



HAL
open science

Personnalisation morpho-mécanique de la voûte crânienne humaine à différentes vitesses de sollicitations

Manaf Karkar

► To cite this version:

Manaf Karkar. Personnalisation morpho-mécanique de la voûte crânienne humaine à différentes vitesses de sollicitations. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis, 2017. Français. NNT : 2017VALE0035 . tel-01771786

HAL Id: tel-01771786

<https://theses.hal.science/tel-01771786>

Submitted on 19 Apr 2018

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.

Thèse de doctorat

Pour obtenir le grade de Docteur de l'Université de
VALENCIENNES ET DU HAINAUT-CAMBRESIS

Discipline : Mécanique

Présentée et soutenue par Manaf Karkar. Le 27/11/2017, à Valenciennes

Ecole doctorale :

Sciences Pour l'Ingénieur (SPI)

Equipe de recherche, Laboratoire :

Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines (LAMIH)

**Personnalisation morpho-mécanique de la voûte crânienne humaine à
différentes vitesses de sollicitations**

JURY

Président du jury

- Pr. Masson Catherine (DR IFSTTAR Marseille).

Rapporteurs

- Pr. Masson Catherine (DR IFSTTAR Marseille).

- Pr. Chabrand Patrick (Professeur à l'Institut des Sciences du Mouvement UMR 7287, Aix-Marseille Université).

Examineurs

- Dr. Roth Sebastien (MDC HDR Laboratoire Interdisciplinaire Carnot de Bourgogne - Site UTBM - UMR CNRS 6303 / Univ. Bourgogne Franche Comté (UBFC)).

- Dr. Langlet André (MDC HDR Laboratoire PRISME - Equipe Dynamique des Matériaux et des Structures - UPRES EA 4229/UNIVERSITE d'ORLEANS).

- Pr. Colard Thomas, Professeur, (Lille2/PMOI). (Co-encadrant)

Directeur de thèse

- Pr. Drazetic Pascal. Professeur, (UVHC/LAMIH).

Invités

- Dr. Marechal Christophe, Maitre de conférences, (UVHC/LAMIH). (Co-encadrant)

- Dr. Delille Remi (UVHC/LAMIH). (Co-encadrant)

Remerciements

Je souhaite d'abord remercier mon directeur de thèse, le Pr Pascal DRAZETIC, il a été particulièrement exigeant et a accompagné de façon méthodique l'avancement de ma thèse, ce qui a permis de garder le cap.

Je voudrais ensuite remercier mes Co-encadrants, Christophe Marechal et Thomas Colard, ils ont toujours été présents à mes côtés pour me soutenir et pour faire en sorte que le travail de recherche soit fait dans les meilleures conditions possibles.

Je tiens aussi à exprimer ma gratitude pour Remi Delille, il s'est impliqué dès le début dans le déroulement de cette thèse et il a participé activement, que ce soit dans la réflexion ou dans la partie pratique du travail.

Par ailleurs, je souhaite remercier le Professeur Christian Fontaine, pour son suivi et ses conseils très pertinent et en son nom, je souhaite remercier l'Université de Lille 2.

Finalement je souhaite remercier toutes les personnes qui ont contribué, de prêt ou de loin, au bon déroulement de ce travail au sein du LAMIH (Laboratoire d'Automatique, de Mécanique, d'informatique industrielle et Humaine) et plus particulièrement l'équipe administrative.

J'ai aussi une pensée particulière pour toutes les personnes qui ont donné leur corps à la science et qui grâce à ce geste permettent aux équipes de recherches de mener à bien leur travail.

Sommaire

Introduction.....	2
Chapitre 1 : Etat de l'art	4
1. Anatomie de l'os.....	4
1.1. Généralités sur le tissu osseux	4
1.2. Ostéologie du crâne.....	7
2. Caractérisation morphologique de l'os	9
2.1. Mesure de la densité	9
2.2. Imagerie.....	9
3. Caractérisation mécanique de l'os du crâne	16
3.1. Expérimentations sur l'os du crâne humain.....	16
3.2. Variabilités des paramètres mécaniques	24
3.3. Conclusion	27
4. Personnalisation morpho-mécanique	28
4.1. Influence de la morphologie sur les paramètres mécaniques	28
5. Modèles numériques de l'os crânien	30
5.1. Le modèle de la Wayne State University.....	30
5.2. Le modèle de Stockholm	31
5.3. Le modèle de l'université d'Eindhoven	32
5.4. Le modèle de l'université Louis Pasteur Strasbourg (ULP).....	32
5.5. Le modèle de l'université de Valenciennes	33
5.6. Le modèle Thums	34
6. Conclusions.....	37
Chapitre 2 : Etude morphologique multi-échelle de la voûte crânienne.....	38
1. Campagne 1.....	38
1.1. Matériels et méthodes	38
1.2. Résultats	41
2. Campagne 2.....	45
2.1. Matériels et méthodes	45
2.2. Résultats	52
3. Conclusion	57
Chapitre 3 : Etude mécanique de l'os du crâne	60
1. Matériels et méthodes	61

1.1.	Compression quasi-statique	61
1.2.	Compression dynamique	62
1.3.	Traitement des résultats	65
2.	Résultats.....	67
3.	Conclusions	76
Chapitre 4 : Modèle morpho-mécanique personnalisable et validation.....		78
1.	Cartographie des paramètres morphologiques du crâne.....	78
1.1.	Développement d'une cartographie par approximation polynomiale.....	78
2.	Etude morpho-mécanique du crâne	86
2.1.	Détermination des relations morpho-mécaniques du crâne.....	86
2.2.	Analyse des résultats mécaniques et morphologiques	88
3.	Validation locale du modèle morpho-mécanique	93
4.	Validation sur modèle éléments finis des modèles morpho-mécaniques développés.....	98
4.1.	Validation locale par éléments finis.....	98
4.2.	Conception du modèle éléments finis	102
Conclusions et perspectives :		108
Références bibliographiques:		111
Annexes.....		118

Introduction

Que ce soit dans le transport, la défense ou tout autre type de domaines, une des priorités principales est et reste la sécurité des utilisateurs. Elle passe par l'amélioration continue des systèmes de protection passifs ou actifs, permettant de minimiser au maximum les conséquences d'un accident ou d'une mauvaise utilisation.

Dans ce cadre, la recherche joue un rôle prépondérant dans l'amélioration des systèmes de protection que ce soit au niveau du développement de nouvelles technologies (développement de nouveaux matériaux, amélioration de la conception des structures ...) ou au niveau d'une meilleure compréhension des phénomènes lésionnels survenant pendant un incident. L'ensemble de ces avancées a de plus été accompagné du développement de nouveaux modèles analytiques et numériques robustes permettant de simuler d'une façon précise les limites d'efficacité des nouveaux systèmes de protection et les risques lésionnels encourus.

Malgré les grandes avancées qui ont été possibles cette dernière décennie, il reste un grand nombre de points à améliorer. Le crash test avec des mannequins de chocs est le moyen par excellence utilisé par les constructeurs automobiles pour évaluer le risque lésionnel encouru par les passagers d'un véhicule. Cette méthode reste limitée à une évaluation macroscopique du traumatisme, par corrélation avec des grandeurs physiques globales mesurées pendant l'expérimentation. Elle ne prend pas en compte les variations locales de la structure qui peuvent dans certains cas induire de graves dommages corporels. Le recours aux moyens numériques permet de pallier à ce manque et d'améliorer l'analyse des traumatismes quelle que soit l'échelle d'analyse. L'utilisation de la simulation numérique étant dépendante de la qualité des données alimentant le modèle, il est donc primordial de pouvoir décrire le plus fidèlement possible les phénomènes physiques rencontrés pendant l'essai.

D'un point de vue purement biomécanique, il est donc nécessaire d'avoir des modèles numériques du corps humain les plus bio-fidèles possibles.

Le corps humain est constitué de différents tissus et organes constitués eux même de multiples matériaux solides, liquides ou gazeux. Pendant un accident quelconque, la tête et le thorax sont les parties les plus vulnérables du corps. Le tissu osseux représente la structure solide qui protège les organes vitaux. Une fracture importante de cette structure se traduit généralement par des dommages graves et irréversibles aboutissant au décès de la personne.

Il existe actuellement plusieurs modèles numériques du crâne humain, mais ils sont très souvent basés sur des lois homogénéisées de l'os ne prenant pas en compte sa structure

sandwich (cortical et diploé) et les variations interindividuelles, sachant que l'architecture interne de l'os joue un rôle primordial dans le comportement mécanique de l'os. Par exemple, les modèles existants ne sont pas assez précis pour prendre en compte les dégâts subis par une personne à cause d'objets volants (portable, tablette...) dans l'habitacle d'un véhicule pendant l'accident.

Dans le but d'ajouter ma pierre à l'édifice et contribuer à améliorer la simulation numérique de la tête humaine, ma thèse propose une personnalisation morpho-mécanique de la voûte crânienne humaine à différentes vitesses de sollicitation. Il sera question de mettre en place un modèle numérique, se basant sur les caractéristiques morphologiques et personnalisées du crâne humain afin d'en déduire les paramètres mécaniques de ce dernier. La thèse se composera de quatre chapitres :

Un premier chapitre consacré à la mise en place d'un état de l'art, constitué d'une description anatomique du crâne humain, avec les détails concernant le tissu osseux, puis la présentation de différents travaux menés dans le but de déterminer les paramètres morphologiques et mécaniques du crâne et pour finir, la présentation de différents modèles numériques existants de la tête humaine.

Le deuxième chapitre se consacre à la description du protocole suivi ainsi qu'à l'analyse des résultats obtenus, par l'étude morphologique par micro-tomographie de plusieurs échantillons de crâne issus de sujets humains post-mortem.

Le troisième chapitre traite de la caractérisation expérimentale des échantillons étudiés dans le deuxième chapitre, par des essais de compression en quasi-statique et en dynamique. Le protocole sera détaillé ainsi que l'analyse des résultats des essais.

Le quatrième chapitre fait le lien entre le chapitre deux et le chapitre trois, avec comme objectif de mettre en place un modèle morpho-mécanique personnalisable du crâne. Le modèle construit sera validé localement grâce à un sujet de validation, puis utilisé dans un modèle numérique complet d'un crâne pour une validation globale.

Une partie finale vient clôturer la thèse avec un bilan des résultats obtenus et une perspective sur les possibilités d'amélioration du modèle.

Chapitre 1 : Etat de l'art

1. Anatomie de l'os

Le crâne humain est une structure osseuse qui a comme rôle de contenir et de protéger le cerveau et d'être le réceptacle des organes de la vue et de l'audition. Dans ce chapitre nous allons décrire le tissu osseux du crâne en ciblant particulièrement les informations concernant ses caractéristiques mécaniques et morphologiques.

1.1. Généralités sur le tissu osseux

Le tissu osseux est un matériau vivant, très vascularisé, qui est très influencé par l'hygiène de vie (nutrition, sport...) et par les contraintes mécaniques quotidiennes. Il s'auto-renouvelle continuellement afin de toujours maintenir un état fonctionnel.

Il existe principalement trois types d'os : l'os long, l'os plat et l'os court (Figure 1).

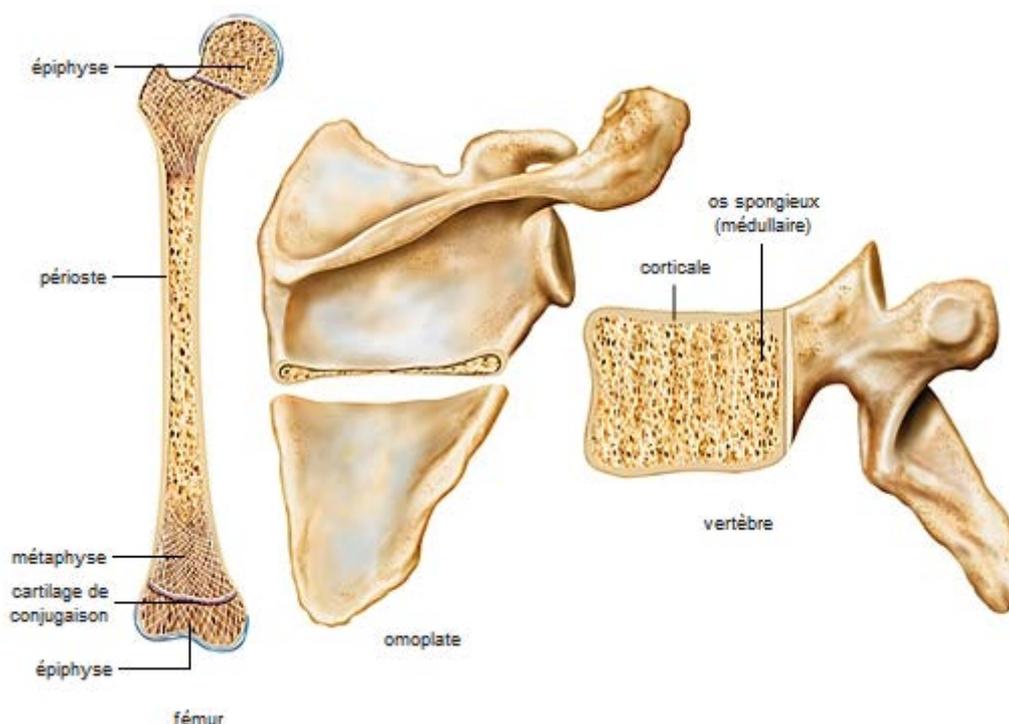


Figure 1 : Les trois types d'os : os long, os plat, os court. [Lar]

Ces trois types d'os ont des caractéristiques différentes en termes d'architecture et de comportement afin de répondre au mieux à la fonction de l'organe osseux en question.

