels dont la tête peut être soumise, et en particulier, identifier des morphologies à risque, par exemple pour la pratique du rugby, chez l'adulte, mais aussi chez l'enfant.

Enfin, dans une perspective plus lointaine, il pourrait être intégré au modèle musculo-squelettique du rachis cervical développé à l'IBGHC afin d'évaluer les risques lésionnels couplés du système {tête-cou}.

Références

Van Den Abbeele, Maxim. 2018. ‘La Modélisation Musculo-Squelettique Personnalisée Du Rachis Cervical’. *Http://Www.Theses.Fr*. Retrieved 16 April 2019 (http://www.theses.fr/s141682).

Adams, J. H., D. I. Graham, and T. A. Gennarelli. 1981. ‘Acceleration Induced Head Injury in the Monkey. II. Neuropathology’. Pp. 26–28 in. Springer, Berlin, Heidelberg. Retrieved 3 October 2017 (http://www.springerlink.com/index/10.1007/978-3-642-81553-9_8).

Adeloye, Adelola, Kenneth R. Kattan, and Frederic N. Silverman. 1975. ‘Thickness of the Normal Skull in the American Blacks and Whites’. *American Journal of Physical Anthropology* 43(1):23–30. Retrieved 3 October 2019 (http://doi.wiley.com/10.1002/ajpa.1330430105).

Adler, David E. and Thomas H. Milhorat. 2002. ‘The Tentorial Notch: Anatomical Variation, Morphometric Analysis, and Classification in 100 Human Autopsy Cases’. *Journal of Neurosurgery* 96(6):1103–12. Retrieved 13 August 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12066913).

Anon. n.d. ‘Chapitre 6: La Circulation Du Sang - Site de Cours de Collège et Lycée En SVT’. Retrieved 24 September 2019a (https://clercsvt.jimdo.com/ancien-progamme-college/cinquieme/6-circulation-du-sang/).

Anon. n.d. ‘Définition, Anatomie et Caractéristiques Du Corps Calleux - Psychoweb’. Retrieved 25 September 2019b (http://www.psychoweb.fr/articles/neuropsychologie/529-definition-anatomie-et-caracteristiques-du-corps-ca.html).

Association for the Advancement of Automotive Medicine., Haynes A. and Lissner H. R. 1961. *Annual Proceedings*. National Center for Biotechnology Information. Retrieved 6 July 2019 (https://www.safetylit.org/citations/index.php?fuseaction=citations.viewdetails&citationIds[]=citjournalarticle_97696_12).

Baumgartner, Daniel and Rémy Willinger. 2005. ‘Numerical Modeling of the Human Head under Impact: New Injury Mechanisms and Tolerance Limits’. Pp. 195–203 in *IUTAM Symposium on Impact Biomechanics: From Fundamental Insights to Applications*. Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag. Retrieved 22 October 2019 (http://link.springer.com/10.1007/1-4020-3796-1_20).

Béguin, Priscille et al. 2019. ‘Une Nouvelle Approche de Modélisation 3D : Smoothed Particle Hydrodynamics (SPH) - Recherche Google’. Retrieved 27 September 2019 (https://www.google.com/search?client=firefox-b-d&q=Une+nouvelle+approche+de+modélisation+3D+%3A+Smoothed+Particle+Hydrodynamics+%28SPH%29).

Belingardi, G., … G. Chiandussi-Proc. 19th International, and undefined 2005 ‘Development and Validation of a New Finite Element Model of Human Head’. *Researchgate.Net*. Retrieved 23 September 2019 (https://www.researchgate.net/profile/G_Chiandussi/publication/242584256_DEVELOPMENT_AND_VALIDATION_OF_A_NEW_FINITE_ELEMENT_MODEL_OF_HUMAN_HEAD/links/0a85e530897989891900000/DEVELOPMENT-AND-VALIDATION-OF-A-NEW-FINITE-ELEMENT-MODEL-OF-HUMAN-HEAD.pdf).

Bellora, Val, Ryan Krauss, Martin Lambrecht, Lambert Van Poolen, and Paul Thoma. 2001. ‘Method for Improving the Energy Absorbing Characteristics of Automobile Components’. Retrieved 1 July 2019 (https://patents.google.com/patent/US6907391B2/en).

Benedict, J. V., E. H. Harris, and D. U. von Rosenberg. 1970. 'An Analytical Investigation of the Cavitation Hypothesis of Brain Damage'. *Journal of Basic Engineering* 92(3):597. Retrieved 11 October 2019 (http://fluidsengineering.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1435466).

Berar, Maxime, Michel Desvignes, Gérard Bailly, and Yohan Payan. 2006. 'Statistical Skull Models from 3D X-Ray Images'. Retrieved 24 September 2019 (https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00108507).

Bilston, Lynne E. 2002. 'The Effect of Perfusion on Soft Tissue Mechanical Properties: A Computational Model'. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 5(4):283–90. Retrieved 27 September 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12186707).

Bourdet, N., C. Deck, V. Tinard, and R. Willinger. 2012. 'Behaviour of Helmets during Head Impact in Real Accident Cases of Motorcyclists'. *International Journal of Crashworthiness* 17(1):51–61. Retrieved 22 October 2019 (http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/13588265.2011.625676).

Brix, Maiken K. et al. 2017. 'The Evans' Index Revisited: New Cut-off Levels for Use in Radiological Assessment of Ventricular Enlargement in the Elderly'. *European Journal of Radiology* 95:28–32. Retrieved 24 September 2019 (https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0720048X17302978).

Brockmann, Carolin, Sandra C. Kunze, Peter Schmiedek, Christoph Groden, and Johann Scharf. 2012. 'Variations of the Superior Sagittal Sinus and Bridging Veins in Human Dissections and Computed Tomography Venography'. *Clinical Imaging* 36(2):85–89. Retrieved 13 August 2019 (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0899707111001008?via%3Dihub).

Broglio, Steven P. et al. 2010. 'Biomechanical Properties of Concussions in High School Football.' *Medicine and Science in Sports and Exercise* 42(11):2064–71. Retrieved 25 September 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20351593).

Burdi, A. R., D. F. Huelke, R. G. Snyder, and G. H. Lowrey. 1969. 'Infants and Children in the Adult World of Automobile Safety Design: Pediatric and Anatomical Considerations for Design of Child Restraints'. *Journal of Biomechanics* 2(3):267–80. Retrieved 2 August 2019 (https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/0021929069900839).

Cantu, Robert C. and Frederick O. Mueller. 2003. 'Brain Injury-Related Fatalities in American Football, 1945–1999'. *Neurosurgery* 52(4):846–53. Retrieved 25 September 2019 (https://academic.oup.com/neurosurgery/article/52/4/846/2734026).

Carolineberry, A. and R. J. Berry. 1967. 'Epigenetic Variation in the Human Cranium.' *Journal of Anatomy* 101(Pt 2):361–79. Retrieved 24 September 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4227311).

Chafi, M. Sotudeh, V. Dirisala, G. Karami, and M. Ziejewski. 2009. 'A Finite Element Method Parametric Study of the Dynamic Response of the Human Brain with Different Cerebrospinal Fluid Constitutive Properties'. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 223(8):1003–19. Retrieved 23 September 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20092097).

Charles, R. H. 1892. 'Contributions to the Craniology and Craniometry of Panjab Tribes.' *Journal of Anatomy and Physiology* 27(Pt 1):5–20. Retrieved 24 September 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17232012).

Chason, J. L. and E. S. Gurdjian. 1958. 'Alterations in Cell Structure of the Brain Associated with Experimental Concussion'. *Journal of Neurosurgery*. Retrieved 6 July 2019 (https://thejns.org/view/journals/j-neurosurg/15/2/article-p135.xml).

Chiron, M., B. Ndiaye, and B. Thelot. 2004. *Description et Gravité Des Lésions*

Traumatiques Selon Les Classifications AIS 1998 et IIS 1994. Retrieved 16 October 2019 (https://www.santepubliquefrance.fr/docs/description-et-gravite-des-lesions-traumatiques-selon-les-classifications-ais-1998-et-iis-1994.-traduit-de-l-anglais-the-abbreviated-injury-scale).

CIVIL, IAN D. and C. WILLIAM SCHWAB. 1988. 'The Abbreviated Injury Scale, 1985 Revision: A Condensed Chart For Clinical Use'. *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care* 28(1):87–90. Retrieved 1 July 2019 (https://insights.ovid.com/crossref?an=00005373-198801000-00012).

Claes, Peter, Dirk Vandermeulen, Sven De Greef, and Paul Suetens. 2006. 'Craniofacial Reconstruction Using a Combined Statistical Model of Face Shape and Soft Tissue Depths: Methodology and Validation'. *Forensic Science International* 159:S147–58. Retrieved 24 September 2019 (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0379073806000880#fig3).

Corsellis, J. A. N. 1958. 'INDIVIDUAL VARIATION IN THE SIZE OF THE TENTORIAL OPENING'. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* 21(4):279–83. Retrieved 13 August 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13611569).

COURVILLE, CYRIL B. 1942. 'COUP-CONTRECOUP MECHANISM OF CRANIOCEREBRAL INJURIES'. *Archives of Surgery* 45(1):19. Retrieved 1 July 2019 (http://archsurg.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/archsurg.1942.01220010022002).

Crutzen, Yanick, Romain Boman, Luc Papeleux, and Jean-Philippe Ponthot. 2015. 'Simulations Lagrangienne et Arbitraire Lagrangienne Eulérienne Du Procédé de Profilage'. Retrieved 27 September 2019 (https://orbi.uliege.be/handle/2268/203469).

Danckaers, Femke et al. 2018. 'A Combined Statistical Shape Model of the Scalp and Skull of the Human Head'. Pp. 538–48 in. Retrieved 13 August 2019 (http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-60591-3_49).

DeCarli, C., J. Maisog, … DGM Murphy-Journal of computer, and Undefined 1992. 1992. 'Method for Quantification of Brain, Ventricular, and Subarachnoid CSF Volumes from MR Images'. *Researchgate.Net*. Retrieved 6 July 2019 (https://www.researchgate.net/profile/Declan_Murphy6/publication/21610752_Method_for_Quantification_of_Brain_Ventricular_and_Subarachnoid_CSF_Volumes_from_MR_Images/links/5a5490ef0f7e9bbc105a6127/Method-for-Quantification-of-Brain-Ventricular-and-Subarachn).

Deck, C. and R. Willinger. 2008. 'Improved Head Injury Criteria Based on Head FE Model'. *International Journal of Crashworthiness* 13(6):667–78. Retrieved 3 October 2017 (http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/13588260802411523).

Decq, P. et al. 2011. 'Rugby Professionnel et Traumatismes CrâNiens (Commotions Cérébrales) : Recommandations Pour Leur Prise En Charge En France'. *Journal de Traumatologie Du Sport* 28(4):227–42. Retrieved 6 September 2017 (http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0762915X11001069).

Drew, Laura B. and William E. Drew. 2004. 'The Contrecoup–Coup Phenomenon: A New Understanding of the Mechanism of Closed Head Injury'. *Neurocritical Care* 1(3):385–90. Retrieved 1 July 2019 (http://link.springer.com/10.1385/NCC:1:3:385).

Ezell, Lauren. 2013. 'Timeline: The NFL's Concussion Crisis | League of Denial: The NFL's Concussion Crisis | FRONTLINE | PBS'. Retrieved 2 August 2019 (https://www.pbs.org/wgbh/pages/frontline/sports/league-of-denial/timeline-the-nfls-concussion-crisis/).

Fernandes, Fábio A. O., Dmitri Tchepel, Ricardo J. Alves de Sousa, and Mariusz Ptak. 2018. 'Development and Validation of a New Finite Element Human Head Model'. *Engineering Computations* 35(1):477–96. Retrieved 26 September 2019

(http://www.emeraldinsight.com/doi/10.1108/EC-09-2016-0321).
Finnie, J. W. et al. 2012. 'Neuropathological Changes in a Lamb Model of Non-Accidental Head Injury (the Shaken Baby Syndrome)'. *Journal of Clinical Neuroscience* 19(8):1159–64. Retrieved 5 October 2017 (http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0967586812001014).
Forbes, Jonathan A., Ahmed J. Awad, Scott Zuckerman, Kevin Carr, and Joseph S. Cheng. 2012. 'Association between Biomechanical Parameters and Concussion in Helmeted Collisions in American Football: A Review of the Literature'. *Neurosurgical Focus* 33(6):E10. Retrieved 25 September 2019 (https://thejns.org/view/journals/neurosurg-focus/33/6/article-pE10.xml).
Forman, Jason L. et al. 2015. 'The Tolerance of the Human Body to Automobile Collision Impact – a Systematic Review of Injury Biomechanics Research, 1990–2009'. *Accident Analysis & Prevention* 80:7–17. Retrieved 1 August 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25846230).
François, PM., B. Sandoz, S. Laporte, and P. Decq. 2017. 'Intra Cranial Volume Quantification from 3D Reconstruction Based on CT-Scan Data'. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 20(sup1):81–82. Retrieved 14 December 2017 (https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10255842.2017.1382870).
Gabler, Lee F., Jeff R. Crandall, and Matthew B. Panzer. 2016. 'Assessment of Kinematic Brain Injury Metrics for Predicting Strain Responses in Diverse Automotive Impact Conditions'. *Annals of Biomedical Engineering* 44(12):3705–18.
Gabler, Lee F., Jeff R. Crandall, and Matthew B. Panzer. 2018. 'Development of a Metric for Predicting Brain Strain Responses Using Head Kinematics'. *Annals of Biomedical Engineering* 46(7):972–85.
Gadd, Charles W. 1966. 'Use of a Wieghted-Impulse Criterion for Estimateing Injury Hazard'. Retrieved 3 October 2017 (http://www.snell-helmets.net/docs/articles/hic/Gadd_1966_Weighted-Impulse_Criterion_for_Estimating_Injury_H.pdf).
Galligioni, F., R. Bernardi, and S. Mingrino. 1969. 'Anatomic Variation of the Height of the Falx Cerebri. Its Relationship to Displacement of the Anterior Cerebral Artery in Frontal Space-Occupying Lesions.' *The American Journal of Roentgenology, Radium Therapy, and Nuclear Medicine* 106(2):273–78. Retrieved 13 August 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5789494).
Galligioni, F., R. Bernardi, and S. Mingrino. 1969. 'Anatomic Variation of the Height of the Falx Cerebri. Its Relationship to Displacement of the Anterior Cerebral Artery in Frontal Space-Occupying Lesions'. *The American Journal of Roentgenology, Radium Therapy, and Nuclear Medicine* 106(2):273–78.
Gardner, A., E. A. Shores, and J. Batchelor. 2010. 'Reduced Processing Speed in Rugby Union Players Reporting Three or More Previous Concussions'. *Archives of Clinical Neuropsychology* 25(3):174–81. Retrieved 2 August 2019 (https://academic.oup.com/acn/article-lookup/doi/10.1093/arclin/acq007).
Gault, D.; Brunelle, F.; Renier, D.; Marchac, D. 1992. 'The Calculation of Intracranial Volume Using CT Scans'. *Child's Nervous System*.
Gennarelli, H. R. Champion, W. J. Sacco, W. S. Copes, and W. M. Alves. 1989. 'Mortality of Patients with Head Injury and Extracranial Injury Treated in Trauma Centers.' *The Journal of Trauma* 29(9):1193-201; discussion 1201-2. Retrieved 1 August 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2769804).
Gennarelli, T. A., J. H. Adams, and D. I. Graham. 1981. 'Acceleration Induced Head Injury in the Monkey. I. The Model, Its Mechanical and Physiological Correlates'. Pp. 23–25 in. Springer, Berlin, Heidelberg. Retrieved 1 July 2019