Les os longs, retrouvés dans le squelette appendiculaire, sont composés d'un corps central, la diaphyse, formé par un tube d'os compact (cortical) rempli de moelle osseuse au centre. Les extrémités, épiphyses, sont constituées d'os trabéculaire et cortical, recouverts d'un cartilage articulaire permettant le bon fonctionnement des articulations. Chez l'immaturo, le

lien entre la diaphyse et l'épiphyse se fait par la métaphyse, constituée d'un cartilage de croissance qui se rigidifie en fin de croissance.

Les os courts, tels que les vertèbres ou les os du carpe, sont composés d'un noyau d'os trabéculaire entouré par de l'os cortical.

Les os plats, comme les os qui constituent le crâne, sont formés par deux couches d'os cortical séparées par une couche d'os trabéculaire appelée diploë. (Figure 2)

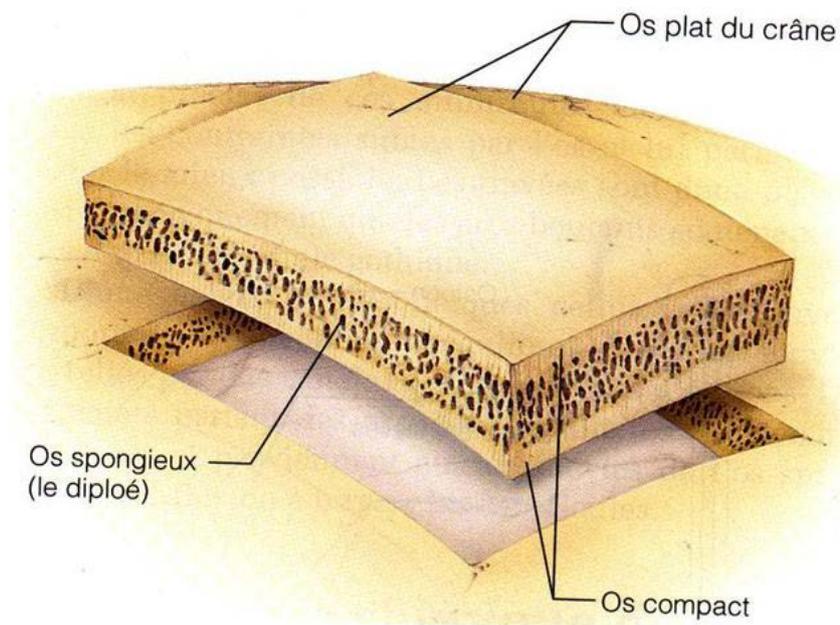


Figure 2 : Anatomie de l'os plat [his09]

Os cortical

L'os cortical, ou tissu Haversien, est un tissu dense représentant 95% de la masse osseuse totale d'un individu (Figure 3). L'os cortical est composé d'ostéons, formés par un canal central irrigué par le sang autour duquel se forment des lamelles osseuses concentriques.

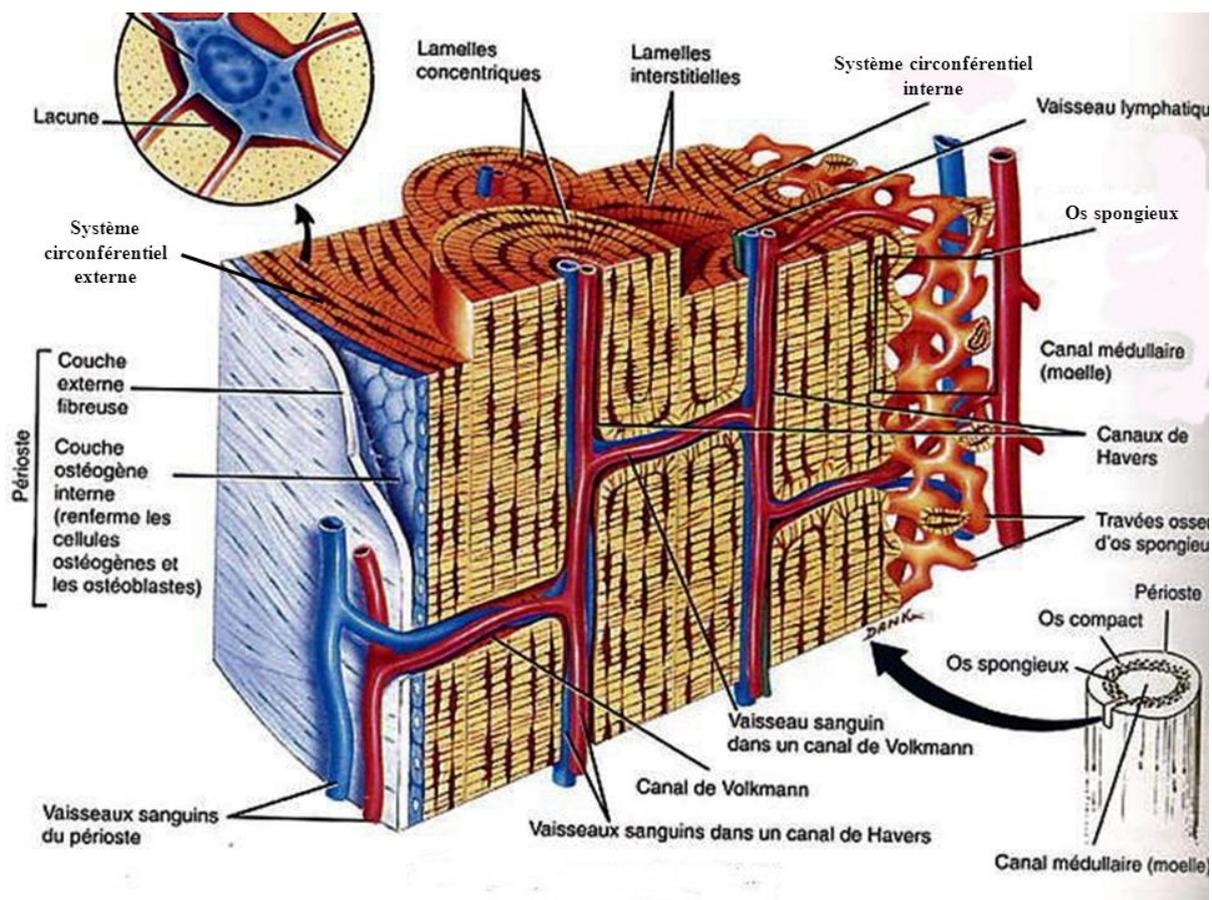


Figure 3 : Structure du tissu Haversien [Tor07]

Os Trabéculaire

L'os trabéculaire, parfois appelé os spongieux, est un matériau poreux formé d'une phase osseuse constituée de trabécules et d'une phase fluide constituée de moelle osseuse (Figure 4). La taille des trabécules et leur nombre dépendent essentiellement de la zone étudiée (Crâne, fémur, bassin...). La présence de moelle dans les espaces inter-trabéculaires permet la circulation des différents éléments nécessaires à la production sanguine (plaquettes, globules rouges, globules blancs). Nous décrivons plus en détail les différents paramètres géométriques liés à l'os trabéculaire dans le chapitre 2.

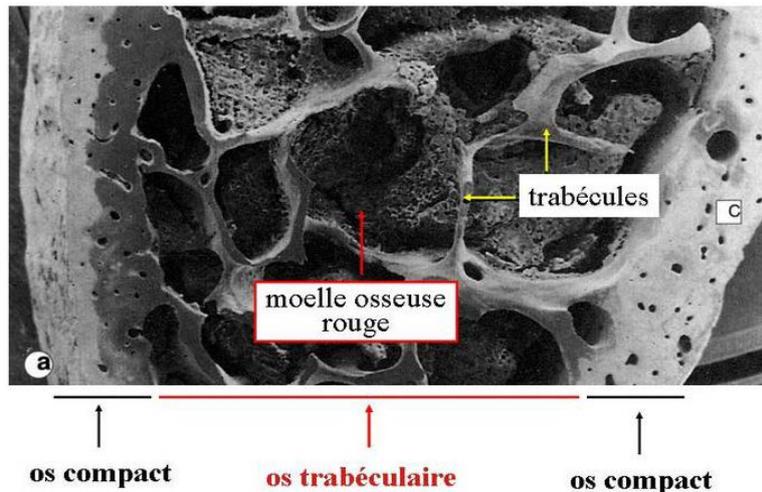


Figure 4 : Anatomie de l'os trabéculaire [His09]

Constitution chimique du tissu osseux

Le tissu osseux est composé d'une phase organique (35%) et d'une phase minérale (65%).

La phase organique est constituée de protéines collagéniques (type 1) et non collagéniques (i.e. glycoprotéines, ostéopontines, etc...). Le collagène est une protéine fibreuse. Elle est rigide et est synthétisée en longueur pour former des microfibrilles d'un diamètre avoisinant les 100nm. L'agencement de plusieurs microfibrilles permet de former une fibrille.

La phase minérale, constituée de cristaux d'hydroxyapatite de calcium ($\text{Ca}^{10}\text{PO}_4^6\text{OH}^2$), recouvre les fibrilles et permet le maintien de la structure osseuse en apportant de la solidité à l'ensemble. Le module d'élasticité de la phase minérale est plus important que celui de la phase organique, 110GPa et 1,5GPa respectivement [San07]. En plus de son rôle de cohésion, la phase minérale permet d'absorber une grande partie de l'énergie mécanique.

1.2. Ostéologie du crâne

Le crâne est constitué de différents os séparés par des jonctions cartilagineuses appelées sutures. Chez l'adulte, nous observons une synostose progressive des sutures, tout au long de la vie. Chez l'enfant, les sutures sont actives, ce qui permet la croissance du cerveau.

Le crâne peut être divisé en trois zones anatomiques : la voûte, la base et le massif facial (Figure 5). La voûte crânienne est découpée en zones délimitées par les sutures sagittale, coronale, squameuse et lambdoïde. Ces différentes parties sont :

- la zone pariétale qui est un os pair, présent sur la partie haute et latérale du crâne,
- la zone frontale qui représente la zone antérieure du crâne,
- la zone occipitale qui constitue la partie postérieure du crâne,
- les zones temporales qui se situent sur les parties inférieures latérales.

Pour ce travail, nous nous sommes limités à l'étude des zones pariétale et frontale, représentant les parties les plus sollicitées en cas de chocs.

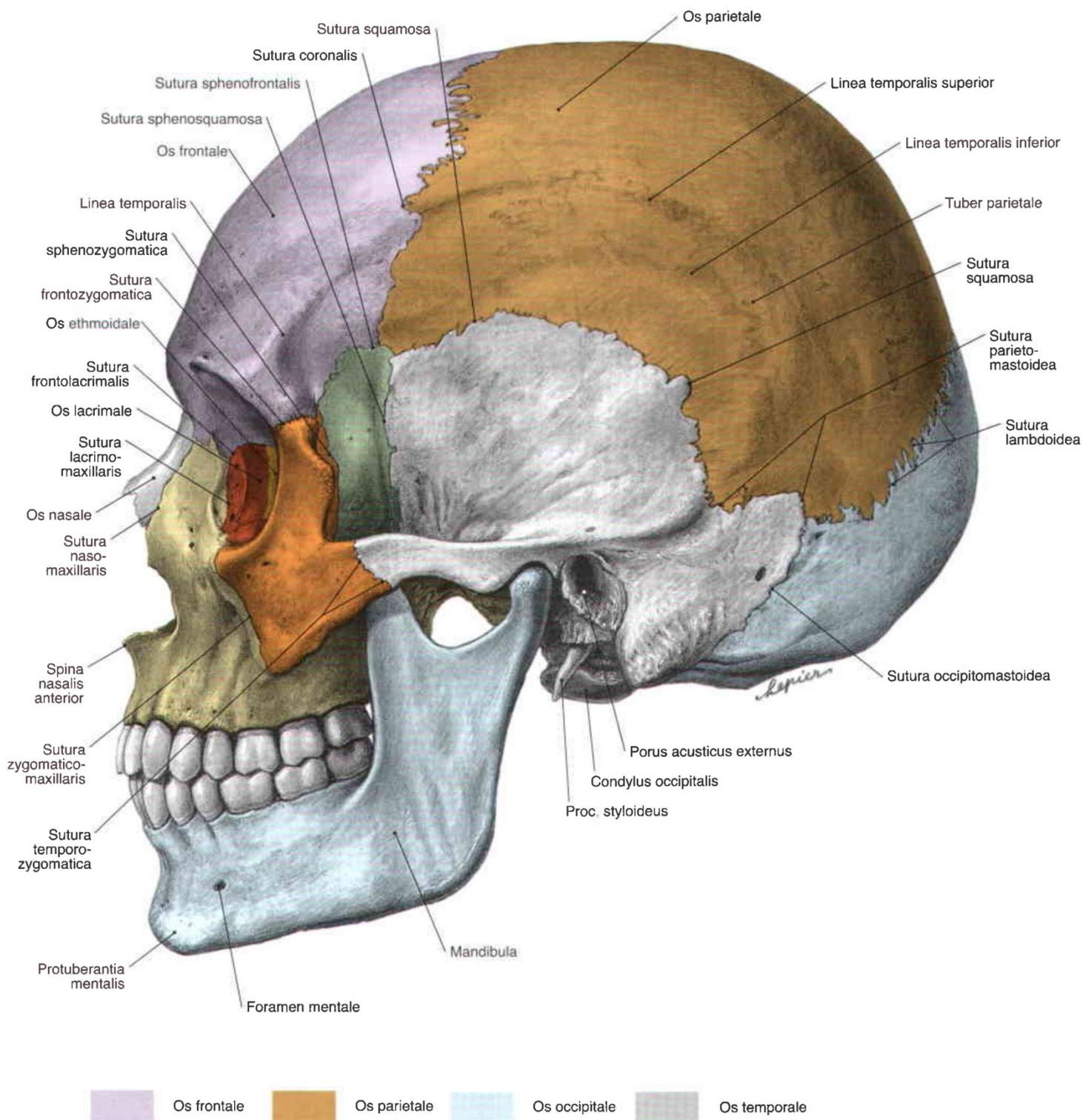


Figure 5 : Anatomie du crâne humain [Sob06]

2. Caractérisation morphologique de l'os

Les os constituant la voûte crânienne sont assimilés à un matériau cellulaire, avec une porosité comprise entre 5% et 90% selon la zone étudiée. L'os trabéculaire est constitué de travées ou trabécules d'une épaisseur avoisinant les 0.1mm [Gou94], [Fol02], qui délimitent des cavités contenant de la moelle osseuse. La porosité de la zone trabéculaire est comprise entre 30% et 90% [Car77]. La zone corticale est constituée d'os compact avec des petites porosités de l'ordre de 50µm qui correspondent principalement aux canaux de Havers. La porosité de la zone corticale est comprise entre 5% et 30% [Car77].

2.1. Mesure de la densité

La mesure de la densité est une méthode rapide et efficace pour évaluer la porosité d'un échantillon d'os. Elle se fait par le biais de la mesure de la densité réelle et de la densité apparente afin d'obtenir la densité relative qui est directement liée à la porosité de l'échantillon.

La densité réelle est mesurée expérimentalement par le principe d'Archimède. La masse de l'échantillon dégraissé est mesurée dans l'air m_{air} puis dans l'eau m_{eau} . La densité réelle est donnée par l'équation [1] suivante :

$$d_{\text{réel}} = \frac{m_{\text{air}}}{m_{\text{air}} - m_{\text{eau}}} \quad [1:1]$$

La densité apparente est calculée en faisant le ratio de la masse de l'échantillon dégraissé dans l'air m_{air} par le volume apparent de l'échantillon V déterminé à partir de ces dimensions :

$$d_{\text{app}} = \frac{m_{\text{air}}}{V \cdot \rho_{\text{eau}}} \quad [1:2]$$

Avec ρ_{eau} masse volumique de l'eau

Finalement, la densité relative est donnée en faisant le rapport de la densité apparente par la densité réelle (l'équation [3]).

$$d_r = \frac{d_{\text{app}}}{d_{\text{réel}}} (\%) \quad [1:3]$$

La densité apparente de l'os homogène (cortical + spongieux) avoisine les 1.7, avec une densité de 1.9 pour l'os cortical [Del07]. En ce qui concerne l'os spongieux, la mesure de la densité apparente est très variable, et la valeur de la densité relative est la plus pertinente car elle dépend de la porosité de l'os. Elle est entre 0.3 et 0.9.

2.2. Imagerie

L'imagerie par Rayons X reste la référence pour l'étude morphologique de l'os. Elle permet d'obtenir les paramètres morphologiques tridimensionnels, de manière non destructive. Parmi les techniques Rayons X, la micro-tomographie est l'une des méthodes d'imagerie des plus

précises dans l'étude d'échantillons osseux. Elle a été largement utilisée dans différentes études ayant pour objectif la détermination de paramètres morphologiques de l'os [Gou94], [Fol02], [Hal09].

2.2.1. Micro-tomographie par rayon X

Le principe de la micro-tomographie par rayon X consiste en la mesure du coefficient d'atténuation d'un faisceau de rayons X après son passage dans la matière osseuse (plus la matière est dense, plus le coefficient d'atténuation est important). Cette mesure sera ensuite convertie en image 2D dont chaque pixel possède 256 niveaux de gris (fonction de l'atténuation obtenue). Plus le coefficient d'atténuation est élevé, plus le pixel va tendre vers le blanc (matière osseuse). D'un point de vue de la précision de l'image obtenue, la résolution doit être adaptée selon le matériau étudié et les besoins de l'étude. Pour un os trabéculaire, il est nécessaire d'atteindre une résolution de $10\mu\text{m}$ à $50\mu\text{m}$ pour pouvoir distinguer en détail les travées osseuses. La résolution doit être choisie intelligemment car elle influe fortement sur le temps d'acquisition d'un échantillon. Pour pouvoir réaliser l'acquisition complète d'un échantillon, différentes méthodes existent, pour les scanners de quatrième génération, l'échantillon est mis en rotation et un scan est fait pour chaque pas de rotation (Figure 6). Cette méthode est différente de celle utilisée dans les scanners médicaux réalisée par mouvement hélicoïdale.

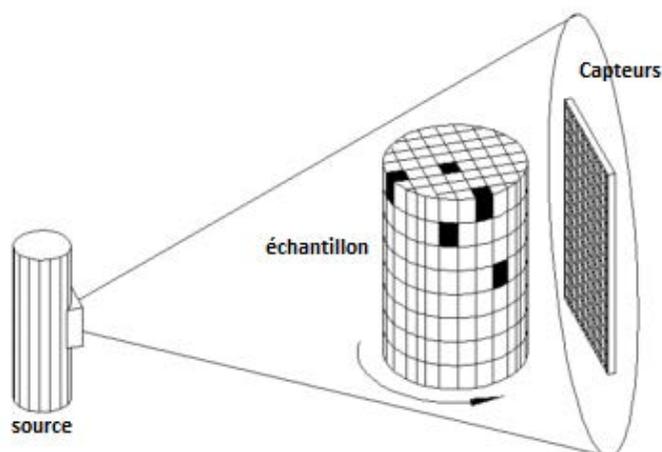


Figure 6 : Schéma de scan en rotation

Suite à l'acquisition micro-tomographique, un traitement numérique est nécessaire pour reconstruire l'échantillon en 3D et obtenir ses paramètres morphologiques. Les images obtenues par micro-tomographie sont des images 2D en niveau de gris. Il faut d'abord effectuer une opération de binarisation permettant de délimiter les zones de vide et les zones de matière. La binarisation peut se faire manuellement en se basant sur une évaluation visuelle de l'image et en fixant directement un seuil fixe, ou de manière automatisée en utilisant des algorithmes de binarisation du type « méthode d'Otsu » [Ots75], qui permet

d'obtenir un seuil qui minimise la variance intra-classe en considérant que l'image n'est constituée que de deux classes (noir et blanc) (Figure 7). Le seuillage peut se faire aussi de manière globale en prenant en compte toutes les images, ou de manière locale en appliquant un seuillage à chaque image.

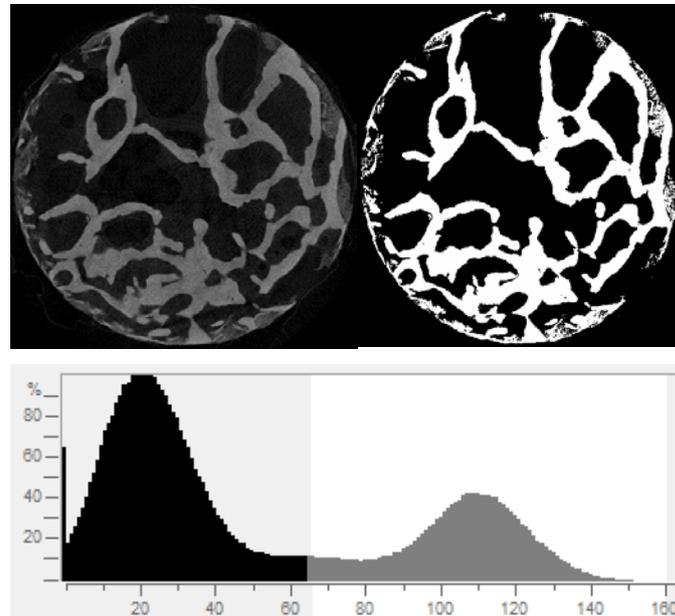


Figure 7 : Binarisation d'une image de scan par micro-tomographe. En haut à gauche : l'image initiale. En haut à droite : L'image binarisée. En bas la courbe de densité de pixels par niveau de gris.

Les images binarisées permettent ensuite de reconstruire une géométrie en 3D de la structure osseuse de l'échantillon scanné (Figure 8). Le logiciel constructeur Ctan permet d'avoir un premier modèle géométrique (fichier de type .stl) du volume de l'échantillon. Ce modèle décrit le volume par des surfaces externes composées d'un ensemble de triangles couplés à une normale dirigée vers l'extérieur du modèle. Ce fichier peut ensuite être utilisé par un logiciel de CAO/DAO, pour construire une géométrie de l'échantillon pouvant être maillée et étudiée en calculs par éléments finis.

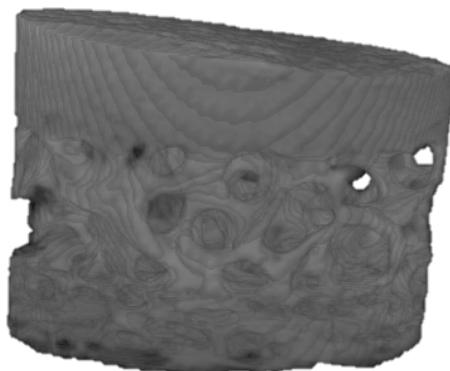


Figure 8 : Visualisation en 3D de l'échantillon scanné par micro-tomographe.

Dans le travail mené par Bouxein [Bou10], la pertinence des paramètres morphologiques obtenus par micro-tomographie est évaluée à partir des mesures réalisées sur des ossements

de petits animaux. L'étude se conclut sur un ensemble de recommandations permettant l'utilisation de la micro-tomographie par rayons-X de la manière la plus efficace possible pour l'étude de l'os. Ces recommandations se résument dans :

- L'étude doit indiquer les caractéristiques de la machine ainsi que les paramètres de scans tels que la résolution.
- En cas de traitement de l'image, la méthode de binarisation doit être indiquée ainsi que la façon de délimiter le cortical et le spongieux.
- La méthode 3D doit être privilégiée pour mesurer les paramètres morphologiques de l'os.
- La densité minérale peut être mesurée par radiographie polychrome mais les valeurs doivent être traitées avec un soin extrême et interprétées avec précaution.
- Le nombre minimal de paramètres permettant de décrire la zone trabéculaire doit inclure la fraction osseuse, le nombre, la séparation et l'épaisseur des trabécules.
- Il est possible d'utiliser la 2D ou la 3D pour présenter des images de l'os, mais une description de l'image doit être faite en légende de la figure.
- Il est nécessaire, pour avoir un contrôle de qualité sur les images, qu'une inspection visuelle soit faite sur tous les scans pour identifier de possibles artefacts dus au scanner.

2.2.2. Paramètres architecturaux

Grâce à la micro-tomographie, nous obtenons différents paramètres morphologiques. Un des plus intéressants, car directement lié à la densité relative, est le BV/TV (Bone volume/ Total volume), qui représente le pourcentage d'os dans un volume d'échantillon. En plus du BV/TV, il est possible d'obtenir les caractéristiques des travées osseuses, comme le Tb.Th (épaisseur moyenne des travées), Tb.Sp (écart moyen entre les travées) et Tb.N (nombre de travées par unité d'espace). Même s'il est possible d'obtenir ces paramètres à partir des images en 2D, la méthode la plus intéressante reste la méthode directe en 3D (sphere fitting method [Hil97] (Figure 9). Elle consiste dans le remplissage de la zone de matière et de la zone de vide par des sphères de diamètre maximal permettant d'évaluer l'épaisseur moyenne et la séparation moyenne des travées.