(http://www.springerlink.com/index/10.1007/978-3-642-81553-9_7).
Gennarelli, Thomas A., Jacob M. Abel, Hume Adams, and David Graham. 1979. 'Differential Tolerance of Frontal and Temporal Lobes to Contusion Induced by Angular Acceleration'. *SAE Transactions* 88:3503–14. Retrieved 11 October 2019 (https://www.jstor.org/stable/44648344).
Giordano, Chiara, Stefano Zappalà, and Svein Kleiven. 2017. 'Anisotropic Finite Element Models for Brain Injury Prediction: The Sensitivity of Axonal Strain to White Matter Tract Inter-Subject Variability'. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 16(4):1269–93. Retrieved 26 September 2019 (http://link.springer.com/10.1007/s10237-017-0887-5).
Goldberg, Elkhonon et al. 2013. 'Hemispheric Asymmetries of Cortical Volume in the Human Brain'. *Cortex* 49(1):200–210. Retrieved 27 April 2018 (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010945211002863?via%3Dihub#bib50).
Goldsmith, W. 1981. 'Current Controversies in the Stipulation of Head Injury Criteria'. *Journal of Biomechanics* 14(12):883–84. Retrieved 1 July 2019 (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021929081900166?via%3Dihub).
Green, Michael A., Lynne E. Bilston, and Ralph Sinkus. 2008. '*In Vivo* Brain Viscoelastic Properties Measured by Magnetic Resonance Elastography'. *NMR in Biomedicine* 21(7):755–64. Retrieved 1 July 2019 (http://doi.wiley.com/10.1002/nbm.1254).
Gross, Arthur G. 1958. 'A New Theory on the Dynamics of Brain Concussion and Brain Injury'. *Journal of Neurosurgery* 15(5):548–61. Retrieved 1 July 2019 (https://thejns.org/view/journals/j-neurosurg/15/5/article-p548.xml).
GURDJIAN, E. S., V. L. ROBERTS, and L. M. THOMAS. 1966. 'TOLERANCE CURVES OF ACCELERATION AND INTRACRANIAL PRESSURE AND PROTECTIVE INDEX IN EXPERIMENTAL HEAD INJURY'. *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care* 6(5):600–604. Retrieved 3 October 2017 (http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00005373-196609000-00005).
Guskiewicz, Kevin M. et al. 2005. 'Association between Recurrent Concussion and Late-Life Cognitive Impairment in Retired Professional Football Players'. *Neurosurgery* 57(4):719–26. Retrieved 3 October 2017 (https://academic.oup.com/neurosurgery/article/2744516/Association).
Guskiewicz, Kevin M. et al. 2003. 'Cumulative Effects Associated With Recurrent Concussion in Collegiate Football Players'. *JAMA* 290(19):2549. Retrieved 25 September 2019 (http://jama.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/jama.290.19.2549).
Guskiewicz, Kevin M., Nancy L. Weaver, Darin A. Padua, and William E. Garrett. 2000. 'Epidemiology of Concussion in Collegiate and High School Football Players'. *The American Journal of Sports Medicine* 28(5):643–50. Retrieved 25 September 2019 (http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/03635465000280050401).
Hahna, H. K., M. G. Lentschigb, M. Deimlingc, B. Terweyb, and H. O. Peitgena. 2001. 'MRI Based Volumetry of Intra-and Extracerebral CSF Spaces'. Retrieved 24 September 2019 (https://www.semanticscholar.org/paper/MRI-Based-Volumetry-of-Intra-and-Extracerebral-CSF-Hahna-Lentschigb/3ea2cd4137ef8ac5cc95e8bb258817cbaaacfa10).
Haojie, Mao, Zhang Liying, Binjui Jiang, and Yang King. 2013. 'Development of a Finite Element Human Head Model Partially Validated With Thirty Five Experimental Cases'. *Journal of Biomechanical Engineering*.
Hardy, C. H. and P. V. Marcal. 1973. 'Elastic Analysis of a Skull'. *Journal of Applied Mechanics* 40(4):838. Retrieved 15 July 2019

(http://appliedmechanics.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1401222).

Hardy, Warren N. et al. 2007. ‘A Study of the Response of the Human Cadaver Head to Impact.’ *Stapp Car Crash Journal* 51:17–80. Retrieved 23 September 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18278591).

Hardy, Warren N. et al. 2001. ‘Investigation of Head Injury Mechanisms Using Neutral Density Technology and High-Speed Biplanar X-Ray’. Retrieved 8 July 2019 (https://www.sae.org/content/2001-22-0016/).

Hasboun, Dominique et al. 2016. ‘Évaluation Du Volume Cérébral : Reproductibilité et Précision d ’ Une Technique 3D IRM’. c:43–56.

Hauser, Peter et al. 1989. ‘Corpus Callosum Dimensions Measured by Magnetic Resonance Imaging in Bipolar Affective Disorder and Schizophrenia’. *Biological Psychiatry* 26(7):659–68. Retrieved 24 September 2019 (https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/0006322389901005).

Hideki, Ishitobi. 2007. ‘Automobile Hood’. Retrieved 1 July 2019 (https://patents.google.com/patent/US7810877B2/en).

Hinton-Bayre, A. D., G. Geffen, and P. Friis. 2004. ‘Presentation and Mechanisms of Concussion in Professional Rugby League Football.’ *Journal of Science and Medicine in Sport* 7(3):400–404. Retrieved 25 September 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15518305).

Ho, Johnson, Zhou Zhou, Xiaogai Li, and Svein Kleiven. 2017. ‘The Peculiar Properties of the Falx and Tentorium in Brain Injury Biomechanics’. *Journal of Biomechanics* 60:243–47. Retrieved 13 August 2019 (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929017303202).

Hodgson, V. R. and L. M. Patrick. 1968. ‘Dynamic Response of the Human Cadaver Head Compared to a Simple Mathematical Model’. Retrieved 6 July 2019 (https://www.sae.org/content/680784/).

Hodgson, V. R. and L. M. Thomas. 1972. ‘Effect of Long-Duration Impact on Head’. Retrieved 1 July 2019 (https://www.sae.org/content/720956/).

Hopes, P. D. and B. P. CHINN. 1989. ‘HELMETS: A NEW LOOK AT DESIGN AND POSSIBLE PROTECTION. PROCEEDINGS OF THE 1989 INTERNATIONAL IRCOBI CONFERENCE ON THE BIOMECHANICS OF IMPACTS, HELD IN STOCKHOLM, 13-15 SEPTEMBER 1989’. *Publication of: IRCOBI-Secretariat*. Retrieved 3 October 2017 (https://trid.trb.org/view.aspx?id=316310).

Horgan, T. J. and M. D. Gilchrist. 2003. ‘The Creation of Three-Dimensional Finite Element Models for Simulating Head Impact Biomechanics’. *International Journal of Crashworthiness* 8(4):353–66. Retrieved 23 September 2019 (http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1533/ijcr.2003.0243).

Hori, H., G. Moretti, A. Rebora, and F. Crovato. 1972. ‘The Thickness of Human Scalp: Normal and Bald.’ *The Journal of Investigative Dermatology*.

HOSEY and R. 1982. ‘A Homeomorphic Finite Element Model of the Human Head and Neck’. *Finite Elements in Biomechanics*. Retrieved 15 July 2019 (https://ci.nii.ac.jp/naid/10015639804/).

HUGHES, C. D. and J. P. STAPP. 1956. ‘Effects of Mechanical Force on Living Tissues. II. Supersonic Deceleration and Windblast.’ *The Journal of Aviation Medicine* 27(5):407–13. Retrieved 18 June 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13366880).

Hume, Patria A. et al. 2017. ‘A Comparison of Cognitive Function in Former Rugby Union Players Compared with Former Non-Contact-Sport Players and the Impact of Concussion History’. *Sports Medicine* 47(6):1209–20. Retrieved 25 September 2019 (http://link.springer.com/10.1007/s40279-016-0608-8).

Hunter Shelden, C. and R. .. Prudenz. 1943. ‘The Lucite Calvarium—A Method for Direct Observation of the Brain’. *Journal of Neurosurgery*. Retrieved 23 September 2019 (https://thejns.org/view/journals/j-neurosurg/1/1/article-p67.xml).

Hutchinson, John, Mark J. Kaiser, and Hamid M. Lankarani. 1998. ‘The Head Injury Criterion (HIC) Functional’. *Applied Mathematics and Computation* 96(1):1–16. Retrieved 1 July 2019 (https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0096300397101060).

Iverson, Grant L., Michael Gaetz, Mark R. Lovell, and Michael W. Collins. 2004. ‘Cumulative Effects of Concussion in Amateur Athletes’. *Brain Injury* 18(5):433–43. Retrieved 25 September 2019 (http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/02699050310001617352).

Jäncke, Lutz, Gottfried Schlaug, Yanxiong Huang, and Helmuth Steinmetz. 1994. ‘Asymmetry of the Planum Parietale’. *NeuroReport* 5(9):1161–63. Retrieved 27 April 2018 (https://insights.ovid.com/crossref?an=00001756-199405000-00035).

Ji, Songbai et al. 2011. ‘Automated Subject-Specific, Hexahedral Mesh Generation via Image Registration.’ *Finite Elements in Analysis and Design : The International Journal of Applied Finite Elements and Computer Aided Engineering* 47(10):1178–85. Retrieved 26 September 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21731153).

Ji, Songbai et al. 2015. ‘Group-Wise Evaluation and Comparison of White Matter Fiber Strain and Maximum Principal Strain in Sports-Related Concussion.’ *Journal of Neurotrauma* 32(7):441–54. Retrieved 19 October 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24735430).

Kaster, T., I. Sack, and A. Samani. 2011. ‘Measurement of the Hyperelastic Properties of Ex Vivo Brain Tissue Slices’. *Journal of Biomechanics* 44(6):1158–63. Retrieved 1 July 2019 (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929011000492#f0020).

Kemp, Simon P. T., Zoë Hudson, John H. M. Brooks, and Colin W. Fuller. 2008. ‘The Epidemiology of Head Injuries in English Professional Rugby Union’. *Clinical Journal of Sport Medicine* 18(3):227–34. Retrieved 2 August 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18469563).

Kenner, V. H. and W. Goldsmith. 1972. ‘Dynamic Loading of a Fluid-Filled Spherical Shell’. *International Journal of Mechanical Sciences* 14(9):557–68. Retrieved 15 July 2019 (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0020740372900562).

Ketoff, S. et al. 2017. ‘Zygomatic Bone Shape in Intentional Cranial Deformations: A Model for the Study of the Interactions between Skull Growth and Facial Morphology’. *Journal of Anatomy* 230(4):524–31. Retrieved 14 May 2018 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28032345).

Khalil, Tawfik B. and Robert P. Hubbard. 1977. ‘Parametric Study of Head Response by Finite Element Modeling’. *Journal of Biomechanics* 10(2):119–32. Retrieved 15 July 2019 (https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/0021929077900756).

Kimpara, Hideyuki and Masami Iwamoto. 2012. ‘Mild Traumatic Brain Injury Predictors Based on Angular Accelerations during Impacts’. *Annals of Biomedical Engineering* 40(1):114–26.

King, Albert I. et al. 2003. ‘Is Head Injury Caused by Linear or Angular Acceleration’. *PROCEEDINGS OF THE IRCOBI CONFERENCE*. Retrieved 3 October 2017 (http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/summary?doi=10.1.1.325.6560).

King, Doug, Patria A. Hume, Matt Brughelli, and Conor Gissane. 2015. ‘Instrumented Mouthguard Acceleration Analyses for Head Impacts in Amateur Rugby Union Players Over a Season of Matches’. *The American Journal of Sports Medicine* 43(3):614–24. Retrieved 25 September 2019 (http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0363546514560876).

Kleiven Svein. 2002. *Correlation of an FE Model of the Human Head with Local Brain Motion: Consequences for Injury Prediction*. Society of Automotive Engineers. Retrieved 3 October 2017 (http://www.diva-portal.org/smash/record.jsf?pid=diva2%3A315193&dswid=Cookieconsent).

Kleiven, Svein. 2007. 'Predictors for Traumatic Brain Injuries Evaluated through Accident Reconstructions'. Retrieved 21 July 2019 (https://www.sae.org/content/2007-22-0003/).

Kleiven, Svein and Hans Von Holst. 2002. 'Consequences of Head Size Following Trauma to the Human Head'. *Journal of Biomechanics* 35(2):153–60.

Kramer, F. and H. Appel. 1990. 'Evaluation of Protection Criteria on the Basis of Statistical Biomechanics'. Retrieved 1 July 2019 (https://trid.trb.org/view/1175120).

Kretschmann, H. J., A. Schleicher, J. F. Grottschreiber, and W. Kullmann. 1979. 'The Yakovlev Collection. A Pilot Study of Its Suitability for the Morphometric Documentation of the Human Brain.' *Journal of the Neurological Sciences* 43(1):111–26. Retrieved 23 January 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/521824).

Kuo, Calvin et al. 2017. 'Video Assessment of Head Impact Exposure in American Football'. *BioRxiv* 235432. Retrieved 25 September 2019 (https://www.biorxiv.org/content/10.1101/235432v1.full).

Lafazanos, Spyros et al. 2015. 'Evaluating the Importance of the Tentorial Angle in the Paramedian Supracerebellar-Transtentorial Approach for Selective Amygdalohippocampectomy'. *World Neurosurgery* 83(5):836–41. Retrieved 13 August 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25576307).

Lamers, M. J., W. M. Klein, and B. Góraj. 2010. 'ECR 2010 / C-2729 / Normal Values of Ventricular Volume and Cerebrospinal Fluid (CSF) Circulation in Healthy Subjects - EPOS™'. Retrieved 24 September 2019 (https://posterng.netkey.at/esr/viewing/index.php?module=viewing_poster&task=viewsection&pi=102719&ti=319150&si=1012&searchkey=#poster).

Laurent, Cédric P., Erwan Jolivet, Jerome Hodel, Philippe Decq, and Wafa Skalli. 2011. 'New Method for 3D Reconstruction of the Human Cranial Vault from CT-Scan Data'. *Medical Engineering & Physics* 33(10):1270–75. Retrieved 10 October 2017 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21764623).

Lavaste, Francois, Wafa Skalli, Stéphane Robin, Raymond Roy-Camille, and Christian Mazel. 1992. 'Three-Dimensional Geometrical and Mechanical Modelling of the Lumbar Spine'. *Journal of Biomechanics* 25(10):1153–64. Retrieved 23 October 2019 (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021929092900718?via%3Dihub).

Laville, A., S. Laporte, and W. Skalli. 2009. 'Parametric and Subject-Specific Finite Element Modelling of the Lower Cervical Spine. Influence of Geometrical Parameters on the Motion Patterns'. *Journal of Biomechanics* 42(10):1409–15. Retrieved 16 October 2019 (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929009002073).