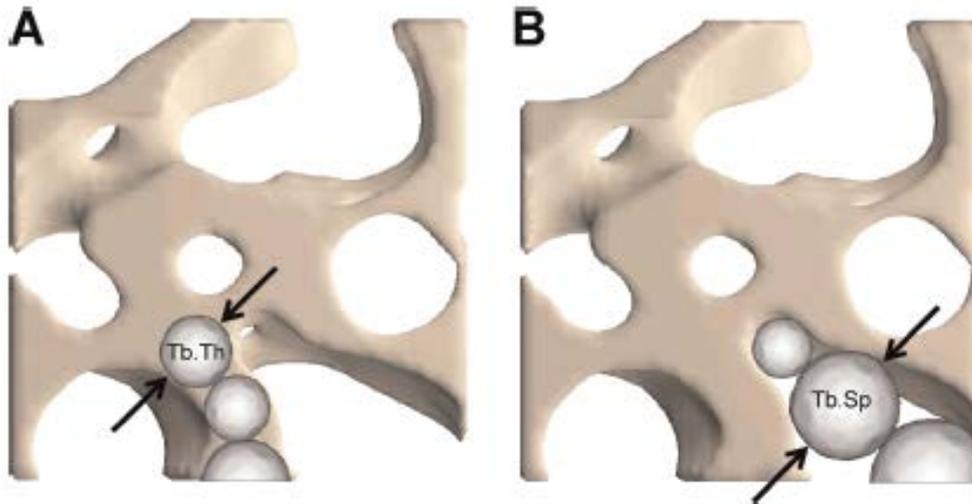


Figure 9 : Schéma de la méthode de calcul direct en 3D de l'épaisseur moyenne des travées (A) et de la séparation moyenne entre les travées (B) [Bou10]

Le nombre de travées est calculé en utilisant l'épaisseur moyenne des travées et la séparation moyenne entre les travées selon l'équation [1:4] :

$$Tb.N = \frac{1}{Tb.Th + Tb.Sp} \quad [1:4]$$

Les autres paramètres morphologiques, comme indiqué par le manuel d'utilisateur du logiciel Ctan du constructeur Bruker, sont :

- FD (Fractal dimension) :

Fractal dimension ou dimension fractale est un paramètre qui permet d'avoir une indication de la complexité géométrique d'un objet. Il est calculé en utilisant la méthode Box counting de Minkowski-Bouligand. En 3D, elle consiste en la division de l'espace étudié en cubes de taille égale à n puis le nombre de cubes contenant au moins 1 pixel rempli est compté, cette opération est répétée pour un intervalle $n=[2 ; 100]$ pixels. La courbe de la taille de cube (n) en fonction du nombre de cubes remplis est tracée en log-log, la FD est alors égale au coefficient directeur de la courbe tracée.

- EN (Euler number) :

Euler number ou nombre d'Euler-Poincare est un paramètre qui donne une indication sur la connectivité d'une structure 3D complexe. Il permet de mesurer ce qu'on peut appeler la redondance de connectivité qui donne le degré de connexions multiples dans une partie de l'objet étudié. Plus le nombre de connexions est élevé, plus il faudra de ruptures avant que l'objet ne soit séparé en deux pièces. Le calcul de ce paramètre est basé sur un code produit par le Dr Erwin Waarsing de l'Université de Rotterdam.

- SMI (Structure model index) :

Structure model index est un paramètre qui indique si la structure étudiée contient plus de plaques ou de cylindres. Il permet d'avoir une indication sur la forme de la zone trabéculaire avec 0 pour une structure trabéculaire en plaques, 3 pour une structure en cylindres et 4 pour une structure en sphères. La valeur de -3 correspond à une cavité en cylindre et -4 à une cavité en sphère. Le paramètre se calcule par la méthode Hildeband [Hil97], qui consiste en la dilatation de la structure de 1 pixel et la comparaison de la surface initiale par rapport à la surface dilatée selon :

$$SMI = 6\left(\frac{S' \times V}{S^2}\right)$$

Avec S la surface initiale, S' l'écart de surface après dilatation et V le volume de la structure.

Une critique a été formulée dans le travail de Salmon [Sal15] sur la capacité de quantifier les structures en plaques ou en cylindres grâce au SMI. Cette étude montre en effet qu'il y a une interprétation imprécise de la valeur du SMI par rapport à la géométrie réelle de l'échantillon étudié et cela varie selon la complexité de la géométrie.

Dans notre cas, ce constat n'a pas de réel effet sur le travail mené, car le SMI ne sera pas utilisé pour décrire la topologie de l'échantillon étudié, mais il sera considéré comme un paramètre morphologique interne de l'échantillon, avec comme objectif de le relier aux propriétés mécaniques.

Les études menées sur la morphologie de l'os humain se font principalement sur la partie trabéculaire de l'os, car elle présente des caractéristiques morphologiques intéressantes à étudier. La partie corticale, elle, est plus assimilée à un matériau isotrope duquel ne ressort pas de caractéristique marquante en tomographie.

Le Tableau 1 présente un récapitulatif bibliographique des paramètres morphologiques obtenus par microtomographie pour l'os trabéculaire pour différentes zones du corps humain :

Référence	Origine	n° éch	Résolution (μm)	BV/TV(%)	Tb.N (mm^{-1})	Tb.Th (mm)	Tb.Sp (mm)	Tb.Pf (mm^{-1})	SMI	FD
[Gou94]	Humain (divers)	104	50-70	20	1,39	0,14	0,64			
[Mul98]	Crête iliaque humain	63	14	15		0,11	0,77			
[UIr99]	Calcanéum	60	14	12	1,45	0,13	0,68			
	Tête fémoral	59		21	1,42	0,17	0,71			
	Crête iliaque	62		15	1,39	0,15	0,75			
	Vertèbre	58		8,2	1,26	0,12	0,8			
[Fol03]	calcanéum	27	10	11	1,35	0,08	0,72			1,17
[Las03]	calcanéum	29	10	8,9		0,08	0,93			
[Per08]	Fémur humain	35	19,5	24	1,93	0,125	0,42	0,04		
[Hal09]	Côte	123	19,8	20,25	1,23	0,16	0,56	3,66	1,18	2,21

Tableau 1 : Paramètres morphologiques de l'os trabéculaire

Ces différentes études ont été faites pour des résolutions d'acquisition comprises entre 10 et 20 μm (sauf 50 μm pour [Gou94]). Pour les différents os du corps humain, le BV/TV de la zone trabéculaire évolue entre 8.2 et 24%. Globalement, les autres paramètres géométriques sont surtout dépendants de la zone de test.

Le Tableau 2 présente la moyenne et l'écart type si on prend en considération l'ensemble des études. On peut remarquer la variabilité des paramètres morphologiques présentés dans ces études, notamment le BV/TV et le Tb.Th qui présente une différence du simple au double entre le minimum et le maximum.

n=620	BV/TV(%)	Tb.N (mm^{-1})	Tb.Th (mm)	Tb.Sp (mm)
minimum	8,2	1,23	0,08	0,42
moyenne	15,54	1,43	0,13	0,70
maximum	24	1,93	0,17	0,93
écart type	5,53	0,22	0,03	0,14

Tableau 2 : résumé des valeurs représentatives

3. Caractérisation mécanique de l'os du crâne

L'os humain est un matériau avec des caractéristiques mécaniques exceptionnelles, il répond à des critères de résistance et de légèreté permettant de pallier aux exigences de la vie quotidienne d'un être humain pendant plusieurs années tout en ayant une forte capacité de régénération. Nous nous intéresserons dans cette partie aux travaux menés dans le cadre de la caractérisation du comportement mécanique de l'os.

3.1. Expérimentations sur l'os du crâne humain

L'intérêt de l'étude du comportement mécanique du matériau biologique humain est apparu pour répondre aux impératifs de sécurité induits par le développement des moyens de transport. Dans cette perspective, plusieurs chercheurs ont commencé à mettre en place des protocoles expérimentaux dans le but de déterminer les caractéristiques mécaniques de l'os, notamment du crâne.

Pour l'évaluation du module élastique et de la contrainte limite du matériau osseux, il est nécessaire d'avoir des courbes de force/déplacement basées sur des essais mécaniques de compression, de flexion, de torsion ou de cisaillement d'échantillons d'os de différentes zones du crâne humain.

L'étude de McElhaney [Mce70] est l'une des premières études complètes du crâne humain. Elle est faite sur la base de 17 crânes embaumés de sujets âgés de 59 à 73ans, puis d'échantillons frais issus de 40 donneurs différents servant de validation.

Les échantillons ont été prélevés en respectant pour chacun une distance de 1 cm comme présenté sur La Figure 10. Ce maillage avait pour objectif de mettre un place une cartographie des épaisseurs et des paramètres mécaniques du crâne humain.

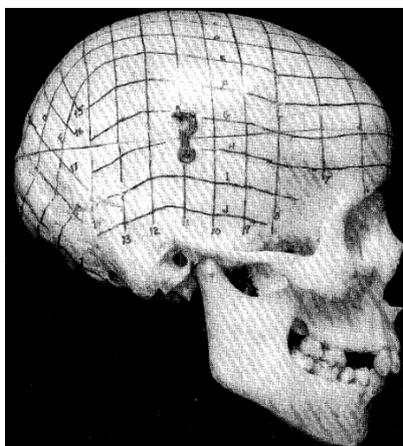


Figure 10 : Maillage de base pour le prélèvement d'échantillons [Mce70]

Les échantillons ont été séparés en 3 groupes (Figure 11). Les échantillons cylindriques de diamètre 10mm ont été testés en torsion et en cisaillement, les échantillons cubiques de côté 10mm ont été testés en compression et les échantillons plans ont été testés en traction.

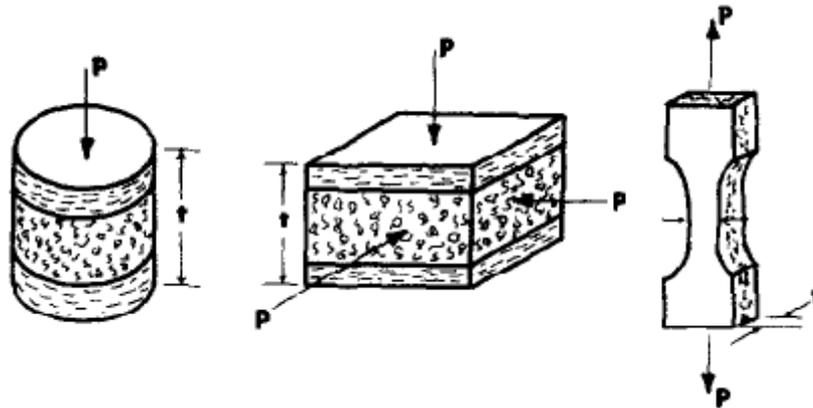


Figure 11 : Types d'échantillons utilisés pour l'essai de l'étude [Mce70]

Cette étude a permis de mettre en évidence quelques caractéristiques de l'os du crâne humain, notamment la différence entre le module apparent radial (2.41GPa) et le module apparent tangentiel (5.58GPa), avec peu de variabilité de contraintes dans les directions tangentielles. Il a été mis en évidence que les paramètres mécaniques de l'os sont fortement liés à la morphologie de la zone diploé. Une carte du comportement mécanique a été réalisée permettant d'indiquer les variabilités entre zones osseuses dans le crâne (Figure 12).

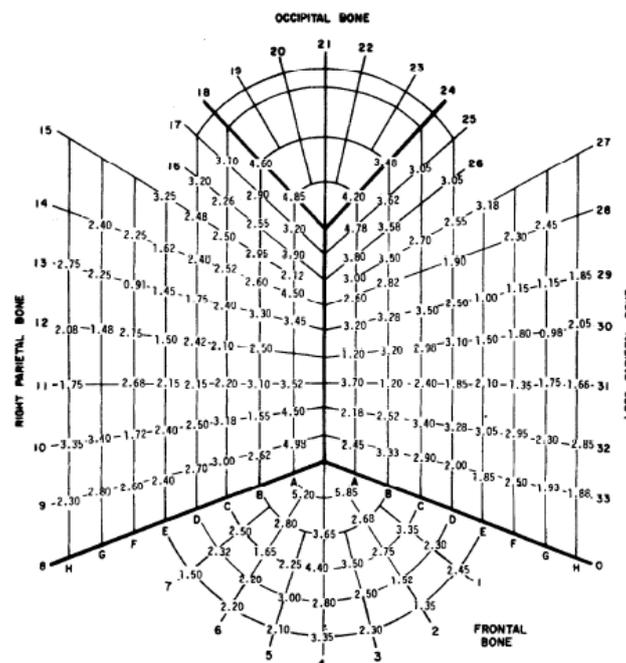


Figure 12 : Carte des modules d'élasticité du crâne humain selon le maillage de prélèvement [Mce70]

McElhaney [Mce70] a réalisé des essais de dureté sur la table externe et interne de l'os crânien. Il ne remarque que peu de différences en dureté entre les deux tables avec 31.6 HV pour la table interne et 34.2 HV pour la table externe en test Vickers.