Laville, Aurélien. 2010. 'Modélisation Géométrique et Mécanique Du Complexe Musculo-Squelettique Du Rachis Cervical Sous Facteur de Charge'. Retrieved 3 October 2017 (https://pastel.archives-ouvertes.fr/pastel-00553250/).

Levy, Michael L., Burak M. Ozgur, Cherisse Berry, Henry E. Aryan, and Michael L. J. Apuzzo. 2004. 'Birth and Evolution of the Football Helmet'. *Neurosurgery* 55(3):656–62. Retrieved 25 September 2019 (https://academic.oup.com/neurosurgery/article/2736079/Birth).

Li, Kui et al. 2015. 'Biomechanical Behavior of Brain Injury Caused by Sticks Using Finite Element Model and Hybrid-III Testing'. *Chinese Journal of Traumatology* 18(2):65–73. Retrieved 25 October 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26511296).

Mackay, Murray. 2007. 'The Increasing Importance of the Biomechanics of Impact Trauma'. *Sadhana* 32(4):397–408. Retrieved 1 July 2019

(http://link.springer.com/10.1007/s12046-007-0031-9).
Mao, Haojie et al. 2013. 'Development of a Finite Element Human Head Model Partially Validated With Thirty Five Experimental Cases'. *Journal of Biomechanical Engineering* 135(11). Retrieved 26 September 2019 (https://asmedigitalcollection.asme.org/biomechanical/article/doi/10.1115/1.4025101/370929/Development-of-a-Finite-Element-Human-Head-Model).
Marjoux, Daniel, Daniel Baumgartner, Caroline Deck, and Rémy Willinger. 2008. 'Head Injury Prediction Capability of the HIC , HIP , SIMon and ULP Criteria'. *Accident Analysis and Prevention* 40:1135–48. Retrieved 3 October 2017 (https://www.researchgate.net/profile/Daniel_Baumgartner/publication/5299474_Head_injury_prediction_capability_of_the_HIC_HIP_SIMon_and_ULP_criteria/links/09e4150eace51780b7000000/Head-injury-prediction-capability-of-the-HIC-HIP-SIMon-and-ULP-criteria.pdf).
Maurel, N., F. Lavaste, and W. Skalli. 1997. 'A Three-Dimensional Parameterized Finite Element Model of the Lower Cervical Spine, Study of the Influence of the Posterior Articular Facets'. *Journal of Biomechanics* 30(9):921–31. Retrieved 18 September 2019 (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929097000560).
McINTOSH, ANDREW S., PAUL McCRORY, and and JOHN COMERFORD. 2000. 'The Dynamics of Concussive Head Impacts in Rugby and Australian Rules Football'. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32(12):1980–84. Retrieved 19 October 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11128839).
Merdassi, A. et al. n.d. 'AGENESIE DU CORPS CALLEUX: APPORT DE L'IMAGERIE - Ppt Video Online Télécharger'. Retrieved 10 January 2020 (https://slideplayer.fr/slide/3339969/).
Miller, Ted R. 1995. *Databook on Nonfatal Injury : Incidence, Costs, and Consequences*. Urban Institute Press. Retrieved 1 August 2019 (https://books.google.fr/books?hl=fr&lr=&id=W4d0-cVx4RwC&oi=fnd&pg=PA4&dq=databook+of+nonfatal+injury&ots=xtHIt64tne&sig=5Vf5GCa8YPaEJ97fz_vxPoKW6rg#v=onepage&q=databook of nonfatal injury&f=false).
Ministère des sports. 2018. *Données Détaillées 2018 - Le Site Du Ministère Des Sports*. Retrieved 25 September 2019 (http://www.sports.gouv.fr/organisation/publication-chiffres-cles/Statistiques/Donnees-detaillees/article/Donnees-detaillees-2018).
Miwa, Tomoru, Nakamasa Hayashi, Shunro Endo, and Takayuki Ohira. 2015. 'Neuroendoscopic Biopsy and the Treatment of Tumor-Associated Hydrocephalus of the Ventricular and Paraventricular Region in Pediatric Patients: A Nationwide Study in Japan'. *Neurosurgical Review* 38(4):693–704. Retrieved 11 April 2017 (http://link.springer.com/10.1007/s10143-015-0629-z).
Moerman, Kevin M. 2018. 'GIBBON: The Geometry and Image-Based Bioengineering Add-On Software • Review • Repository • Archive'. Retrieved 3 October 2019 (https://doi.org/10.21105/joss.00506).
Monaghan, J. J. 1992. 'Smoothed Particle Hydrodynamics'. *Annual Review of Astronomy and Astrophysics* 30(1):543–74. Retrieved 27 September 2019 (http://www.annualreviews.org/doi/10.1146/annurev.aa.30.090192.002551).
Monea, Aida Georgeta et al. 2014. 'The Relation between Mechanical Impact Parameters and Most Frequent Bicycle Related Head Injuries'. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 33:3–15. Retrieved 1 July 2019 (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S175161611300218X).
Morant, G. M. 1929. 'A Contribution to Basque Craniometry'. *Biometrika* 21(1/4):67. Retrieved 24 September 2019 (https://www.jstor.org/stable/2332552?origin=crossref).

Nagata, Shun-Ichi, Koichi Uchimura, Wataru Hirakawa, and Jun-Ichi Kuratsu. 2001. 'Method for Quantitatively Evaluating the Lateralization of Linguistic Function Using Functional MR Imaging'. *AJNR Am J Neuroradiol* 22:985–91. Retrieved 27 April 2018 (http://www.ajnr.org/content/ajnr/22/5/985.full.pdf).

Nahum, Alan M. and Randall W. Smith. 1976. 'An Experimental Model for Closed Head Impact Injury'. Retrieved 24 July 2019 (https://www.sae.org/content/760825/).

Nahum, Alan M., Randall Smith, and Carley C. Ward. 1977. 'Intracranial Pressure Dynamics During Head Impact'. Retrieved 3 October 2017 (http://papers.sae.org/770922/).

Nasrallah, Henry A. et al. 1986. 'A Controlled Magnetic Resonance Imaging Study of Corpus Callosum Thickness in Schizophrenia'. *Biological Psychiatry* 21(3):274–82. Retrieved 24 September 2019 (https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/000632238690048X).

Newman, James A. 1986. 'A GEHERALIZED ACCELERATION MODEL FOR BRAIN INJURY THRESHOLD (GAMBIT)'. Retrieved 3 October 2017 (http://www.ircobi.org/wordpress/downloads/irc1986/pdf_files/1986_9.pdf).

Newman, James A. and Nicholas Shewchenko. 2000. 'A Proposed New Biomechanical Head Injury Assessment Function - the Maximum Power Index'. Retrieved 1 July 2019 (https://www.sae.org/content/2000-01-SC16/).

Nusholtz, Guy S., Paula Lux, Patricia Kaiker, and Miles A. Janicki. 1984. 'Head Impact Response—Skull Deformation and Angular Accelerations'. Retrieved 11 October 2019 (https://www.sae.org/content/841657/).

Omalu, Bennet I. et al. 2005. 'Chronic Traumatic Encephalopathy in a National Football League Player'. *Neurosurgery* 57(1):128–34. Retrieved 2 August 2019 (https://academic.oup.com/neurosurgery/article/57/1/128/2743944).

Ono, Michio, Makiko Ono, Albert L. Rhoton Jr, and Margaret Barry. 1984. 'Microsurgical Anatomy of the Region of the Tentorial Incisura'. *Journal of Neurosurgery* 60(2):365–399.

Pearson, Karl and Adelaide G. Davin. 1924. 'On the Biometric Constants of the Human Skull'. *Biometrika* 16(3/4):328. Retrieved 24 September 2019 (https://www.jstor.org/stable/2331712?origin=crossref).

Peden, M. et al. 2004. *World Report on Road Traffic Injury Prevention*.

Pellman, Elliot J., David C. Viano, Andrew M. Tucker, Ira R. Casson, and Joe F. Waeckerle. 2003. 'Concussion in Professional Football: Reconstruction of Game Impacts and Injuries'. *Neurosurgery* 53(4):799–814. Retrieved 25 September 2019 (https://academic.oup.com/neurosurgery/article/53/4/799/2739956).

Peterson, Frederick. 1895. 'CRANIOMETRY AND CEPHALOMETRY IN RELATION TO IDIOCY AND IMBECILITY'. *American Journal of Psychiatry* 52(1):73–89. Retrieved 24 September 2019 (http://psychiatryonline.org/doi/abs/10.1176/ajp.52.1.73).

Prange, Michael T. and Susan S. Margulies. 2002. 'Regional, Directional, and Age-Dependent Properties of the Brain Undergoing Large Deformation'. *Journal of Biomechanical Engineering* 124(2):244–52. Retrieved 27 September 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12002135).

Prasad, Priya and Roger P. Daniel. 1984. 'A Biomechanical Analysis of Head, Neck, and Torso Injuries to Child Surrogates Due to Sudden Torso Acceleration'. Retrieved 11 October 2019 (https://www.sae.org/content/841656/).

Raoul Perrot. 2005. 'Manuel Pratique de Morphologie et Morphométrie Du CrâNe et Du Post-CrâNe.' Retrieved (http://www.laboratoiredanthropologieanatomiqueetdepaleopathologiedelyon.fr/Cours ANTHROPOBIOLOGIE.pdf).

Raz, Naftali et al. 1987. 'Relationship Between Cognitive and Morphological Asymmetry in

Dementia of the Alzheimer Type: A CT Scan Study'. *International Journal of Neuroscience* 35(3–4):225–32. Retrieved 14 January 2019 (http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/00207458708987131).

Rehder, Roberta, Edward Yang, and Alan R. Cohen. 2016. 'Variation of the Slope of the Tentorium during Childhood'. *Child's Nervous System* 32(3):441–50. Retrieved 13 August 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26362679).

Rifai, Hilmi, Isabelle Bloch, Seth Hutchinson, Joe Wiart, and Line Garnero. 2000. 'Segmentation of the Skull in MRI Volumes Using Deformable Model and Taking the Partial Volume Effect into Account'. *Medical Image Analysis* 4(3):219–33. Retrieved 14 May 2018 (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1361841500000165?via%3Dihub).

Rohatgi, Ankit. 2019. 'WebPlotDigitizer'. Retrieved (https://automeris.io/WebPlotDigitizer).

Rosset, Antoine, Luca Spadola, and Osman Ratib. 2004. 'OsiriX: An Open-Source Software for Navigating in Multidimensional DICOM Images'. *Journal of Digital Imaging* 17(3):205–16. Retrieved 7 October 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15534753).

Rowson, Steven and Stefan M. Duma. 2013. 'Brain Injury Prediction: Assessing the Combined Probability of Concussion Using Linear and Rotational Head Acceleration'. *Annals of Biomedical Engineering* 41(5):873–82.

Ruan, J. S., T. Khalil, and A. I. King. 1994. 'Dynamic Response of the Human Head to Impact by Three-Dimensional Finite Element Analysis'. *Journal of Biomechanical Engineering* 116(1):44–50. Retrieved 19 October 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8189713).

Ruan, J. S., T. Khalil, and A. I. King. 1991. 'Human Head Dynamic Response to Side Impact by Finite Element Modeling'. *Journal of Biomechanical Engineering* 113(3):276–83. Retrieved 18 October 2019 (https://asmedigitalcollection.asme.org/biomechanical/article/113/3/276/397278/Human-Head-Dynamic-Response-to-Side-Impact-by).

Sahoo, Debasis, Caroline Deck, and Rémy Willinger. 2014. 'Development and Validation of an Advanced Anisotropic Visco-Hyperelastic Human Brain FE Model.' *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 33:24–42. Retrieved 3 October 2017 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24063789).

Sahoo, Debasis, Caroline Deck, Narayan Yoganandan, and Rémy Willinger. 2015. 'Influence of Head Mass on Temporo-Parietal Skull Impact Using Finite Element Modeling'. *Medical and Biological Engineering and Computing* 53(9):869–78.

Sandoz, B. et al. 2012. '*In Vivo* Biomechanical Response of Ovine Heads to Shaken Baby Syndrome Events'. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 15(sup1):293–94. Retrieved 5 October 2017 (http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10255842.2012.713640).

Sayhan, Salih, Mustafa Guvencer, Ercan Ozer, and Mehmet Nuri Arda. 2012. 'Morphometric Evaluation of Parasagittal Venous Anatomy for Intracranial Approaches: A Cadaveric Study'. *Turkish Neurosurgery* 22(5):540–46. Retrieved 13 August 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23015329).

Shatsky, Stanley A., Delbert E. Evans, Frederick Miller, and Albert N. Martins. 1974. 'High-Speed Angiography of Experimental Head Injury'. *Journal of Neurosurgery* 41(5):523–30. Retrieved 23 September 2019 (https://thejns.org/view/journals/j-neurosurg/41/5/article-p523.xml).

SHIRAMIZU, Hideki et al. 2008. 'Mechanism of Injury to the Corpus Callosum, With Particular Reference to the Anatomical Relationship Between Site of Injury and Adjacent Brain Structures'. *Neurologia Medico-Chirurgica* 48(1):1–7. Retrieved 25

September 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18219185).
Shively, Sharon, Ann I. Scher, Daniel P. Perl, and Ramon Diaz-Arrastia. 2012. 'Dementia Resulting From Traumatic Brain Injury'. *Archives of Neurology* 69(10):1245–51. Retrieved 1 August 2019 (http://archneur.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/archneurol.2011.3747).
Shugar, T. A. 1975. 'Transient Structural Response of the Linear Skull-Brain System'. Retrieved 15 July 2019 (https://www.sae.org/content/751161/).
Shuttleworth-Edwards, Ann B., Ian Smith, and Sarah E. Radloff. 2008. 'Neurocognitive Vulnerability amongst University Rugby Players versus Noncontact Sport Controls'. *Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology* 30(8):870–84. Retrieved 2 August 2019 (https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/13803390701846914).
Smith, Martin. 2008. 'Monitoring Intracranial Pressure in Traumatic Brain Injury'. *Anesthesia & Analgesia* 106(1):240–48. Retrieved 6 July 2019 (https://insights.ovid.com/crossref?an=00000539-200801000-00042).
STAPP, J. P. 1955. 'Effects of Mechanical Force on Living Tissues. I. Abrupt Deceleration and Windblast.' *The Journal of Aviation Medicine* 26(4):268–88. Retrieved 18 June 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13242509).
STAPP, J. P. 1951. 'Human Tolerance to Deceleration; Summary of 166 Runs.' *The Journal of Aviation Medicine* 22(1):42–5; passim. Retrieved 18 June 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14803421).
Sunderland, Sydney. 1958. 'The Tentorial Notch and Complications Produced by Herniations of the Brain through That Aperture'. *British Journal of Surgery* 45(193):422–38. Retrieved 13 August 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13536343).
Syed, Hasan R. and Walter C. Jean. 2018. 'A Novel Method to Measure the Tentorial Angle and the Implications on Surgeries of the Pineal Region'. *World Neurosurgery* 111:e213–20. Retrieved 13 August 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29258947).
Takhounts, Erik G. et al. 2008a. 'Investigation of Traumatic Brain Injuries Using the Next Generation of Simulated Injury Monitor (SIMon) Finite Element Head Model'.
Takhounts, Erik G. et al. 2008b. 'Investigation of Traumatic Brain Injuries Using the Next Generation of Simulated Injury Monitor (SIMon) Finite Element Head Model'. Retrieved 10 October 2019 (https://www.sae.org/content/2008-22-0001/).
Takhounts, Erik G. et al. 2003. 'On the Development of the SIMon Finite Element Head Model.' *Stapp Car Crash Journal* 47:107–33. Retrieved 26 September 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17096247).
Takhounts, Erik G., Matthew J. Craig, Kevin Moorhouse, Joe McFadden, and Vikas Hasija. 2013. 'Development of Brain Injury Criteria (BrIC).' *Stapp Car Crash Journal* 57:243–66.
Talairach, J. (Jean) and Pierre. Tournoux. 1988. *Co-Planar Stereotaxic Atlas of the Human Brain : 3-Dimensional Proportional System : An Approach to Cerebral Imaging*. G. Thieme. Retrieved 9 October 2019 (https://books.google.fr/books/about/Co_planar_Stereotaxic_Atlas_of_the_Human.html?id=ssEbmvfcJT8C&redir_esc=y).
Taubin, G. 2000. 'Geometric Signal Processing on Polygonal Meshes'. Retrieved 20 April 2017 (http://www.research.ibm.com/people/t/taubin).
Tibbo, P., P. Nopoulos, S. Arndt, and N. C. Andreasen. 1998. 'Corpus Callosum Shape and Size in Male Patients with Schizophrenia.' *Biological Psychiatry* 44(6):405–12. Retrieved 24 September 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9777169).
Tinard, V., C. Deck, and R. Willinger. 2012. 'Modelling and Validation of Motorcyclist Helmet with Composite Shell'. *International Journal of Crashworthiness* 17(2):209–15. Retrieved 22 October 2019