L'étude menée par McElhaney [Mce70] peut être considérée comme une base permettant de mieux comprendre le comportement mécanique de l'os du crâne humain. Elle a l'avantage d'être complète, de prendre en compte l'ensemble des parties du crâne, de s'intéresser à différents modes de sollicitation et de fournir une cartographie des paramètres mécaniques de l'os crânien.

Dans l'étude de Barber [Bar70], des échantillons issus d'un crâne embaumé prélevés sur un sujet de 73ans ont été testés en compression radiale, en suivant le même protocole que celui présenté par McElhaney. L'intérêt de l'étude de Barber est qu'elle présente 3 types de courbes correspondant à 3 modes d'endommagement et de rupture pour des essais de compression Figure 13.

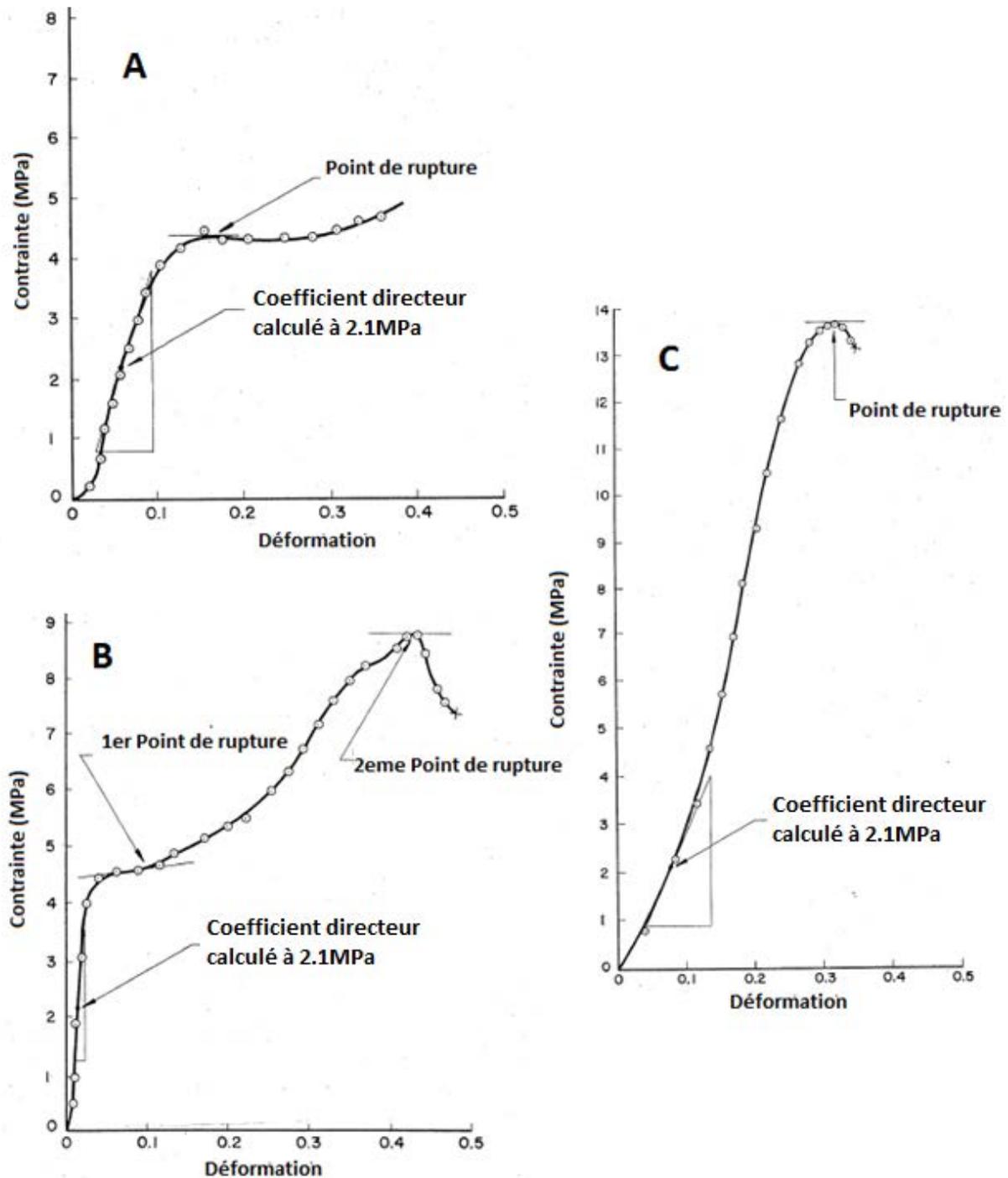


Figure 13 : Courbe de contrainte déformation avec différents modes de ruptures

[Bar70]

- Mode A : présente un seul point de rupture suivi d'une courte densification. Il est remarqué pour les échantillons ayant la couche diploé la plus épaisse.
- Mode B : présente deux points de ruptures avec une zone de densification au milieu. Ce mode est celui remarqué pour des échantillons avec une épaisseur intermédiaire,

le premier point de rupture peut être expliqué par une rupture de la table interne ou externe.

- Mode C : présente un point de rupture extrême se trouvant à des niveaux de contrainte élevée. Ce mode est présent pour les échantillons avec une épaisseur de diploé faible.

Dans son étude Wood [Woo71] a réalisé une campagne expérimentale sur la base de 120 échantillons frais prélevés 12h après la mort de 30 sujets humains âgés de 25 à 95ans. Les échantillons (Figure 14) sont testés en traction à différentes vitesses de sollicitations ($0.005s^{-1}$, $1,150s^{-1}$).

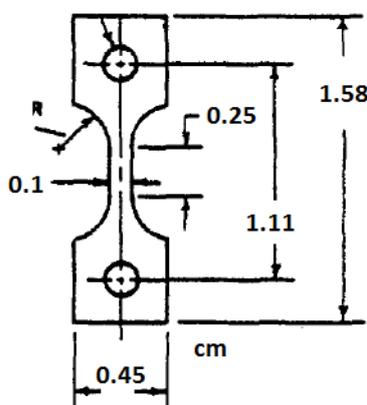


Figure 14 : éprouvette d'os de crâne pour essais de traction [Woo71]

Les résultats de cette étude montrent que l'os cortical du crâne humain a un comportement isotrope transverse, ce qui veut dire que les propriétés mécaniques tangentielles ne dépendent pas de la direction de chargement. L'auteur a pu aussi conclure que le module d'élasticité et la contrainte maximale à la rupture sont dépendants de la vitesse de déformation mais que l'énergie absorbée n'est pas sensible à la vitesse de déformation.

Plus récemment en 2007, Delille [Del07] a mené une campagne expérimentale sur la base de 380 échantillons prélevés sur 20 sujets frais d'une moyenne d'âge de 71 ans avec pour objectif l'amélioration de la connaissance du comportement mécanique de l'os crânien et la mise en place d'un prototype expérimental de crâne humain plus bio-fidèle que les mannequins existants. Des éprouvettes rectangulaires de 13x60mm ont été prélevées sur les différentes parties du crâne et ont été testées en flexion 3 points (Figure 15).

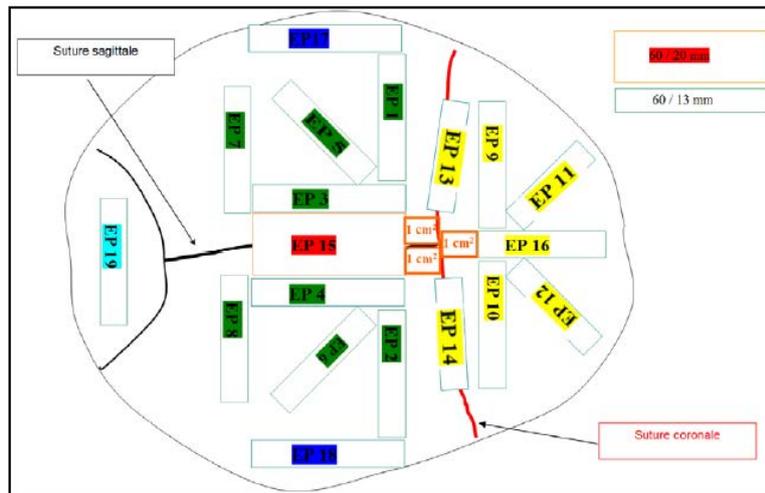


Figure 15 : carte de prélèvement des éprouvettes [Del07]

Le module calculé pour cette étude est un module équivalent établi analytiquement grâce au modèle d'une poutre droite creuse (Figure 16)

$$E = \frac{L^3}{48} * \frac{F}{d * I} \quad \text{avec } I = \frac{b * h^3}{12} - \frac{a^4}{12}$$

$$S' = S - SO = a^2$$

$$S = b * h$$

$$SO = (S * \%Minéral) / 100$$

avec : E le module d'élasticité équivalent (Pa)

F la charge (N)

L la distance entre appuis (m)

h l'épaisseur (m)

b la largeur (m)

d le déplacement (m)

I l'inertie quadratique (m⁴)

S la surface pleine (m²)

S' la surface creuse (m²)

SO la surface d'os minéral (m²)

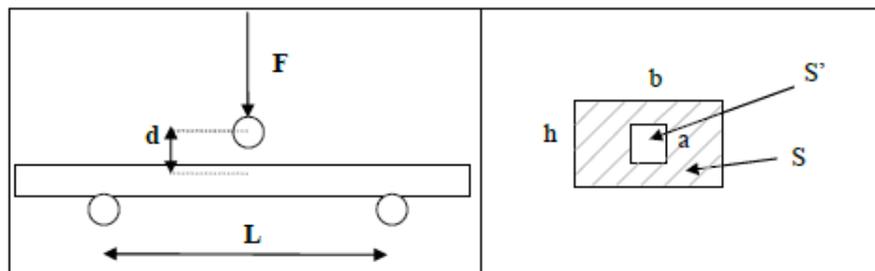


Figure 16 : Méthode de calcul du module équivalent pour l'étude Delille

L'étude a permis de calculer les modules équivalents pour les différentes parties du crâne et avec plusieurs sens de chargement (Figure 17).

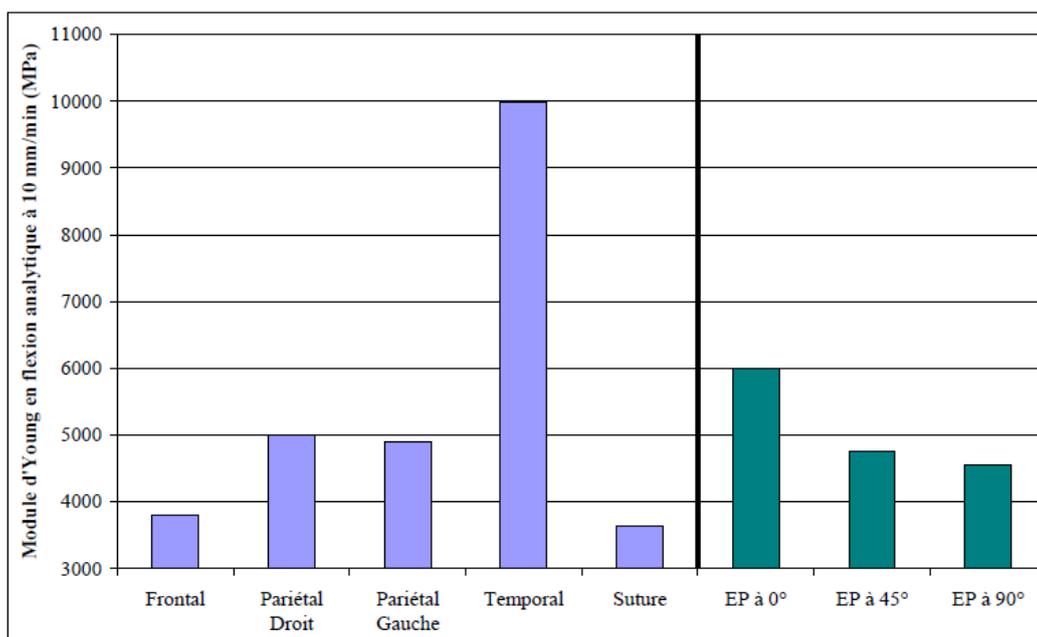


Figure 17 : Histogramme des modules d'élasticité équivalents pour chaque zone et orientation [Del07]

Une seconde partie de l'étude avait pour but de mettre en évidence l'influence de la vitesse de sollicitation et du mode de conservation. Elle se base sur 107 échantillons prélevés sur 7 sujets congelés avec une moyenne d'âge de 79 ans. Des essais en flexions 3 points ont été effectués pour 3 vitesses de sollicitation (10, 100 et 500mm/min) et ont permis de mettre en évidence l'effet de la vitesse de sollicitation et de la congélation sur le module de flexion. Le Tableau 3 synthétise les différents résultats obtenus pour les différentes études mécaniques menées sur le crâne humain.