(http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/13588265.2011.648465).
Toga, Arthur W. and Paul M. Thompson. 2003. 'Mapping Brain Asymmetry'. *Nature Reviews Neuroscience* 4(1):37–48. Retrieved 27 April 2018 (http://www.nature.com/doifinder/10.1038/nrn1009).
Toma, Milan and Paul D. H. Nguyen. 2018. 'Fluid–structure Interaction Analysis of Cerebrospinal Fluid with a Comprehensive Head Model Subject to a Rapid Acceleration and Deceleration'. *Brain Injury* 32(12):1576–84. Retrieved 23 September 2019 (https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/02699052.2018.1502470).
Trosseille, X., C. Tarriére, F. Lavaste, F. Guillon, and A. Domont. 1992. 'Development of a F.E.M. of the Human Head According to a Specific Test Protocol'. Retrieved 3 October 2017 (http://papers.sae.org/922527/).
Uylings, Harry B. M., Annelise M. Jacobsen, Karl Zilles, and Katrin Amunts. 2006. 'Left-Right Asymmetry in Volume and Number of Neurons in Adult Broca's Area'. *Cortex* 42(4):652–58. Retrieved 27 April 2018 (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010945208704015?via%3Dihub).
Versace, John. 1971. 'A Review of the Severity Index'. Retrieved 3 October 2017 (http://papers.sae.org/710881/).
Wang, Fang et al. 2017. 'Computation of Brain Deformations Due to Violent Impact: Quantitative Analysis of the Importance of the Choice of Boundary Conditions and Brain Tissue Constitutive Model'. Pp. 159–73 in *Computational Biomechanics for Medicine*. Cham: Springer International Publishing. Retrieved 15 October 2019 (http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-54481-6_14).
Wardlaw, Andrew and Jack Goeller. 2010. 'Cavitation as a Possible Traumatic Brain Injury (TBI) Damage Mechanism'. Pp. 34–37 in. Springer, Berlin, Heidelberg. Retrieved 3 October 2017 (http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-14998-6_9).
Wilberger, Jack E. 1993. 'Minor Head Injuries in American Football'. *Sports Medicine* 15(5):338–43. Retrieved 2 August 2019 (http://link.springer.com/10.2165/00007256-199315050-00005).
Williams, R. W. and K. Herrup. 1988. 'The Control of Neuron Number'. *Annual Review of Neuroscience* 11(1):423–53. Retrieved 30 June 2019 (http://www.annualreviews.org/doi/10.1146/annurev.ne.11.030188.002231).
Willinger, R. and D. Baumgartner. 2003a. 'Human Head Tolerance Limits to Specific Injury Mechanisms'. *International Journal of Crashworthiness* 8(6):605–17. Retrieved 23 September 2019 (http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1533/ijcr.2003.0264).
Willinger, R. and D. Baumgartner. 2003b. 'Human Head Tolerance Limits to Specific Injury Mechanisms'. *International Journal of Crashworthiness* 8(6):605–17. Retrieved 5 April 2017 (http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1533/ijcr.2003.0264).
Willinger, Remy, Ho-Sung Kang, and Baye Diaw. 1999. 'Three-Dimensional Human Head Finite-Element Model Validation Against Two Experimental Impacts'. *Annals of Biomedical Engineering* 27(3):403–10. Retrieved 3 October 2017 (http://link.springer.com/10.1114/1.165).
World health organization. 2010. *ICD - ICD-10-CM - International Classification of Diseases, Tenth Revision, Clinical Modification*. Retrieved 2 August 2019 (https://www.cdc.gov/nchs/icd/icd10cm.htm).
Yanaoka, Toshiyuki, Yasuhiro Dokko, and Yukou Takahashi. 2015. 'Investigation on an Injury Criterion Related to Traumatic Brain Injury Primarily Induced by Head Rotation'. in *SAE Technical Papers*, vol. 2015–April. SAE International.
Yang, King H. and Albert I. King. 2004. 'Liying Zhang* A Proposed Injury Threshold for Mild Traumatic Brain Injury'. Retrieved 3 October 2017 (https://www.triaxtec.com/sports/wp-content/uploads/2013/08/A-Proposed-Injury-

Threshold-for-Mild-Traumatic-Brain-Injury.pdf).
Ying, Chen and Martin Ostoja-Starzewski. 2010. 'MRI-Based Finite Element Modeling of Head Trauma: Spherically Focusing Shear Waves'. *Acta Mechanica*. Retrieved (https://www.researchgate.net/publication/227310308_MRI-based_finite_element_modeling_of_head_trauma_Spherically_focusing_shear_waves).
Yushkevich, Paul A., Yang Yang Gao, and Guido Gerig. 2016. 'ITK-SNAP: An Interactive Tool for Semi-Automatic Segmentation of Multi-Modality Biomedical Images.' *Conference Proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference* 2016:3342–45. Retrieved 7 October 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28269019).
Zhang, Liying et al. 2002. 'Computational Study of the Contribution of the Vasculature on the Dynamic Response of the Brain.' *Stapp Car Crash Journal* 46:145–64. Retrieved 27 September 2019 (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17096223).
Zhang Liying. 2001. 'Recent Advances in Brain Injury Research: A New Human Head Model Development and Validation'. Retrieved 3 October 2017 (https://www.researchgate.net/profile/Liying_Zhang2/publication/6369949_Recent_Advances_in_Brain_Injury_Research_A_New_Human_Head_Model_Development_and_Validation/links/54297ca30cf26120b7b7fef7.pdf).
Zhou, Zhou, Xiaogai Li, and Svein Kleiven. 2019. 'Fluid–structure Interaction Simulation of the Brain–skull Interface for Acute Subdural Haematoma Prediction'. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 18(1):155–73. Retrieved 23 September 2019 (http://link.springer.com/10.1007/s10237-018-1074-z).

Annexe A : L'atlas de Talairach

L'Atlas de Talairach, développé par les médecins Jean Talairach et Pierre Tournoux (Talairach and Tournoux 1988), permet de construire un système de coordonnées permettant de repérer la position de n'importe quel point du cerveau humain, indépendamment de sa forme ou de sa taille et de repérer les différentes structures cérébrales.

Trois points anatomiques de référence sont nécessaires à la construction de ce repère : la commissure antérieure du 3ème ventricule, la commissure postérieure du 3ème ventricule et le point inter hémisphérique. Ces trois points définissent le plan médio-sagittal du repère. L'axe Y est définie par le segment [AC – PC] orienté de l'arrière vers l'avant, le vecteur normal au plan sagittal défini l'axe Z et l'axe X correspond au vecteur orthogonal aux deux autres passant par AC et orienté de la gauche vers la droite. Une mise à l'échelle de ces axes est nécessaire pour assurer la mise en place du repère :

- Les coordonnées de la commissure postérieure sont fixées à [0,-23,0].
- Le point le plus antérieur du cerveau doit avoir comme coordonnée Y = 70.
- Le point le plus postérieur du cerveau doit avoir comme coordonnée Y = -102.
- Le point le plus latéral droite doit avoir comme coordonnée X = 68.
- Le point le plus latérale gauche doit avoir comme coordonnée X = -68.
- Le point le plus haut du cerveau doit avoir comme coordonnée Z = 74.
- Le point le plus bas du cerveau doit avoir comme coordonnée Z = -42.

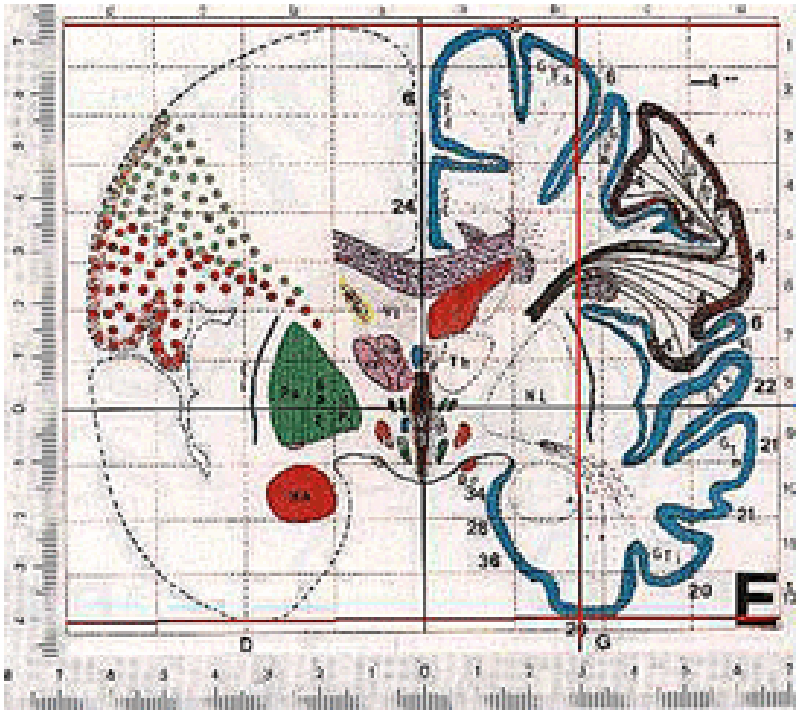


Figure A-1. Illustration d'un coupe frontale des hémisphères gauche et droite du cerveau positionné dans le repère de Talairach, d'après (Talairach and Tournoux 1988)

Annexe B : Approches SPH et ALE pour l'interaction fluide structure

a. Approche SPH (Smoothed Particules Hydrodynamics)

Initialement développée pour simuler des phénomènes en astrophysique (Monaghan 1992), la modélisation SPH est une méthode de résolution des équations de Navier-Stokes pour laquelle l'approche eulérienne, usuelle pour les problèmes hydrodynamiques, est remplacée par une approche lagrangienne. Le domaine étudié est ainsi discrétisé en un ensemble de particules réparties sur tout son volume et permet ainsi de résoudre des problèmes à grands déplacements et à grandes déformations (Béguin et al. 2019).
Cette méthode sans maillage est particulièrement adaptée pour étudier des phénomènes dynamiques, d'écoulement ou d'impact et facilite la mise en place de l'interaction fluide structure. En revanche, le coût numérique pour la résolution de tels problèmes peut s'avérer d'autant plus élevé que le nombre de particules est important et que leur cinématique est importante.

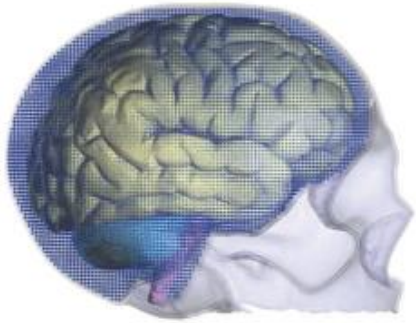


Figure B-1. Modélisation SPH du LCS, d'après (Toma and Nguyen 2018)

b. Approche ALE (Arbitrary Lagrangian Eulerian)

Comme pour la méthode SPH, elle est particulièrement adaptée aux problèmes à grands déplacements et grandes déformations. Le principe de la méthode ALE est de découpler le mouvement du maillage de celui la matière (Crutzen et al. 2015). Ainsi, si les frontières du domaine, i.e. de la matière modélisée, est contraint à suivre les interfaces et les conditions limites du problème, le maillage peut évoluer indépendamment afin d'optimiser la forme de ses éléments.
Cette méthode est particulièrement adaptée pour la modélisation d'emboutissage ou laminage de pièces, l'étude de l'interaction entre un fluide et une structure et plus généralement pour les problèmes de couplage multi-physique.

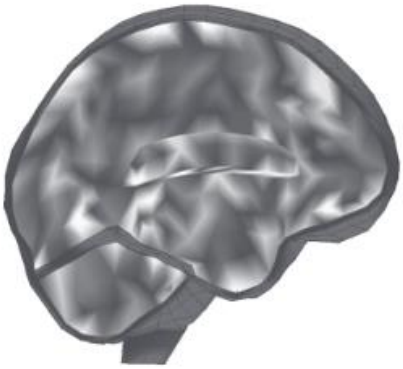


Figure B-2. Modélisation ALE du LCS, d'après (Willinger and Baumgartner 2003b)

Annexe C : Extraction de la géométrie intra crânienne

Tableau C-1. Base de données anthropologiques et résolution des acquisitions CT-scan des spécimens utilisés pour la reconstruction des cavités crâniennes. Toutes les informations n'étaient pas disponibles.