Référence	Région	N	Type de test	Module de Young (Mpa)	Contrainte à la rupture (Mpa)	Coeff de Poisson
[Mce70]	Crâne		Compression tangentielle	5600	96,5	0,22
			Compression radiale	2413	73,7	0,19
			Traction	5400	43,4	
[Bar70]	Pariétal	140	Compression	718,1	50,7	
	Frontal	42		545,5	75,6	
	Occipital	29		737	80,3	
	Suture lambdoïde	16		1344	85,6	
	Suture coronale	16		481	54,3	
[Hub71]	Crâne	8	Flexion 3 points	9681		
[Woo71]	Crâne	120	Traction	10300-22060	48-127	
[Sch94]	Crâne	81	Compression	313	130,1	
		73	Cisaillement		4,9	
		50	Traction		4,2	
[Nis95]	Pariétal	13	Flexion cortical	8750	41,8	0,25
	Frontal	10	Flexion spongieux	4660	13,6	0,25
[Del02]	Crâne	92	Flexion simple (40mm/min)	3131	2-41	
[Aut04]	Crâne	9	Flexion 4 points (0,3mm/min)	3763	39	
[Ver06]	Crâne		Flexion simple (0,5mm/min)	1850-2300		
			Flexion simple (50mm/min)	2200		
			Flexion simple (500mm/min)	2350-5500		
[Del07]	Crâne	380	Flexion 3 points (10mm/min)	5000-11000		
			Flexion 3 points (100mm/min)	9300		
[Aup09]	Pariétal droit	55	Flexion 3 points (10mm/min)	3736		
		15	Flexion 3 points (1000mm/min)	4425,65		
		34	Flexion 3points (1m/s)	9632,66		
	Pariétal gauche	52	Flexion 3 points (10mm/min)	4531,13		
		13	Flexion 3 points (1000mm/min)	6126,39		
		31	Flexion 3points (1m/s)	11202,18		
	Frontal	53	Flexion 3 points (10mm/min)	3279,60		
		15	Flexion 3 points (1000mm/min)	6460,65		
		34	Flexion 3points (1m/s)	8151,83		

Tableau 3 : Récapitulatif des résultats des campagnes expérimentales menées sur l'os du crâne.

Les valeurs obtenues dans les différentes études présentent une forte variation. McElhaney obtient une valeur moyenne du module apparent en compression de 2413MPa, alors que pour Barber, qui a utilisé le même protocole, des valeurs de module apparent oscillant entre 481MPa et 1344MPa, selon la zone étudiée. Pour l'étude de Schueler, le module apparent moyen obtenu en compression est de 313MPa. Le même constat peut être fait pour la flexion

3 points, Delille obtient un module équivalent entre 5000MPa et 11000MPa, alors qu'Auperrin, avec le même protocole, obtient une valeur de module équivalent de 3736MPa.

3.2. Variabilités des paramètres mécaniques

3.2.1. Vitesse de sollicitation

Comme on a pu le voir précédemment, Wood [Woo71] a mis en évidence l'influence de la vitesse de sollicitation sur le comportement mécanique de l'os. La Figure 18 présente ces résultats. L'auteur montre que le module d'élasticité et la contrainte à la rupture augmentent alors que la déformation à la rupture diminue en augmentant la vitesse de déformation pour les essais sur l'os cortical. La courbe de la Figure 18 présente bien ce résultat. L'auteur indique aussi que l'énergie absorbée à la rupture ne dépend pas de la vitesse de déformation.

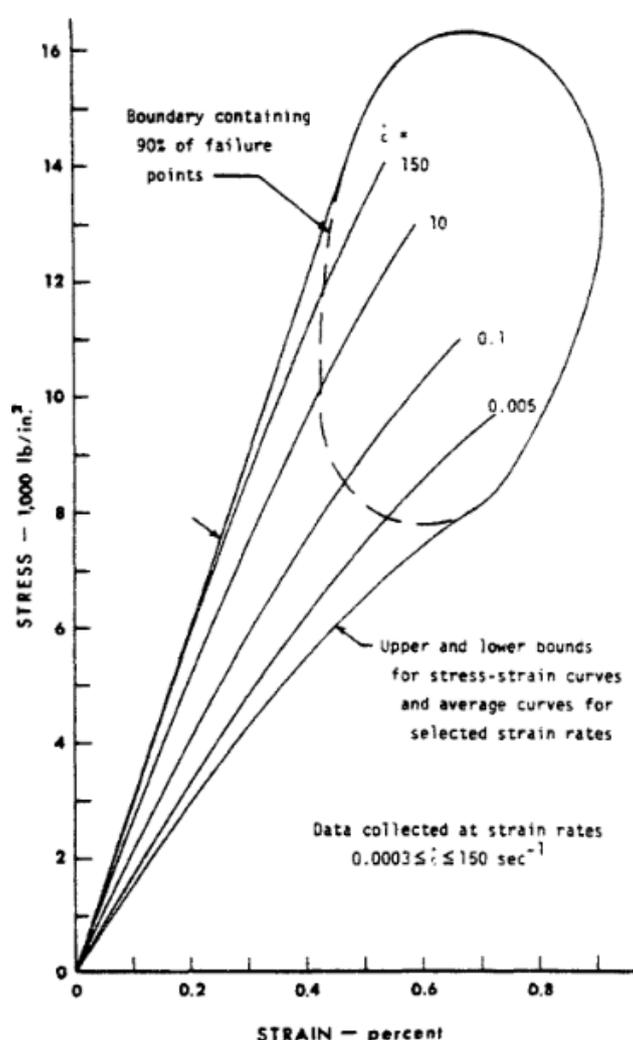


Figure 18 : Courbe de contrainte/déformation pour différentes vitesses de sollicitations [Woo71]

En 2006, Vershueren [Ver06] effectue des essais mécaniques de flexion simple sur des éprouvettes issues de 14 crânes embaumés et 5 crânes frais, avec 3 vitesses de sollicitations différentes (0.5mm/min, 50mm/min et 500mm/min). Les résultats montrent clairement un effet de la vitesse de sollicitation que ce soit sur l'os frais ou sur l'os embaumé.

Avec pour l'os frais :

$$E_{0.5\text{mm/min}} = 2300\text{MPa} < E_{500\text{mm/min}} = 5500\text{MPa}$$

Avec pour l'os embaumé :

$$E_{0.5\text{mm/min}} = 1850\text{MPa} < E_{50\text{mm/min}} = 2200\text{MPa} < E_{500\text{mm/min}} = 2350\text{MPa}$$

Dans sa thèse en 2009, Auperrin [Aup09] mène une étude sur la base de 11 crânes humains issus de sujets âgés de 76 à 96 ans. Les échantillons sont prélevés selon le protocole suivi par Delille (Figure 15) et les essais mécaniques se font en flexion 3 points suivant 3 vitesses de sollicitations, 10mm/min, 1000mm/min et 1m/s. Cette étude a mis en évidence une augmentation du module d'élasticité avec la vitesse de sollicitation et plus généralement démontrée l'influence de la vitesse de sollicitation sur les paramètres mécaniques.

3.2.2. Localisation

De nombreuses études ont permis de mettre en évidence les variations mécaniques dues à la localisation du prélèvement.

McElhaney montre grâce à la cartographie du comportement mécanique de l'os crânien, les disparités entre les différents os du crâne. En 1972, il complète son étude avec une campagne expérimentale en quasi-statique sur les crânes de 23 sujets embaumés. La campagne comprend des essais de compression sur le frontal et le temporal. Il remarque une différence de raideur entre le frontal (1400 à 3500 N/mm) et le temporal (700 à 1750N/mm).

L'étude menée par Delille [Del07] démontre des écarts de module entre les différents os du crâne humain :

$$695\text{MPa} < E_{\text{frontale}} = 3790\text{MPa} < 7540\text{MPa}$$

$$1060\text{MPa} < E_{\text{pariétal droite}} = 4950\text{Pa} < 14100\text{MPa}$$

$$970\text{MPa} < E_{\text{pariétale gauche}} = 4920\text{MPa} < 16200\text{MPa}$$

$$3030\text{MPa} < E_{\text{temporale}} = 9820\text{MPa} < 24600\text{MPa}$$

$$1650\text{MPa} < E_{\text{suture}} = 3640\text{MPa} < 6500\text{MPa}$$

En s'appuyant sur ces résultats, un substitut du crâne a été développé à partir de 2 résines différentes de réponses mécaniques égales à celles mesurées :



Figure 19 : Substitut physique du crâne humain composé de 3 résines différentes.[Del07]

3.2.3. Conservation

L'os humain se déshydrate et se décompose rapidement après le décès. Il est donc nécessaire d'utiliser des moyens de conservation pour pouvoir maintenir constantes ses propriétés intrinsèques le plus longtemps possible. Mais selon la méthode utilisée, les effets sur les caractéristiques mécaniques diffèrent.

La congélation est la méthode la plus utilisée pour la conservation de l'os et est aussi considérée comme peu impactant sur ses caractéristiques mécaniques. Cette technique consiste en la conservation des échantillons à une température d'environ -20°C ou moins.

Pelker [Pel83] présente une étude basée sur la congélation de vertèbres de rats à différentes températures (-20 , -70 et -196°C) pendant deux semaines. Il est reporté une augmentation de la raideur de 10 à 20% à -20°C et aucune variation de la raideur à -196°C .

Panjabi [Pan85] indique selon une étude basée sur des échantillons de vertèbres humaines congelées à -18°C pendant 232 jours que le module d'élasticité reste inchangé, même après cette période de congélation longue.

Crandall [Cra94] met en place une étude basée sur 150 échantillons de côtes de bovins. Les échantillons sont congelées à -73°C puis testés mécaniquement en flexion 3 points à une vitesse de chargement de 2.54mm/s . Il note une diminution de 20 à 30% du module apparent par rapport à l'os frais.

La surgélation, comme la congélation, consiste à réduire la température de l'échantillon pour le conserver, mais cette fois d'une manière brutale pour qu'il puisse atteindre la température critique de -20°C en quelques minutes.

Beaupied [Bea06] met en place une campagne expérimentale visant à évaluer l'effet de la surgélation et de la conservation dans l'alcool sur les paramètres architecturaux de l'os. Pour cela, des fémurs de rats sont surgelés à -20°C ou conservés dans une solution d'éthanol à 70° , puis les données morphologiques issues de la microtomographie sont comparées avant et après conservation. Il en résulte qu'il n'y a aucune altération des caractéristiques morphologiques de l'os, que ce soit par surgélation ou par conservation dans l'éthanol.

L'embaumement est la dernière méthode de conservation, il consiste en la conservation du matériau biologique dans du formol, dans de l'alcool ou dans du Winckler. Ce dernier, qui est un mélange de formol, d'alcool et de glycérine avec d'autres composés, est de plus en plus utilisé.

Crandall [Cra94] dans la même étude que celle concernant l'influence de la congélation, tente de vérifier l'effet de l'embaumement sur l'os. Il remarque que cette méthode implique une diminution de 7% du module apparent par rapport à l'os frais, avec des modules d'élasticité compris entre 8 et 11GPa.

Vershueren [Ver06] remarque que le module apparent de l'os frais de 2.3GPa en moyenne est plus important que celui de l'os embaumé de 1,7GPa en moyenne, ainsi que pour la contrainte maximale qui est de 48.4MPa en moyenne pour l'os frais contre 25,3MPa en moyenne pour l'os embaumé.

3.3. Conclusion

Dans cette partie, nous nous sommes intéressés aux travaux qui ont été menés dans le but d'étudier le comportement mécanique de l'os du crâne humain. Plusieurs types d'essais ont été effectués, selon les différents modes de sollicitations mécaniques, sur l'ensemble des parties de la voûte du crâne et à différentes vitesses de sollicitations.

Il apparaît nettement que l'os du crâne humain est globalement orthotrope, avec un module d'élasticité tangentiel plus important que le module d'élasticité radial [Bar70], mais aucune différence significative de module selon les directions dans le plan tangentiel [Woo71]. Les modules d'élasticité en traction et en compression sont équivalents, néanmoins la contrainte à la rupture est plus importante pour les essais de compression [Bar70].