Specimen	Sexe	Age (années)	Poids (kg)	Taille (cm)	CT-scan resolution (mm)
1	M	62	53	163	[0.5469;0.5469;1.00]
2	F	60	55	146	[0.4883;0.4883;0.75]
3	F	43	60	152	[0.5762;0.5762;0.75]
4	F	53	75	174	[0.4883;0.4883;0.75]
5	M	59	85	177	[0.4883;0.4883;0.75]
6	F	66	55.5	166	[0.4883;0.4883;0.75]
7	M	48	63	170	[0.4883;0.4883;0.75]
8	M	41	84	175	[0.5254;0.5254;0.75]
9	M	59	75	178	[0.4883;0.4883;0.75]
10	M	61	52	157	[0.5781;0.5781;0.75]
11	-	60	-	-	[0.4746;0.4746;0.75]
12	M	58	61	164	[0.4395;0.4395;0.75]
13	M	56	69	175	[0.4883;0.4883;0.75]
14	M	50	-	-	[0.5664;0.5664;0.75]
15	M	49	-	-	[0.5762;0.5762;0.75]
16	M	38	49	166	[0.5527;0.5527;0.75]
17	M	57	-	-	[0.6191;0.6191;0.75]
18	F	82	-	-	[0.4883;0.4883;0.75]
19	F	49	-	-	[0.5742;0.5742;0.75]
20	M	71	-	-	[0.5332;0.5332;0.75]
21	M	-	32	162	[0.5547;0.5547;0.75]
22	-	-	-	-	[0.5684;0.5684;0.75]
23	-	-	-	-	[0.4883;0.4883;0.75]
24	-	-	-	-	[0.4961;0.4961;0.75]
25	-	-	-	-	[0.5137;0.5137;0.75]
26	-	-	-	-	[0.4941;0.4941;0.75]
27	F	84	-	-	[0.5254;0.5254;0.75]
28	M	65	-	-	[0.5430;0.5430;0.75]
29	M	65	-	-	[0.4883;0.4883;0.75]
30	F	74	-	-	[0.4648;0.4648;0.75]
31	F	74	-	-	[0.4883;0.4883;0.75]
32	M	48	-	-	[0.5039;0.5039;0.75]
33	M	69	-	-	[0.4883;0.4883;0.75]
34	F	69	-	-	[0.4883;0.4883;0.75]
35	-	-	-	-	[0.4883;0.4883;0.75]
36	M	55	-	-	[0.4883;0.4883;0.75]
37	-	69	75	163	[0.4863;0.4863;0.75]
38	M	69	53	-	[0.4883;0.4883;0.75]
39	M	70	59	-	[0.4883;0.4883;0.75]
40	M	47	54	-	[0.4883;0.4883;0.75]

Annexe D : Comparaison qualitative des surfaces hémisphériques crâniennes

La symétrie « anatomique » des surfaces des deux hémisphères crâniens a également été évaluée afin d'apporter des éléments d'informations sur la répartition de cette asymétrie. Un repère lié au plan de la faux a d'abord été créé à partir du repère inertiel calculé :

- **Origine** : Barycentre du volume intra crânien projeté sur le plan de la faux.
- **Axe x** : Projection dans le plan de la faux du vecteur inertiel correspondant à l'axe antéro postérieur.
- **Axe y** : la normale au plan de la faux, qui correspond à la direction médio latérale.
- **Axe z** : produit vectoriel normé de l'**Axe x** et de l'**Axe y**.

A partir de ce repère calculé pour chaque spécimen, 8 surfaces ont été extraites de la surface globale de la cavité crânienne (Figure D-1 c - d). Deux étages, supérieur et inférieur, ont été identifiés, pour lesquels la symétrie d'une part des surfaces frontales, gauche et droite, et celle d'autre part des surfaces postérieures, gauche et droite, ont été évaluées.

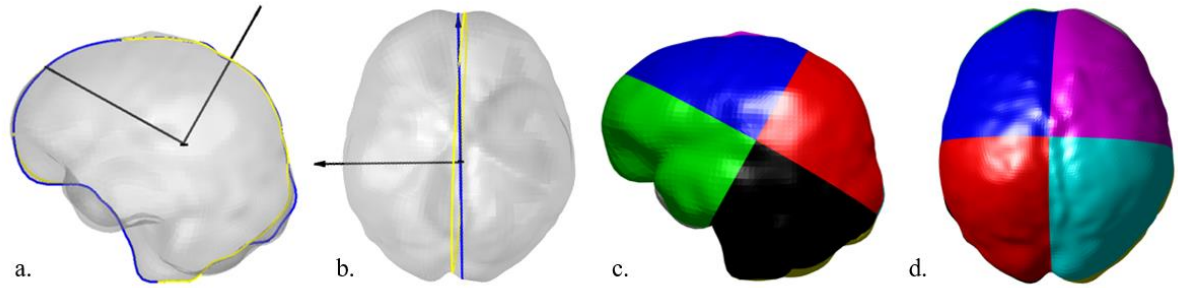


Figure D-1. En vue sagittale (a) et axiale (b) Exemple de la différence entre le plan de la faux (en jaune) et le plan de symétrie de la cavité crânienne (en bleu). En noir, le repère inertiel associé, positionné au centre de gravité de la cavité. En vue sagittale (c) et axiale (d), la surface intra crânienne découpée selon les 8 quadrants du repère faux.

La moyenne des distances signées des nœuds de chaque région « droite » par rapport au symétrique de la partie « gauche » associée a été calculée et le LI a été adapté pour estimer l'asymétrie surfacique de la cavité crânienne (LI_S):

$$LI_S = 100 * \frac{ASG - ASD}{AG} \quad (12)$$

ASG étant l'aire de la surface gauche supérieure à la partie droite, ASD l'aire de la surface droite supérieure à la partie gauche et AG l'aire globale du tronçon étudié. Un LI_S positif indique une prédominance de la partie gauche sur la partie droite, et inversement. Pour s'affranchir des éventuelles incertitudes de reconstruction du basicrâne, l'analyse s'est focalisée sur les surfaces de l'étage supérieur (Figure D-2). Deux formes privilégiées de la cavité crânienne ont été mises en évidence (coefficient de régression linéaire $R^2 = 0.65$). 9 spécimens présentent une asymétrie totalement latérale. Pour les 31 autres, la surface crânienne supérieure présente une asymétrie « diagonale » : si la partie frontale droite prédomine sur la gauche (18 spécimens), la partie postérieure gauche prédomine sur la droite, et inversement (13 spécimens).

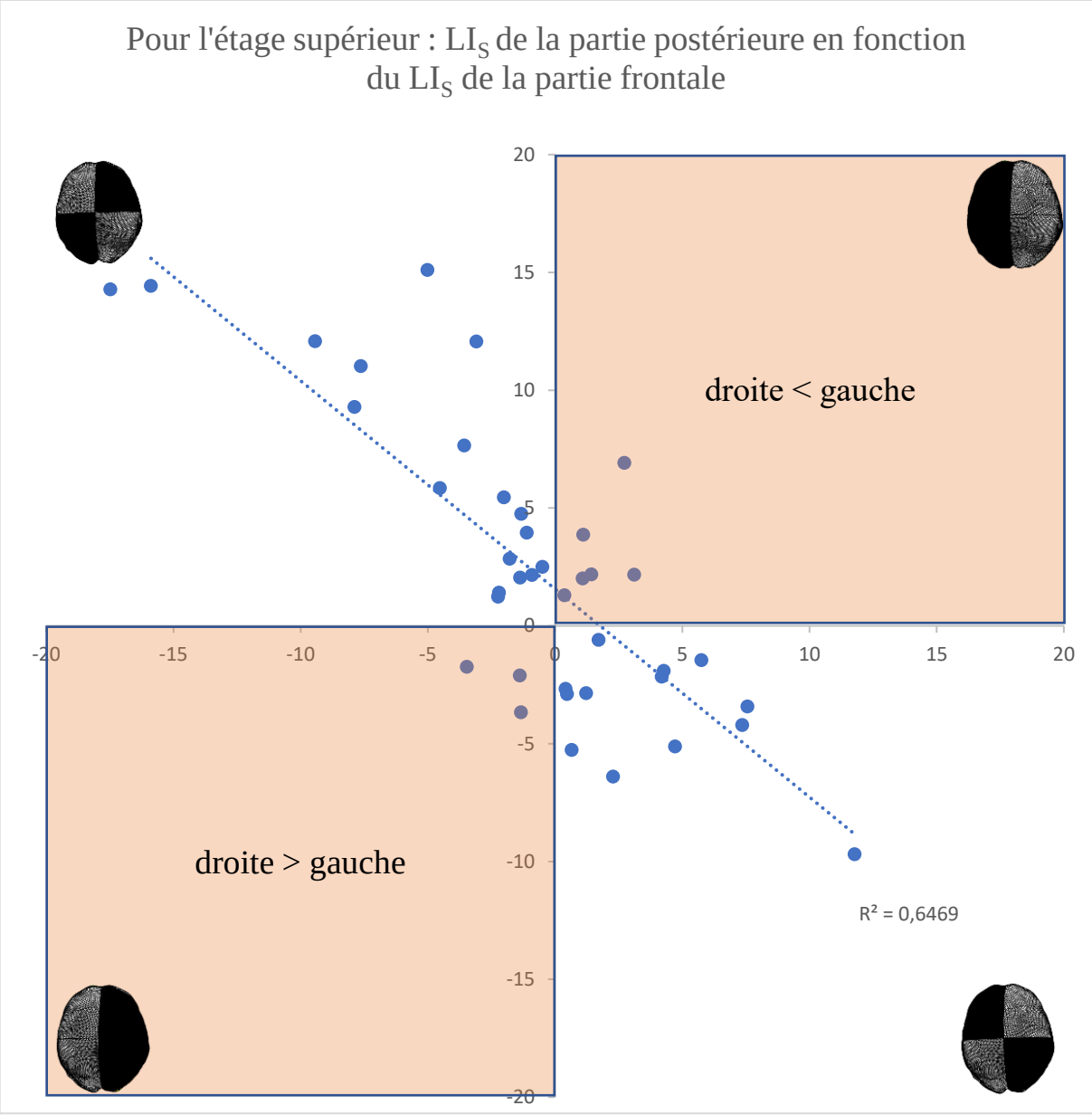


Figure D-2. LIs de la zone postérieure supérieure en fonction du LIs de la zone frontale supérieure. Parmi les 40 surfaces testées, 9 présentent une asymétrie complètement latérale, 18 ont une zone frontale droite prédominante sur la gauche et une zone postérieure gauche prédominante sur la droite et 13 présentent une asymétrie inverse.

Annexe E : Extraction de la géométrie de la faux du cerveau et de la tente du cervelet

Tableau E-1. Résolution des acquisitions scanners.

Résolution CT (mm)	Nombre de sujets
0.416x0.416x1.250	1
0.429x0.429x1.000	1
0.429x0.429x1.250	1
0.430x0.430x1.000	6
0.443x0.443x1.250	1
0.446x0.446x1.000	2
0.447x0.447x1.250	1
0.449x0.449x1.250	1
0.456x0.456x1.000	1
0.460x0.460x1.250	1
0.461x0.461x1.000	1
0.468x0.468x1.000	2
0.472x0.472x1.250	1
0.488x0.488x1.250	15
0.500x0.500x1.250	1
0.531x0.531x1.250	1
0.539x0.539x1.250	1
0.556x0.556x1.250	1
0.576x0.576x1.250	1

Tableau E-1. Résultats de l'étude de reproductibilité sur les coordonnées des points anatomiques de référence et sur les paramètres mesurés pour la faux et la tente.

Etude de reproductibilité (coordonnées points anatomiques)

REPRO (Unités des paramètres)	CGAnt			CGPost			OP			SG			SD			CAG			CAD			AT		
Moyennes des ecarts non signés	0,2	0,4	0,1	0,2	0,4	0,3	0,3	1,2	0,8	0,9	2,7	0,6	0,6	1,5	0,5	0,2	0,4	0,3	0,5	0,3	0,3	0,2	1,2	0,2
RMS des écarts non signés	0,3	0,6	0,2	0,3	0,6	0,6	0,4	1,6	1,0	1,2	3,5	0,9	0,7	1,8	0,7	0,3	0,5	0,3	0,7	0,5	0,4	0,3	1,5	0,3
2RMS (95%)	0,5	1,2	0,5	0,5	1,2	1,1	0,8	3,2	2,0	2,4	7,1	1,8	1,4	**3,6**	1,4	0,6	1,0	0,7	**1,4**	**1,0**	**0,7**	**0,5**	**3,0**	**0,7**
Maximum des écarts non signés	0,5	1,2	0,6	0,6	1,3	1,7	0,9	4,4	2,1	3,2	8,2	2,1	1,5	3,6	1,6	0,6	0,9	0,6	1,6	1,4	0,6	0,6	3,3	1,1

REPRO (%)	CGAnt			CGPost			OP			SG			SD			CAG			CAD			AT		
Moyennes des ecarts non signés	0,2	0,8	0,1	0,2	0,7	0,7	0,3	0,6	0,4	0,5	1,7	0,2	0,8	1,0	-0,3	0,2	0,4	0,9	0,5	0,3	0,9	0,2	0,8	0,4
RMS des écarts non signés	0,2	1,1	0,3	0,2	1,0	1,6	0,4	0,8	1,7	0,7	2,2	1,9	1,0	1,2	1,7	0,3	0,5	1,7	0,6	0,4	1,8	0,2	1,0	1,0
2RMS (95%)	**0,5**	**2,3**	**0,6**	**0,4**	**1,9**	**3,2**	**0,7**	**1,7**	**3,4**	**1,5**	**4,4**	**3,7**	**2,1**	**2,5**	**3,3**	**0,5**	**0,9**	**3,5**	**1,3**	**0,8**	**3,5**	**0,5**	**2,1**	**2,0**
Maximum des écarts non signés	0,5	2,6	0,7	0,5	2,2	5,3	0,8	2,2	2,8	1,9	4,8	4,0	2,3	2,4	1,3	0,5	0,8	5,5	1,4	1,1	5,6	0,5	2,4	3,4

Etude de reproductibilité (paramètres)

REPRO (Unités des paramètres)	FN_Width	N_FreeMargi	FC_Height	FC_Surf	FN_Surf	TN_Length	TN_Width	TC_Width	APFL-APFR	TC_Surf	TC_Surf_l	TC_Surf_r	TC_Notch	TC_LateralIndex	ngle_T_ST_O	ngle_R_ST_O	ngle_T_SD_O	ngle_R_SD_O	ngle_L_SD_O	ngle_T_SD_S	A_tentorial
Moyennes des ecarts non	1,4	2,2	0,8	0,8	0,7	0,6	0,8	1,1	0,9	1,2	1,0	0,7	0,6	1,9	1,6	0,4	1,3	0,5	0,8	1,9	1,2
RMS des écarts non signés	1,7	2,7	1,0	1,1	0,8	0,8	1,1	1,4	1,1	1,7	1,2	0,9	0,7	2,3	2,4	0,6	1,8	0,6	0,9	3,3	1,6
2RMS (95%)	**3,5**	**5,4**	**1,9**	**2,2**	**1,6**	**1,6**	**2,2**	**2,7**	**2,3**	**3,3**	**2,5**	**1,8**	**1,5**	**4,7**	**4,8**	**1,2**	**3,6**	**1,2**	**1,8**	**6,5**	**3,1**
Maximum des écarts non s	3,0	4,5	1,7	2,7	1,5	1,4	3,1	2,4	2,8	3,1	2,5	1,7	1,4	4,7	6,6	1,6	4,1	1,2	1,7	10,2	3,5

REPRO (%)	FN_Width	N_FreeMargi	FC_Height	FC_Surf	FN_Surf	TN_Length	TN_Width	TC_Width	APFL-APFR	TC_Surf	TC_Surf_l	TC_Surf_r	TC_Notch	TC_LateralIndex	ngle_T_ST_O	ngle_R_ST_O	ngle_T_SD_O	ngle_R_SD_O	ngle_L_SD_O	ngle_T_SD_S	A_tentorial
Moyennes des ecarts non	1,5	1,6	2,3	1,4	2,3	2,1	1,4	1,1	4,0	2,0	3,3	2,4	4,7	146,2	19,1	44,2	2,2	24,6	-11,5	4,1	2,3
RMS des écarts non signés	1,9	1,9	2,8	2,1	2,7	2,7	2,0	1,4	4,9	2,7	4,0	3,1	6,0	451,7	35,1	58,8	3,1	30,7	30,4	6,8	3,1
2RMS (95%)	**3,8**	**3,8**	**5,6**	**4,2**	**5,4**	**5,3**	**4,0**	**2,8**	**9,9**	**5,4**	**8,0**	**6,3**	**12,0**	**903,4**	**70,1**	**117,5**	**6,3**	**61,4**	**60,9**	**13,5**	**6,1**
Maximum des écarts non s	3,7	3,1	5,5	5,1	4,7	4,8	5,7	2,4	11,4	4,9	8,2	6,5	12,2	1443,9	105,5	142,7	6,7	58,6	56,7	21,1	7,0

Annexe F : Extraction de la géométrie du corps calleux

Tableau F-1. Résultats de l'étude de reproductibilité sur les coordonnées (mm) des points anatomiques repérés pour le corps calleux.

	Moyenne des écarts non signés			RMS des écarts non signés			2RMS (95%)			Max des écarts non signés		
	/x	/y	/z	/x	/y	/z	/x	/y	/z	/x	/y	/z
AC	0.10	0.30	0.54	0.09	0.18	0.35	0.17	0.35	0.70	0.27	0.55	1.11
PC	0.18	0.38	0.28	0.18	0.18	0.15	0.35	0.36	0.29	0.51	0.59	0.42
AC inf corps	0.12	0.84	0.41	0.04	0.55	0.33	0.08	1.11	0.66	0.19	1.83	0.97
AC sup corps	0.15	0.96	0.47	0.06	0.70	0.48	0.12	1.40	0.96	0.22	2.30	1.39
AC falx	0.16	1.13	0.39	0.07	0.93	0.25	0.14	1.87	0.49	0.23	2.88	0.89
PC inf corps	0.15	0.68	0.65	0.08	0.27	0.36	0.17	0.54	0.73	0.31	1.22	1.11
PC sup corps	0.14	0.87	0.60	0.10	0.44	0.25	0.19	0.88	0.50	0.29	1.74	0.89
PC falx	0.14	0.93	0.68	0.10	0.52	0.30	0.19	1.05	0.61	0.27	1.95	1.11
Ant Falx	0.10	0.34	0.63	0.08	0.19	0.51	0.16	0.37	1.03	0.25	0.64	1.25
Ant corps front	0.09	0.20	0.51	0.06	0.14	0.35	0.12	0.27	0.71	0.15	0.41	0.97
Ant corps back	0.11	0.46	0.44	0.05	0.52	0.33	0.09	1.04	0.66	0.17	1.40	0.83
Ant corps inf	0.10	0.44	0.36	0.07	0.45	0.27	0.14	0.90	0.54	0.21	1.23	0.83
Post corps front	0.15	0.23	0.32	0.15	0.24	0.18	0.30	0.48	0.37	0.39	0.68	0.53
Post corps back	0.17	0.31	0.30	0.17	0.34	0.27	0.35	0.68	0.55	0.46	0.87	0.71
Post corps inf	0.19	0.46	0.40	0.19	0.28	0.22	0.38	0.57	0.44	0.49	0.88	0.83
Ant 1/3 inf	0.08	0.43	0.49	0.04	0.18	0.55	0.08	0.36	1.11	0.14	0.71	1.25
Ant 1/3 sup	0.09	0.60	0.22	0.06	0.33	0.18	0.11	0.65	0.36	0.17	1.13	0.42
Ant 1/3 falx	0.14	0.86	0.21	0.09	0.51	0.27	0.17	1.02	0.55	0.29	1.71	0.69
mid 1/3 inf	0.13	0.76	0.58	0.07	0.59	0.48	0.15	1.18	0.95	0.23	1.88	1.39
mid 1/3 sup	0.12	0.93	0.18	0.06	0.64	0.22	0.12	1.28	0.44	0.20	2.12	0.53
mid 1/3 falx	0.13	1.13	0.59	0.06	0.83	0.16	0.13	1.66	0.33	0.19	2.66	0.83
post 1/3 inf	0.17	0.29	0.39	0.17	0.18	0.33	0.34	0.36	0.66	0.49	0.60	0.83
post 1/3 sup	0.15	0.48	0.62	0.12	0.23	0.33	0.23	0.47	0.66	0.34	0.85	1.11
post 1/3 falx	0.14	0.57	0.66	0.10	0.32	0.16	0.21	0.63	0.32	0.33	1.12	0.83

Tableau F-2. Résultats de l'étude de reproductibilité sur les paramètres descriptifs de la géométrie du corps calleux.

Paramètres	Résultats en unité de paramètres				Résultats en %			
	Moyenne des écarts	RMS	2 RMS (95 %)	Max des écarts	Moyenne des écarts	RMS	2 RMS (95 %)	Max des écarts
Distance AC_PC	0.44	0.36	0.73	1.17	1.55	1.34	2.68	4.29
Longueur corps calleux 1	0.43	0.32	0.63	1.24	0.59	0.42	0.85	1.56
Longueur corps calleux 2	0.66	0.59	1.19	2.17	1.28	1.19	2.38	3.99
Longueur bord libre faux	0.48	0.42	0.84	1.46	0.56	0.50	0.99	1.58
Ratio 1	0.00	0.00	0.01	0.02	0.57	0.56	1.12	2.26
delta longueur	0.45	0.40	0.80	1.67	3.84	3.60	7.20	11.76
hauteur corps calleux ant	0.84	0.79	1.59	2.64	3.18	3.06	6.12	10.62
hauteur bord libre faux ant	0.62	0.58	1.16	1.78	1.59	1.47	2.94	4.51
ratio ant	0.01	0.01	0.02	0.04	1.66	1.62	3.23	6.01
hauteur corps calleux AC	0.78	0.68	1.36	2.73	2.44	2.14	4.28	8.44
hauteur bord libre faux AC	0.79	0.61	1.23	2.33	1.97	1.55	3.09	5.85
ratio AC	0.02	0.02	0.03	0.06	1.91	1.94	3.88	7.56
Hauteur corps calleux mid	0.78	0.68	1.36	2.73	2.44	2.14	4.28	8.44
hauteur_bord_libre_faux_mid	0.79	0.61	1.23	2.33	1.97	1.55	3.09	5.85
ratio_mid	0.01	0.00	0.01	0.02	1.10	0.59	1.19	2.20
hauteur_corps_calleux_PC	0.42	0.32	0.65	1.17	1.43	1.08	2.17	4.04
hauteur bord libre PC	0.43	0.44	0.87	1.62	1.34	1.37	2.74	4.92
ratio_PC	0.01	0.01	0.02	0.03	1.40	1.03	2.05	3.14
hauteur_corps_calleux_post	0.43	0.26	0.52	0.94	1.83	1.14	2.27	3.94
hauteur bord libre faux post	0.39	0.30	0.59	0.95	1.44	1.06	2.12	3.31
ratio_post	0.02	0.01	0.02	0.04	2.01	1.40	2.80	5.08
largeur_corne_ant	0.56	0.63	1.27	2.38	5.33	5.70	11.40	21.26
largeur_corne_post	0.30	0.30	0.60	1.11	2.97	2.80	5.59	10.27

La valeur moyenne des écarts à la moyenne des coordonnées des points acquis est de 0.54 mm, soit inférieur à la résolution des acquisitions. Concernant les paramètres mesurés, tous sauf la mesure de la distance [Ant Falx-Anterior CC], de la hauteur du corps calleux en AC, et des largeurs des cornes antérieure et postérieure ont un 2RMS > 5% (respectivement : 7.2, 6.12, 11.40, 5.59). Ces valeurs de dispersion sont à confronter aux valeurs vraies des mesures moyennes des paramètres (respectivement : 26.64, 31.67, 9.63, 9.42 mm). Ainsi, une dispersion de 11.40 % pour l'erreur de mesure de la corne antérieure correspond à environ 1 voxel d'écart, ce qui est acceptable.

Annexe G : Paramétrage du crâne, des ventricules, du bloc cérébral

Tableau G-1. Liste des points anatomiques utilisés, des primitives géométriques et des paramètres associés pour la construction de la surface du crâne.

Structures	Points anatomiques	Primitives géométriques	Paramètres
Sillon sagittal	*Crista Galli* antérieure	2 Courbes de Bézier	3 points extrêmes (3*3 coordonnées)
	Protubérance occipitale		3 tangentes (3*3 coordonnées)
	Bregma		
Sillon du sinus transverse gauche	Protubérance occipitale	Branche elliptique	grand axe petit axe
	Rocher postérieure gauche		
Sillon du sinus transverse droite	Protubérance occipitale	Branche elliptique	grand axe petit axe
	Rocher postérieure droite		longueur de base
Rocher gauche	Clinoïde antérieur gauche	Segment	longueur
	Rocher postérieure gauche		direction (3 coordonnées)
Rocher droite	Clinoïde antérieur droite	Segment	longueur
	Rocher postérieure droite		direction (3 coordonnées)
Bord antérieur gauche de la face supérieure de la partie orbitaire de l'os frontal	*Crista Galli* antérieure	Branche elliptique	grand axe petit axe
Bord antérieur droitede la face supérieure de la partie orbitaire de l'os frontal	*Crista Galli* antérieure	Branche elliptique	grand axe petit axe
Petite aile gauche du sphénoïde	Clinoïde antérieur gauche	Branche elliptique	grand axe petit axe angle
Petite aile droite du sphénoïde	Clinoïde antérieur droite	Branche elliptique	grand axe petit axe angle
fosse temporale gauche	Clinoïde antérieur gauche	5 branches elliptiques	5 grands axes
	Rocher postérieur gauche		5 petits axes
		5 sigmoïdes	5 paramètres

fosse temporale droite	Clinoïde antérieur droite	5 branches elliptiques	5 demi grands axes
	Rocher postérieur droite		5 demi petits axes
		5 sigmoïdes	5 paramètres
Selle turcique	Clinoïde antérieur droite	Segment	longueur
	Clinoïde antérieur gauche		direction (3 coordonnées)
Foramen magnum	Point antérieur du *Formanen magnum*	3 arcs de cercle	1 point extrême (3 coordonnées)
			3 rayons
			3 centres 3 * 2 coordonnées
			2 longueurs
Partie basillaire de l'os occipital	Clinoïde antérieur droite	2 Segments	longueur
	Clinoïde antérieur gauche		angle
	Point antérieur du *Formanen magnum*		
Sillon sagittal occipital	Protubérance occipitale	Ellipse	demi grand axe demi petit axe
Fosse postérieure gauche		12 Ellipses	12 grands axes
			12 petits axes
Fosse postérieure droite		12 Ellipses	12 grands axes
			12 petits axes
Os frontal gauche	*Crista Galli* antérieure	Carreau de Bézier	-
Os frontal droite	*Crista Galli* antérieure	Carreau de Bézier	-
Os parietal et temporal gauche		Carreau de Bézier	Tangente au niveau du sinus sagittal (3 coordonnées)
		Spline	Tangente au niveau de la jonction avec l'os temporal (3 coordonnées)
Os parietal et temporal droite		Carreau de Bézier	Tangente au niveau du sinus sagittal (3 coordonnées)
		Spline	Tangente au niveau de la jonction avec l'os temporal (3 coordonnées)

Os occipital gauche	Protubérance occipitale	Carreau de Bézier	Tangente au niveau du sinus sagittal (3 coordonnées) Tangente au niveau du sinus transverse (3 coordonnées)
Os occipital gauche	Protubérance occipitale	Carreau de Bézier	Tangente au niveau du sinus sagittal (3 coordonnées) Tangente au niveau du sinus transverse (3 coordonnées)

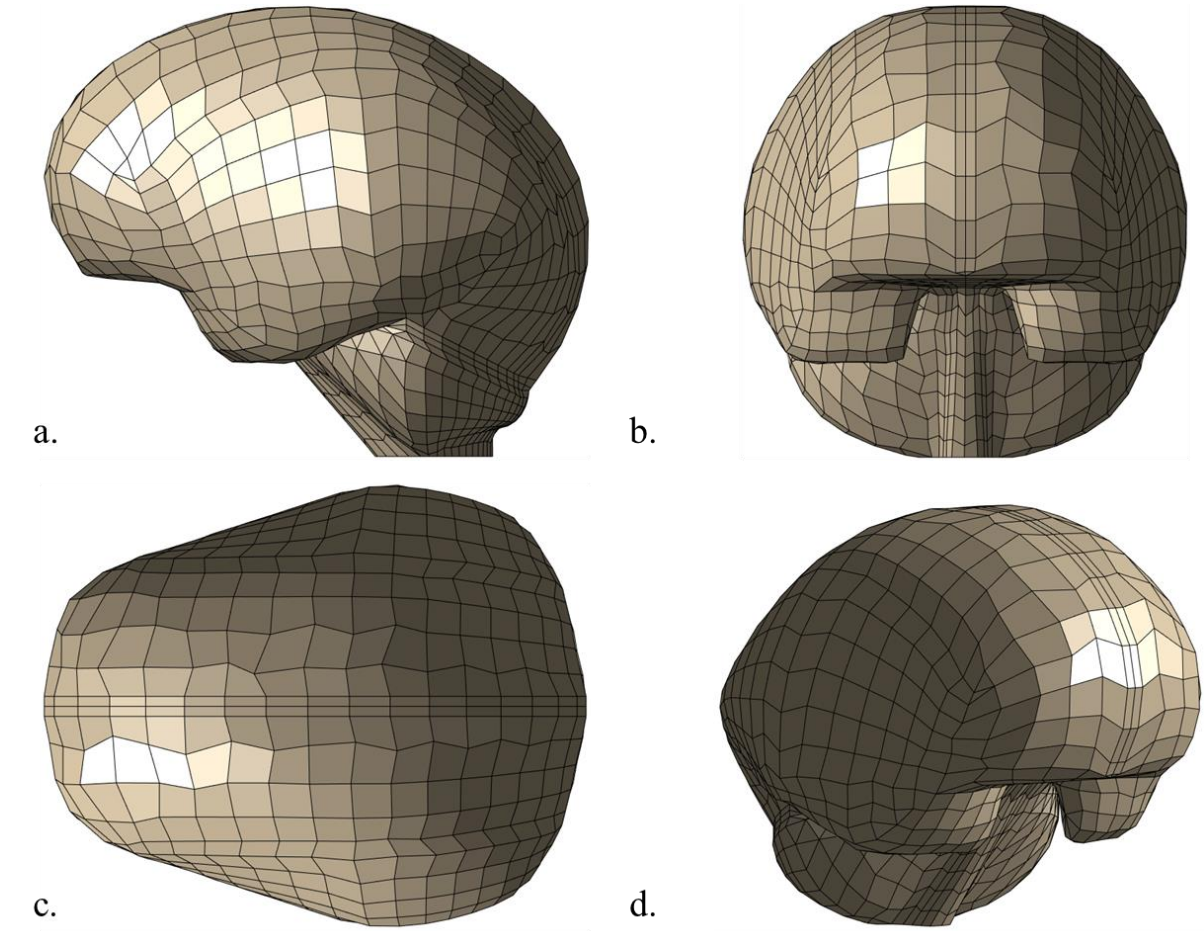


Figure G-1. Exemple de surface paramétrée du crâne en vue sagittale (a.), frontale (b.), axiale (c.).