Selon la localisation de l'échantillon dans le crâne, il apparaît une disparité des paramètres mécaniques. Ce constat est fait par l'ensemble des études qui se sont intéressées aux différentes zones du crâne.

Le comportement mécanique de l'os du crâne est sensible à la vitesse de sollicitation et généralement une augmentation du module d'élasticité est observée avec l'augmentation de la vitesse quelle que soit la zone du crâne testée.

Pour finir, différentes études ont démontré l'influence du mode de conservation sur les paramètres mécaniques de l'os, avec la congélation qui semble être le meilleur moyen de préserver les échantillons d'os sans risquer d'altérer significativement leurs comportements mécaniques.

4. Personnalisation morpho-mécanique

4.1. Influence de la morphologie sur les paramètres mécaniques

4.1.1. Densité

Historiquement, la densité a été liée dès les premières études aux paramètres mécaniques de l'os. Ce constat est surtout fait pour de l'os trabéculaire, quelle que soit son origine.

En 1970, Melvin [Mel70] mène une étude sur la base de 52 échantillons d'os trabéculaires de crânes frais prélevés pendant l'autopsie de corps humains. Il met en place des essais de compression à une vitesse de déformation de 0.22 s^{-1} et 2.2 s^{-1} . Il obtient comme principal résultat une relation entre la masse volumique apparente (ρ_{app}) de l'échantillon et son module de Young (E_{app}) :

$$E_{app} = 2,02 \cdot 10^{12} \rho_{app}^{5,13} \quad [1:5]$$

L'auteur n'a pas trouvé de différences significatives entre les résultats des essais à 0.22 s^{-1} et 2.2 s^{-1} .

En 1993, Linde [Lin93] mène une étude sur la base de 60 échantillons d'os trabéculaires issues de tibias humains. Il réalise des essais de compression jusqu'à 5% de déformation avec 6 vitesses de déformations différentes ($0.0001, 0.001, 0.01, 0.1, 1, 10 \text{ s}^{-1}$). Il obtient une relation qui lie le module de Young (E_{app}) à la masse volumique (ρ_{app}) et à la vitesse de déformation ($\dot{\epsilon}$) :

$$E_{app} = 2232 \cdot \rho_{app}^{1,56} \dot{\epsilon}^{0,047} \quad [1:6]$$

En 1997, Ouyang [Ouy97] permet d'améliorer le résultat précédent grâce à une campagne d'essais effectuée sur l'os trabéculaire de 36 vertèbres humaines. Il obtient comme résultat :

$$E_{app} = 2382 \cdot \rho_{app}^{1,88} \dot{\epsilon}^{0,007} \quad [1:7]$$

Les études menées pour essayer d'établir une relation entre les paramètres mécaniques et la densité apparente de l'os trabéculaire aboutissent à un lien en puissance entre la densité apparente et le module apparent. Les premières études montrent un facteur de puissance proche de 5, mais finalement le facteur de puissance semble tendre plus vers une valeur de deux. Certaines études mettent aussi en évidence la vitesse de déformation. Toutefois, cet ajout reste négligeable au vu du facteur lié à la vitesse de déformation.

4.1.2. Paramètres architecturaux

Plusieurs auteurs ont cherché à relier les paramètres architecturaux de l'os trabéculaire aux paramètres mécaniques. Ces études présentent des résultats des plus prometteurs, car plus complets qu'une simple étude basée sur la densité apparente.

Comme pour la densité apparente, un lien est vite établi entre le BV/TV de l'os trabéculaire et le module apparent.

En 2006, Van Lenth [Len06] mène une étude sur la base de 42 échantillons d'os trabéculaires de vertèbres humaines, les échantillons sont scannés par micro-tomographie avec une résolution de 20µm, puis ils sont testés mécaniquement en compression. L'auteur établit une équation entre le module apparent et le BV/TV des échantillons :

$$E_{app} = 3,21.BV/TV^{1,79} \quad [1:8]$$

En général pour ce genre d'étude, ces résultats semblent proches de ceux présentés dans les équations [5], [6] et [7], mais on obtient généralement de meilleures précisions pour les résultats obtenus avec le BV/TV équation [8]. Ceci s'explique par la précision de la micro-tomographie permettant d'évaluer plus précisément les porosités de l'échantillon.

En 2006, Teo [Teo06] montre grâce à une étude statistique de données issues de la micro-tomographie, un lien entre le module apparent de l'os trabéculaire et le BV/TV, le Tb.Pf, le SMI, le Tb.Th et le Tb.Sp avec respectivement des coefficients de corrélation de 0.83, 0.8, 0.7, 0.72 et 0.4. Pour cette étude 38 échantillons cubiques de côté 5mm issus de vertèbres de porcs ont été scannés avec une résolution de 14µm et testés mécaniquement en compression.

En 2009, Halgrin et al. [Hal09] mène une étude sur la base de 123 échantillons d'os trabéculaires, les échantillons sont scannés par micro-tomographe, puis testés mécaniquement en compression. Il établit une relation plus complète entre le module apparent et les paramètres morphologiques :

$$E_{app}(i) = E.SMI.BV/TV.(MIL_i \times Tb.N)^{2.07} \quad [1:9]$$

Cette relation permet de lier le module apparent dans une direction i et le module constituant des travées E , qui est une constante caractéristique du matériau osseux et les paramètres BV/TV, SMI Tb.N et le MIL dans la direction i .

Les études menées dans ce sens montrent globalement un lien entre les paramètres architecturaux de l'os trabéculaire, quelle que soit la zone de prélèvement de l'échantillon, avec néanmoins une différence sur les résultats obtenus selon la zone étudiée, comme montré par Ulrich et al. [Ulr03]. Les dernières études ont permis d'obtenir des résultats très

concluants dans ce sens, mais il est encore possible d'améliorer ces relations afin de trouver tous les paramètres cachés du problème.

5. Modèles numériques de l'os crânien

La méthode de calcul numérique par éléments finis est de plus en plus utilisée pour la modélisation du comportement mécanique de la tête humaine (crâne, peau, cerveau...). Cette méthode permet, grâce à des modèles validés, d'obtenir le comportement global et local d'un crâne humain en cas de choc ou d'impact, ce qui permet d'effectuer une étude efficace et peu onéreuse. Elle permet aussi d'obtenir des paramètres inaccessibles expérimentalement, ce qui contribue à l'amélioration des estimations. La validation se fait par des essais expérimentaux qui permettent de renforcer le modèle numérique.

Différents modèles du crâne sont disponibles dans la littérature, les premiers modèles éléments finis de la tête datent des années 70 avec les travaux de Ward [War80]. Une revue des modèles 2D est donnée par Baumgartner [Bau01] et dans la thèse de Kleiven [Kle02]. Ces modèles 2D ([Uen89], [Rua91], [Kui95], [Uen95], [Pra99]) permettent de raffiner le maillage dans une section plane donnée, pour la prise en compte de plus de détails anatomiques. Les modèles par éléments finis bidimensionnels développés sont délaissés au profit des tridimensionnels qui tiennent mieux compte de la structure complexe de la tête, ainsi que des sollicitations qu'elle supporte. Avec les avancées des capacités de calcul, des modèles de plus en plus fins et complexes ont vu le jour.

Aujourd'hui, une dizaine de modèles 3D sont utilisés dans le monde. Nous présentons donc ici une description de ces principaux modèles. Le but ici est d'avoir une idée précise de l'état actuel des modèles de tête et plus précisément des modèles de crâne utilisés dans l'industrie et dans la recherche, ce qui va nous permettre par la suite de construire un modèle numérique du crâne humain qui sera facile à intégrer dans un modèle existant tout en y apportant une réelle valeur ajoutée.

5.1. Le modèle de la Wayne State University

Modèle basé sur le code de calcul Pam Crash [Rua93], il modélise la tête humaine complète avec 32898 nœuds et 41354 éléments pour une masse totale de 4.3 kilogrammes. Le modèle a été validé en utilisant des campagnes d'essais et des données de la littérature en termes de Pression intra crânienne et ventriculaire [Nah77] et [Tro92], de choc frontal, latéral et occipital [Har01] et Comportement de la face [Nyq86], [All91].

Le modèle a été amélioré à plusieurs reprises depuis 1993 [Zhou97], [Alb99], [Zha01].

La version 2001 du modèle comporte plus de 281.800 nœuds et 314.500 éléments, avec une masse de 4.5 kilogrammes. Ce modèle est à ce jour le plus complet, mais reste très compliqué à utiliser à cause de la puissance et temps de calcul nécessaires.

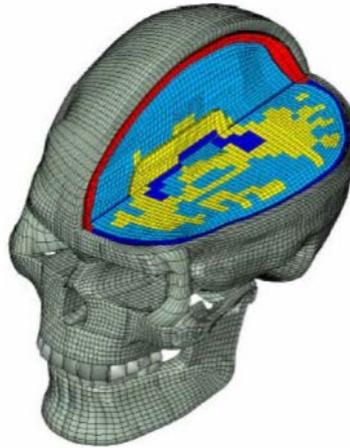


Figure 20 : Modèle éléments finis de la tête de la Wayne State University (version 2001)

Le modèle utilise des éléments solides et coques pour modéliser l'ensemble des parties d'une tête humaine moyenne, en partant du cuir chevelu, jusqu'au cerveau. Une loi élastique linéaire est utilisée pour modéliser le crâne, avec une différenciation dans les propriétés mécaniques entre le cortical et le diploé.

Ce modèle a été notamment intégré dans le GHBM (Global Human Body Models), qui réunit plusieurs groupes (Honda, Hyundai, Psa, Nissan, Renault, GM...), afin de mettre en place un modèle numérique bio fidèle du corps humain pouvant être utilisé pour des simulations de crash.

5.2. Le modèle de Stockholm

Ce modèle développé par Kleiven en 2002 inclut la majorité des éléments anatomiques essentiels de la tête avec comme condition limite un modèle de cou simplifié. Le modèle est composé de 11454 éléments briques, 6940 éléments coques et 22 éléments ressorts. Une loi élastique linéaire est utilisée pour modéliser le crâne, avec une différenciation dans les propriétés mécaniques entre le cortical et le diploé.

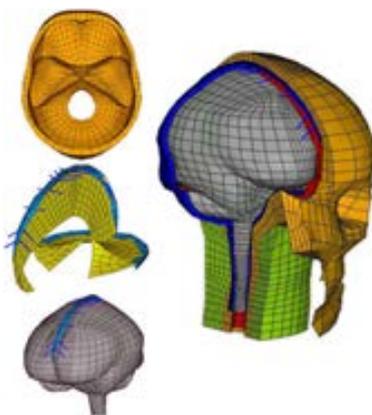


Figure 21 : Modèle éléments finis de la tête de Stockholm Kleiven (2002)

Ce modèle a été validé par rapport aux tests de Nahum [Nah77] et également aux données cadavériques obtenues par Hardy [Har01] en choc frontal, en choc latéral et en choc occipital.

5.3. Le modèle de l'université d'Eindhoven

Le modèle élaboré par Claessens en 1997. Il est constitué d'un crâne, d'un cerveau et d'une face sommaire. Le maillage contient 12126 éléments hexaédriques et tétraédriques pour une masse totale de 3.1 kg. L'étude Nahum [Nah77] a été utilisée pour valider ce modèle.

Ce modèle est amélioré par Brands en 2002 qui affine le maillage existant et utilise une couche d'éléments briques pour modéliser le LCR (Liquide céphalo rachidien).

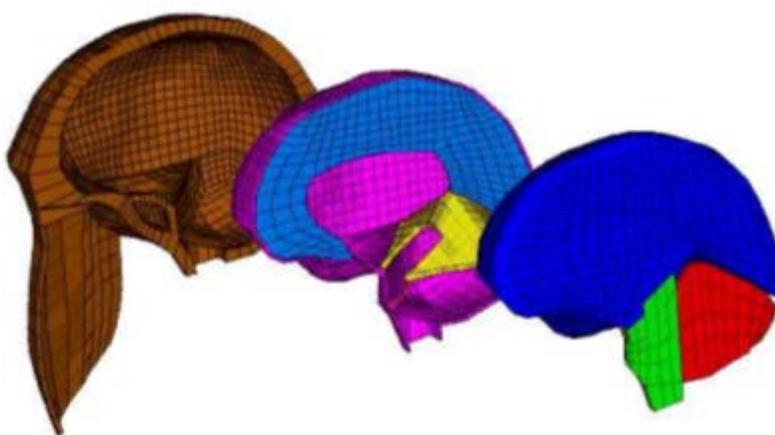


Figure 22 : Modèle éléments finis d'Eindhoven Brands (2002)

Une loi viscoélastique de type Maxwell a été employée pour modéliser le cerveau, les autres constituants étant considérés comme élastiques linéaires.