Tableau G-2. Liste des points anatomiques utilisés, des primitives géométriques et des paramètres associés pour la construction des surfaces ventriculaires.

Structures	Points anatomiques	Primitives géométriques	Paramètres
3 ème ventricule	Comissure antérieure	4 branches sinusoïdales	2 largeurs
	Comissure postérieure		2 hauteurs
			4 longueurs
			4 amplitudes
corne frontale du ventricule latérale gauche		2 cercles	2 centres (2 * 3 coordonnées)
		2 splines	7 longueurs
		Branche elliptique	2 grands axes
		Ellipse	2 petits axes
			angle
			coefficient d'homothétie
Partie centrale du ventricule latérale gauche		2 ellipses (génératrices)	4 grands axes
		2 branches elliptiques (directrices)	4 petits axes
			coefficient d'homothétie
			longueur
corne postérieure gauche		Branche elliptique (directrice)	grand axe
		Cercle (génératrice)	petit axe
			hauteur
			rayon
corne temporale gauche		Branche elliptique (directrice)	grand axe
		Cercle (génératrice)	petit axe
			hauteur
			rayon
corne frontale du ventricule latérale droite		2 cercles	2 centres (2 * 3 coordonnées)
		2 splines	7 longueurs
		Branche elliptique	2 grands axes
		Ellipse	2 petits axes
			angle
			coefficient d'homothétie
Partie centrale du ventricule latérale droite		2 ellipses (génératrices)	4 grands axes
		2 branches elliptiques (directrices)	4 petits axes

			coefficient d'homothétie
			longueur
corne postérieure droite		Branche elliptique (directrice)	grand axe
		Cercle (génératrice)	petit axe
			hauteur
			rayon
corne temporale droite		Branche elliptique (directrice)	grand axe
		Cercle (génératrice)	petit axe
			hauteur
			rayon
Canaux de Monroe		2 cylindres à base carrée	hauteur
			largeur
acqueduc de *Sylvius*	Comissure postérieure	spline (directrice)	longueur
		Parallélipipède Carré (génératrice)	angle
			largeur
4 ème ventricule		2 ellipses	2 grands axes
			2 petits axe
			longueur
			angle
Foramen de Magendi		cylindre carré	longueur
			largeur
			angle

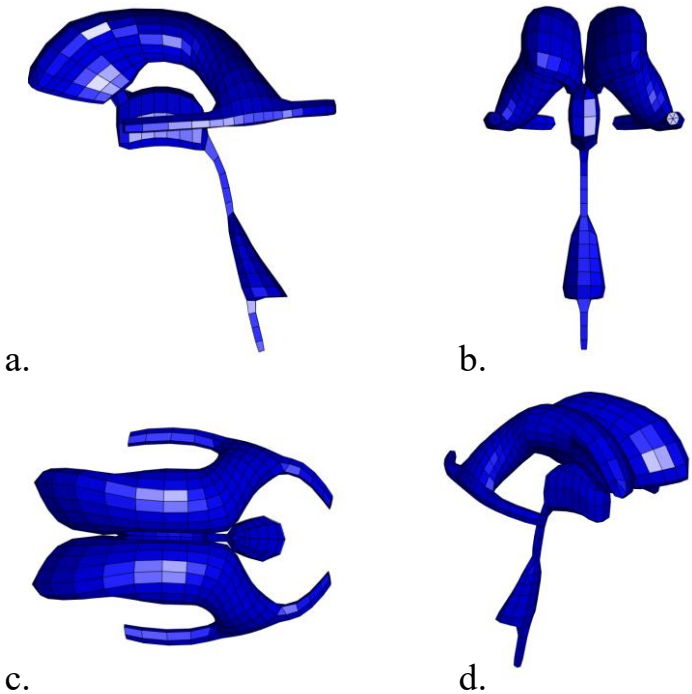


Figure G-2. Exemple de surface paramétrée du système ventriculaire en vue sagittale (a.), frontale (b.), axiale (c.).

Annexe H : Analyse de l'influence de la variabilité géométrique sur le comportement biomécanique de la tête

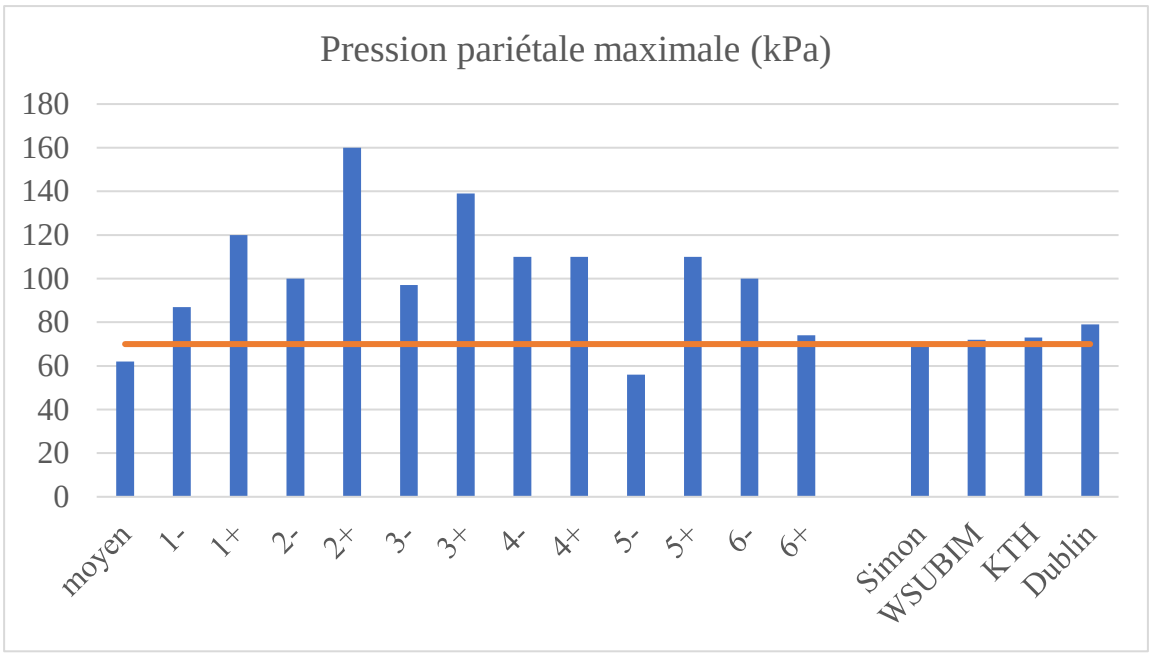


Figure H-1. Pression pariétale maximale (kPa) calculée dans l'hémisphère gauche pour les modèles statistiques et pour (Takhounts et al. 2008b; Zhang Liying 2001; Zhou, Li, and Kleiven 2019; Horgan and Gilchrist 2003). En rouge, la valeur mesurée dans l'essai de (Nahum, Smith, and Ward 1977).

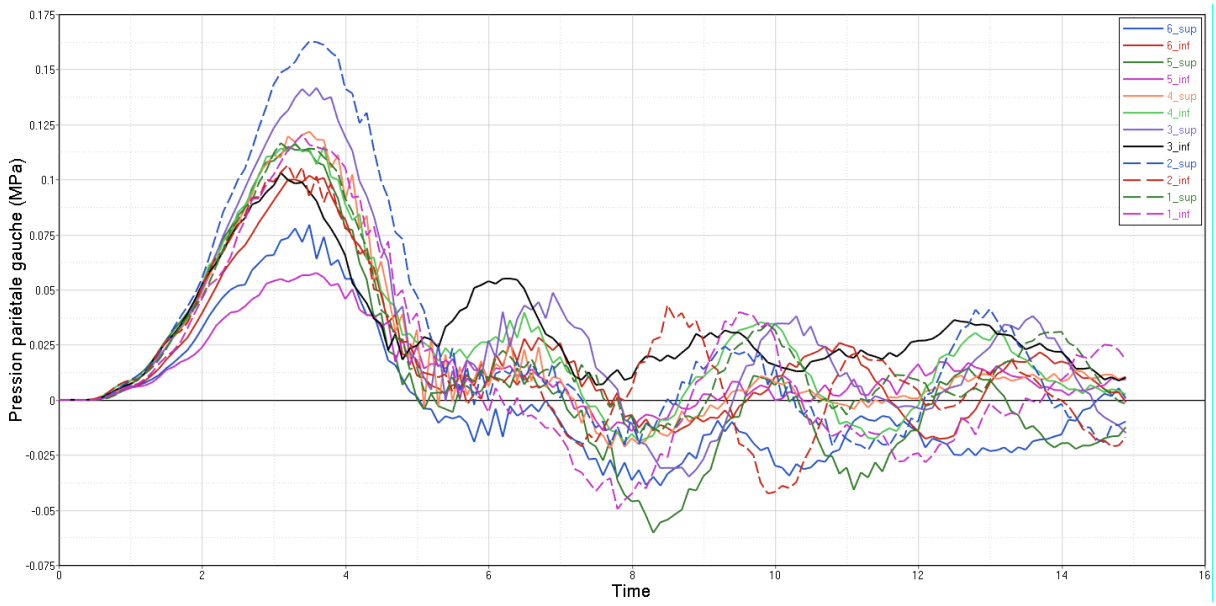


Figure H-2. Evolution temporelle de la pression pariétale (MPa)

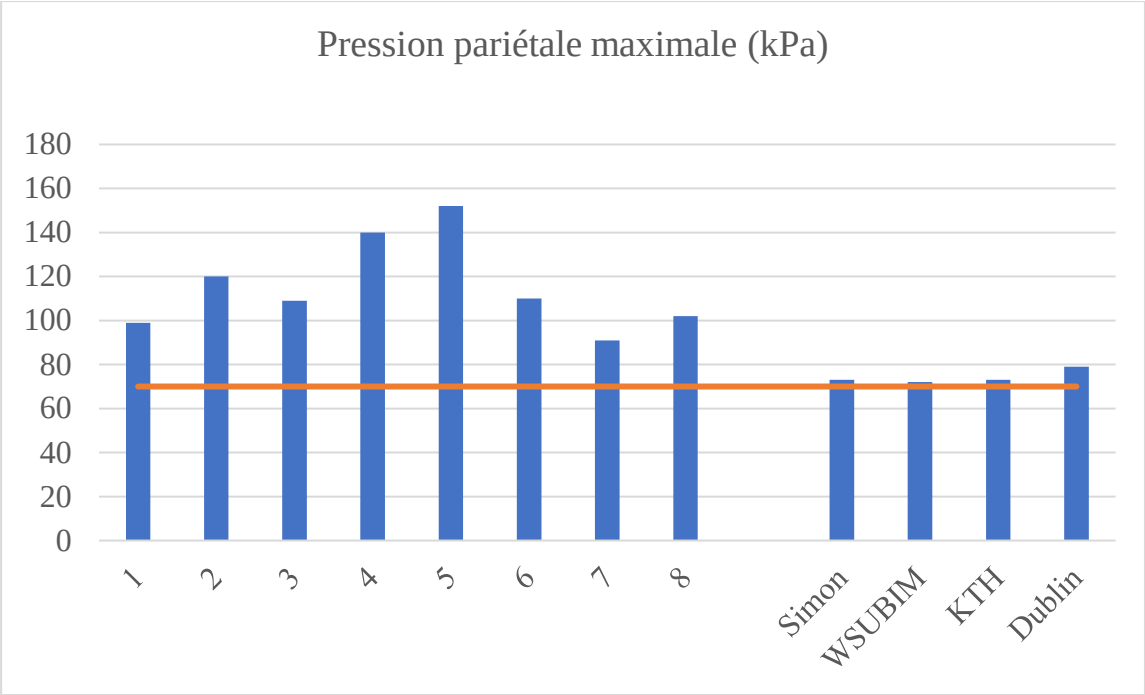


Figure H-3. Pression pariétale maximale (kPa) calculée dans l'hémisphère gauche pour les 8 modèles personnalisés et pour (Takhounts et al. 2008b; Zhang Liying 2001; Zhou, Li, and Kleiven 2019; Horgan and Gilchrist 2003). En rouge, la valeur mesurée dans l'essai de (Nahum et al. 1977).

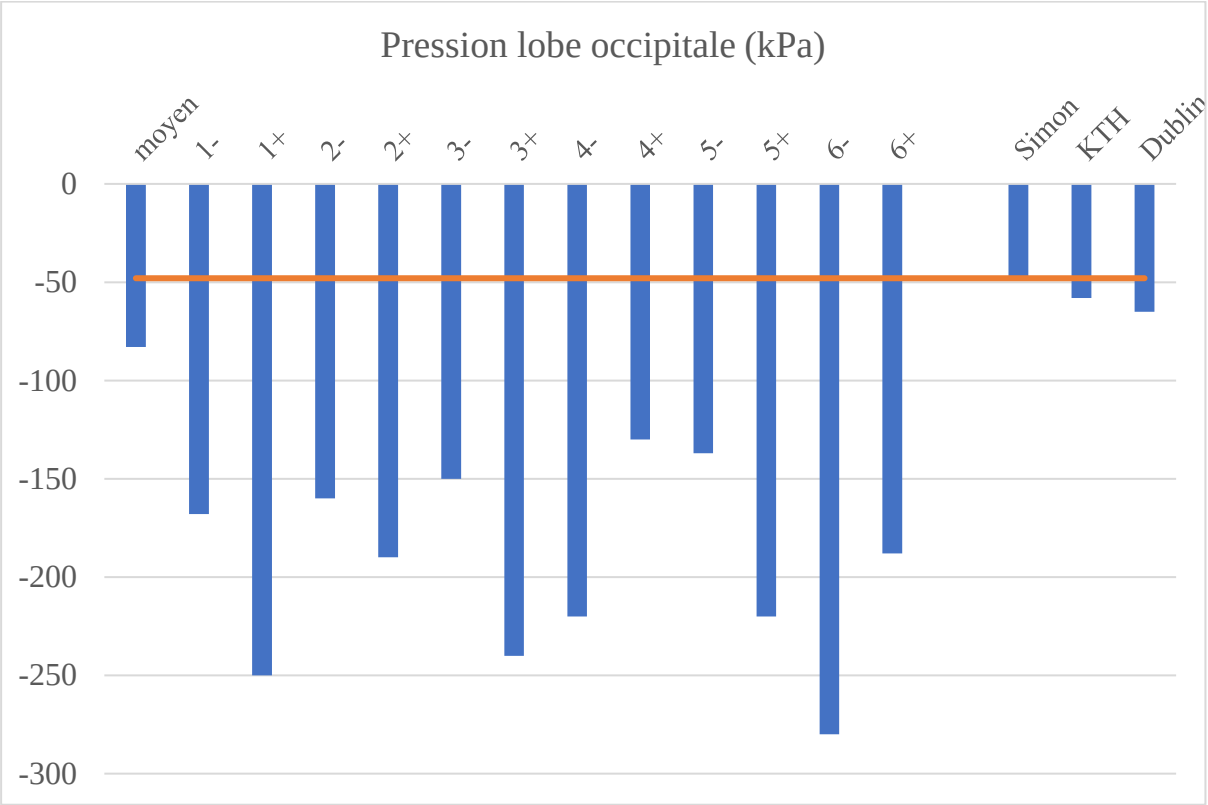


Figure H-4. Pression du lobe occipital gauche (kPa) calculée pour les modèles statistiques et pour (Takhounts et al. 2008b; Zhou, Li, and Kleiven 2019; Horgan and Gilchrist 2003). En rouge, la valeur mesurée dans l'essai de (Nahum et al. 1977).

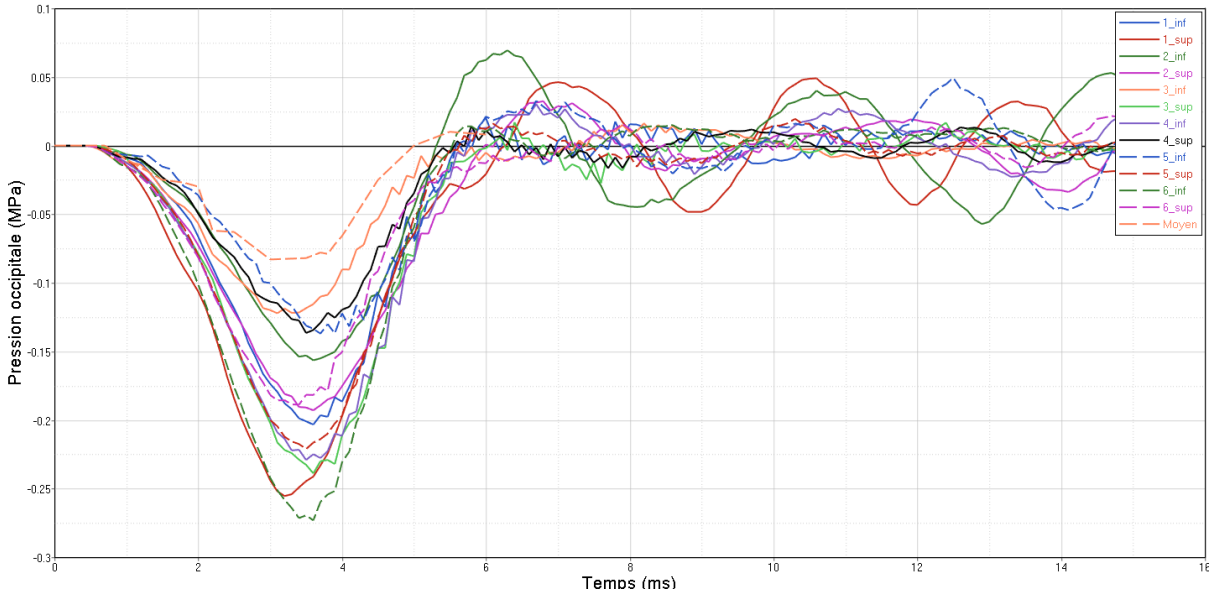


Figure H-5. Evolution temporelle de la pression occipitale (MPa)

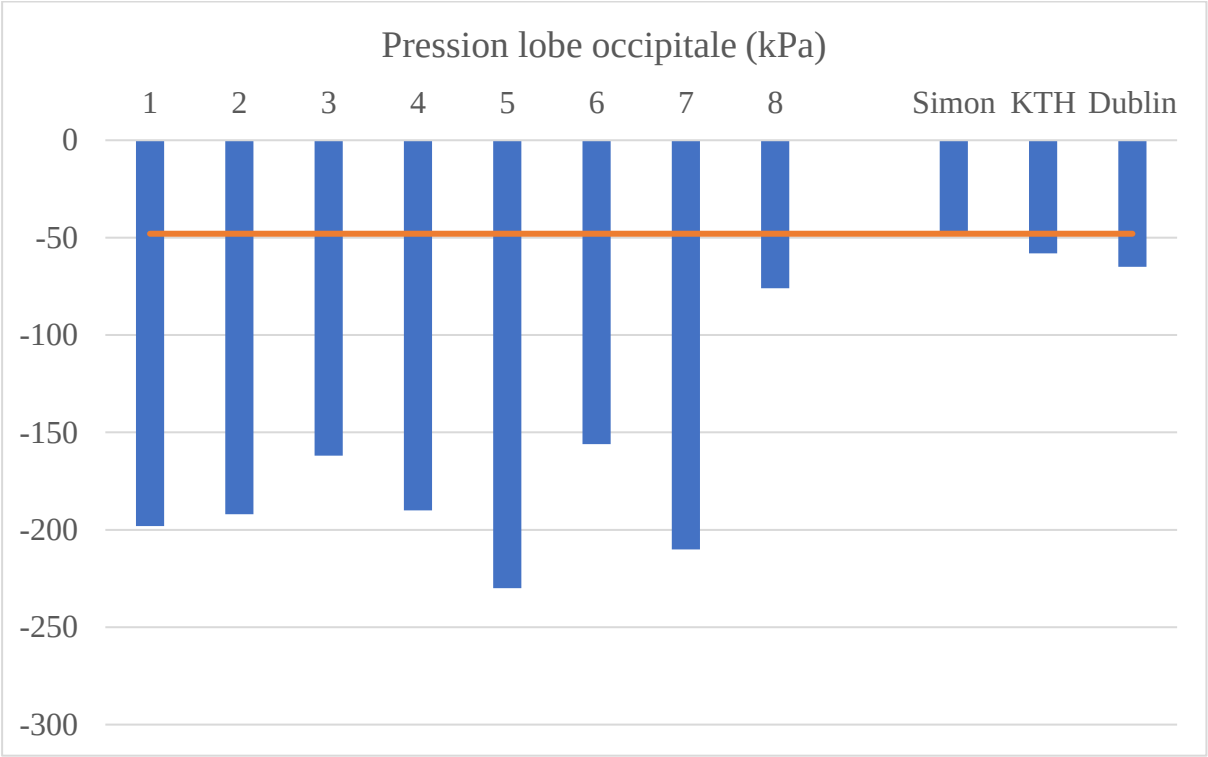


Figure H-6. Pression du lobe occipital gauche (kPa) calculée pour les 8 modèles personnalisés et pour (Takhounts et al. 2008b; Zhou, Li, and Kleiven 2019; Horgan and Gilchrist 2003). En rouge, la valeur mesurée dans l'essai de (Nahum, Smith, and Ward 1977).

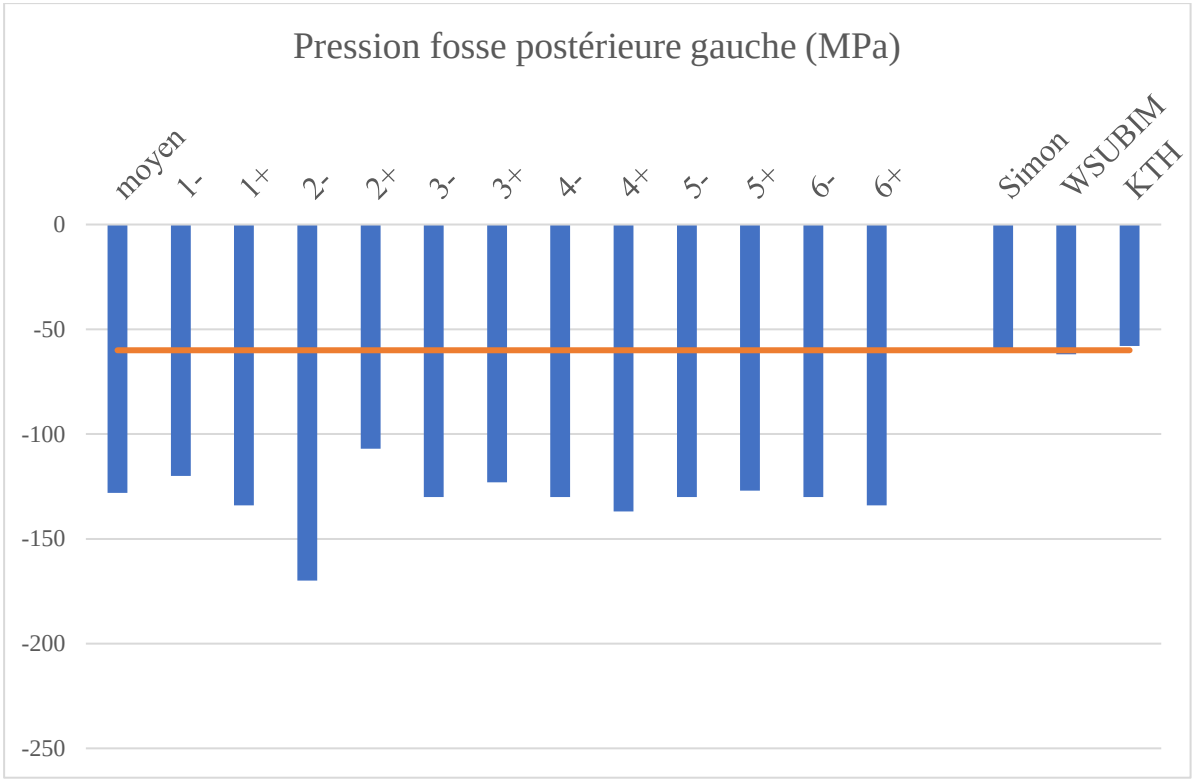


Figure H-7. Pression de la fosse postérieure gauche (kPa) calculée pour les 13 modèles statistiques et pour (Takhounts et al. 2008b; Zhou, Li, and Kleiven 2019; Horgan and Gilchrist 2003). En rouge, la valeur mesurée dans l'essai de (Nahum, Smith, and Ward 1977).

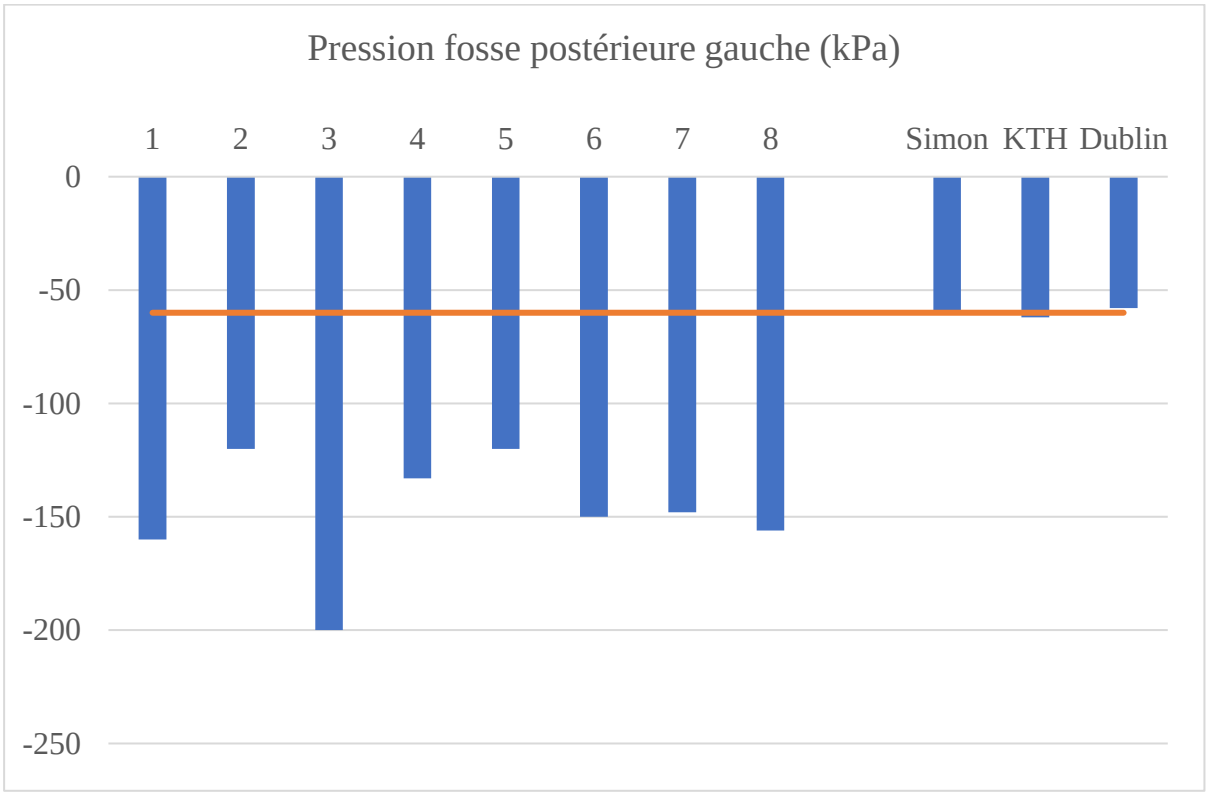


Figure H-8. Pression de la fosse postérieure gauche (kPa) calculée pour les 8 modèles statistiques et pour (Takhounts et al. 2008b; Zhou, Li, and Kleiven 2019; Horgan and Gilchrist 2003). En rouge, la valeur mesurée dans l'essai de (Nahum, Smith, and Ward 1977).

Modélisation éléments finis à géométrie paramétrée de la tête. Application à l'étude des commotions cérébrales.

Résumé : La commotion cérébrale est un traumatisme fréquemment rapporté dans les sports de contact mais dont la physiopathologie demeure un sujet d'étude notamment dans ses modalités de survenue. La modélisation éléments finis constitue alors une approche particulièrement adaptée pour évaluer plus localement l'état mécanique des structures étudiées. Bien que le mécanisme lésionnel de la commotion cérébrale soit directement lié aux conditions limites appliquées au sujet, l'influence de la variabilité morphologique des structures mises en jeu n'a en revanche jamais été évaluée. L'objectif de ces travaux est de contribuer à la compréhension du mécanisme lésionnel à travers une modélisation géométrique paramétrée, et personnalisable, du crâne et des principales structures qu'il contient [cerveau, cervelet, tronc cérébral, faux du cerveau et tente du cervelet, ventricules, principaux sinus]. Après avoir évalué l'inter variabilité morphologique des composants étudiés et développé une méthode de génération automatique des maillages de ces structures, pouvant être personnalisés à partir d'imagerie médicale, une étude préliminaire a ensuite été réalisée pour évaluer l'influence de la géométrie structurelle, pour des cas d'impacts référencés, sur la réponse biomécanique de la tête.

Mots clefs : Modélisation éléments finis, tête, traumatologie, variabilité morphologique

Geometrical parametrized finite-element model of the head. Application to the survey of the brain concussion.

Abstract: Although the brain concussion is a common injury of the head in contact sport, its physiopathology still remains studied, especially regarding the conditions of formation. The finite element approach is very useful to locally quantify the mechanical state of the studied structures. If the injury mechanisms of the brain concussion is directly correlated to the conditions of the mechanical load, the morphological variability of the head has never been assessed. The goal of this survey is to improve the knowledge of the injury mechanisms designing a geometrical parametrized finite element model of the head and the principal components it contains [Brain, cerebellum, brain stem, falx cerebri and tentorium cerebelli, ventricles and the main sinus], which could be subject-specific. Once the morphological variability of these structures was quantifyed, an automatic method to generate the mesh of the model was developed. The parametrization can be adapted to specific anatomy extracted from medical imaging. Finally, a preliminary study was performed to investigate the influence of the morphology on the biomechanical response of the head, in the case of referenced impacts.

Keywords: Finite element modeling, head, traumatology, anatomical variabilities