5.4. Le modèle de l'université Louis Pasteur Strasbourg (ULP)

En 1999 Kang [Kan99] développe un modèle de tête, le maillage est obtenu avec le logiciel Hypermesh. Le modèle est constitué de 11939 nœuds, 13208 éléments divisés en 10395 éléments brique et 2813 éléments coques. L'os crânien a une épaisseur supposée constante,

est modélisé par 1813 éléments coques composites avec une loi élastique plastique orthotropique affectée d'un critère de rupture de type Tsai-Wu. Le cerveau est modélisé par une loi viscoélastique alors que les autres composants sont élastiques (face, scalp, LCR et faux et tente).

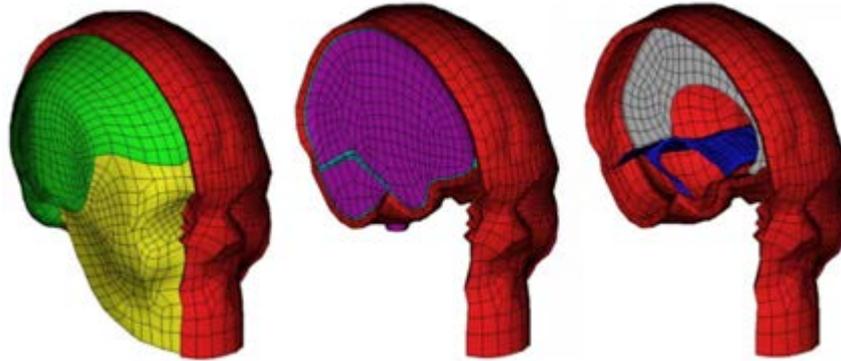


Figure 23 : Modèle éléments finis de la tête (modèle ULP) [Mar08]

Le modèle ULP a été validé par Willinger [Wil99] en confrontant la réponse dynamique du modèle à des essais expérimentaux réalisés par : [Nah77], [Tro92] et [Yog94].

5.5. Le modèle de l'université de Valenciennes

Ce modèle a été développé par [Run04] dans le cadre des recherches effectuées depuis quelques années au LAMIH, sur l'identification des lois de comportement de l'os du crâne humain sous sollicitations quasi-statiques. La géométrie externe de MEF a été développée à partir du crâne de la Wayne State University. La masse totale du modèle est de 4.109kg, il comporte 25579 nœuds, sur lesquels sont définis 18020 hexaèdres et 10782 coques.

Le liquide céphalo-rachidien est modélisé par une loi hyper-élastique de formulation Mooney-Rivlin, le cerveau lui est modélisé par une loi viscoélastique. Le comportement mécanique des autres composants sont quant à eux extraits de la littérature [Del07]. La validation du modèle a été réalisée par comparaison aux données expérimentales en termes de force d'impact, d'accélération de la tête et de pressions épidurales. La pression intracrânienne est comparée à celle de [Nah77].

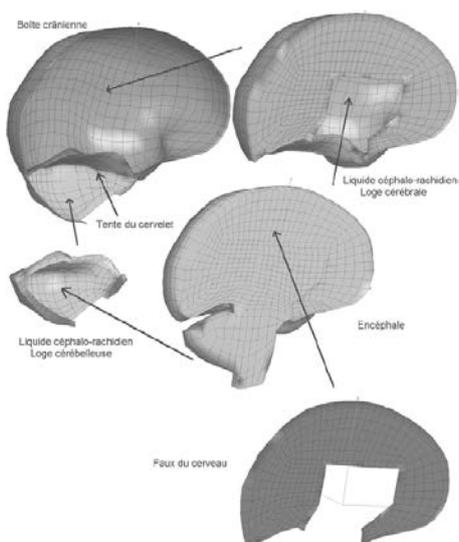


Figure 24 : Modèle de l'université de Valenciennes [Del07]

5.6. Le modèle Thums

Thums est un modèle élément finis développé par le bureau de R&D de Toyota afin de prédire les lésions subies par le corps humain durant un impact. Le modèle représente l'ensemble du corps humain et permet de simuler le choc subi par les piétons ou les automobilistes dans le cas d'un accident de voiture.

Le modèle de la tête utilisé (Figure 25) est fait sur Lsdyna et comporte 24100 éléments briques et 25200 éléments coques avec une masse totale de 4.39Kg. La loi de comportement matériau utilisée est un élasto-plastic du type MAT24/105. La validation de ce modèle s'est faite par une série de simulations de 3 impacts sur tête présentée par Iwamoto [Iwa07].

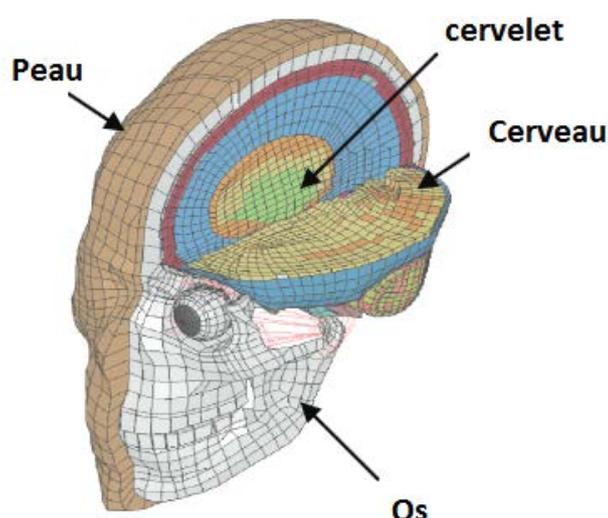


Figure 25 : Modèle de la tête utilisé dans le modèle de l'homme Thums [Iwa07]

Le Tableau 4 présente de façon résumée, l'ensemble des données constituant ces différents modèles numériques, que ce soit d'un point de vue des éléments anatomiques, du maillage et du type de comportement mécanique. Il apparaît nettement qu'actuellement les modèles de comportement mécanique utilisés pour le crâne sont élastiques homogènes faisant la distinction, dans certains cas, entre os cortical et os spongieux. Aucun de ces modèles n'introduit de notion de personnalisation de la réponse mécanique en fonction de la nature intrinsèque et structurelle de l'os.

Modèle	Éléments anatomiques modélisés et maillage	Comportement mécanique du crâne
Wayne State University [Zha99]	Cuir chevelu, crâne, dure-mère, faux et tente du cervelet, pie-mère, sinus sagittal et transverse, LCR, hémisphères cérébraux, cervelet, tronc cérébral, ventricules latéraux, 3ème ventricule et veines pont Maillage fin (taille des éléments de 2mm) de 281.800 nœuds et 314.500 éléments (solide et coque) Tissus mous d'épaisseur variant entre 3 à 8.75 mm (muscles, peau) modélisés comme des éléments solide attachés aux os faciaux.	Crâne élastique linéaire avec différenciation de l'os cortical ($\rho=2100 \text{ kg/m}^3$, $E=6\text{GPa}$, $\nu=0.25$) et du diploé ($\rho=1000 \text{ kg/m}^3$, $E=0.56\text{GPa}$, $\nu=0.30$)
Stockholm [Kle02]	Cuir chevelu, trois couches d'os crâniens, cerveau, méninges, LCR et onze paires de veines pont, cou simplifié rajouté au modèle. 11454 éléments briques, 6940 éléments coques et 22 éléments ressorts.	Crâne élastique linéaire différenciation l'os cortical ($\rho=2000\text{kg/m}^3$, $E=15\text{GPa}$, $\nu=0.22$) et du diploé ($\rho=1300\text{kg/m}^3$, $E=1\text{GPa}$, $\nu=0.24$)
Université d'Eindhoven [Bra02]	Crâne, cerveau, face sommaire, LCR, faux du cerveau, tente du cervelet, cervelet et tronc cérébral. 14092 éléments briques (3212 pour le crâne et la face, 3188 pour les méninges et 7692 pour l'encéphale)	Crâne élastique linéaire ($\rho=2070\text{kg/m}^3$, $E=6.5\text{GPa}$, $\nu=0.2$)
Université Louis Pasteur [Wil99]	Cuir chevelu, face, crâne cortical, crâne spongieux, cerveau, LCR, faux et tente du cervelet. 11939 nœuds, 13208 éléments (10395 briques et 2813 coques). Maillage continu entre parties du modèle. Scalp : couche de 2296 éléments brique. Cerveau : 5508 éléments brique. Os crânien : 1813 éléments coque composite affecté d'un critère de rupture de type Tsai-Wu.	Crâne élastique plastique fragile avec différenciation de l'os cortical ($e=2\text{mm}$, $\rho=1900\text{kg/m}^3$, $E=15\text{GPa}$, $\nu=0.21$, $UTS=90.0\text{MPa}$, $UCS=145\text{MPa}$, $K=6200\text{MPa}$) et du diploé ($e=3\text{mm}$, $\rho=1500\text{kg/m}^3$, $E=4.6\text{GPa}$, $\nu=0.05$, $UTS=35.0\text{MPa}$, $UCS=28\text{MPa}$, $K=2300\text{MPa}$)
Université de Valenciennes [Run04] [Del 07]	Crâne, cerveau, face sommaire, LCR, faux du cerveau, tente du cervelet et encéphale. 25579 nœuds, 18020 hexaèdres et 10782 coques	crâne élastique linéaire ($\rho=1938\text{kg/m}^3$, $E=2.4\text{GPa}$ (suivant %Os), $\nu=0.22$)
Thums [Iwa07]	Cuir chevelu, crane, cerveau (matière grise et blanche), LCR, yeux, dents et mandibule. 24100 briques et 25200 coques	Crâne élasto-plastic du type (MAT24/105)

Tableau 4 : Résumé des différents modèles de crânes présentés.

6. Conclusions

Dans ce chapitre, nous présentons les différentes études menées dans le but de caractériser l'os en général et l'os du crâne humain en particulier, avec un intérêt pour les études morphologiques et les études mécaniques utilisant différentes méthodes.

L'os du crâne est essentiellement étudié grâce à des essais de compression ou de flexion, les essais de traction ne comportant que peu d'intérêt du fait du caractère cellulaire de l'os spongieux. Les études s'intéressent principalement au module d'élasticité et à la limite élastique mais ne s'intéressent que rarement à l'endommagement et à la rupture de l'os crânien.

Les résultats obtenus sur les différentes études présentent d'importantes disparités, qui sont souvent dues aux moyens de tests ou aux moyens de conservation utilisés pour les échantillons. L'influence de l'âge, du sexe et de l'historique du sujet semble avoir aussi un impact important sur la variabilité dans les résultats. Néanmoins, il semble possible de s'affranchir de toutes les variabilités interindividuelles en ayant une connaissance précise de la morphologie de l'os crânien et de la relier directement et de manière forte aux paramètres mécaniques. Cela permettrait de développer des modèles de comportement mécanique du crâne humain plus robuste et ainsi améliorer les moyens expérimentaux et numériques qui permettent d'en faire la simulation.

L'objectif de cette thèse est donc d'acquérir une meilleure compréhension du comportement de l'os crânien et de fournir un modèle numérique personnalisé permettant de prédire efficacement le comportement mécanique du crâne pendant des essais de crash ou d'impact. Pour réussir dans ce travail, des études morphologiques et mécaniques vont être menées pour tenter de mettre à jour les liens morpho-mécaniques qui définissent le comportement du crâne.

Chapitre 2 : Etude morphologique multi-échelle de la voute crânienne

Au cours de ce travail, nous avons réalisé une étude micro-morphologique de la voute crânienne à l'aide de deux campagnes expérimentales :

- ✓ Pour la première campagne, nous avons prélevé des échantillons de diamètre 9mm sur le pariétal droit de 5 crânes humains « formolés ».
- ✓ Pour la deuxième campagne, nous avons prélevé des échantillons de diamètre 9mm sur le frontal et les deux pariétaux de 4 crânes humains « frais ».

Les échantillons de ces deux campagnes ont été analysés de la même manière, mais les traitements réalisés sont différents. Pour la campagne 1, nous avons considéré comme ponctuelle la zone de transition entre la partie corticale et la partie spongieuse. Pour la campagne 2, nous avons développé une méthode afin de déterminer une zone de transition étendue permettant de distinguer ces deux zones.

Tous les échantillons ont été prélevés sur des sujets qui ont donné leurs corps à la science, en accord avec les principes éthiques et la loi française.

1. Campagne 1

1.1. Matériels et méthodes

1.1.1. Préparation des échantillons

Les échantillons cylindriques de diamètre 9 mm ont été prélevés sur le pariétal de 5 cinq sujets humains post-mortem (SHPM) d'âge compris entre 79 et 86 ans conservés dans une solution formolée (3L d'alcool pur, 3L de formol, 1L de phénol, 1L de glycérine et 6L d'eau chaude) durant une période de 1 à 12 mois selon les sujets (Tableau 5 et Figure 26).

Sujets	Sexe	Age	Nombre d'échantillons
C1S1	F	80ans	9
C1S2	F	81ans	10
C1S3	F	86ans	6
C1S4	H	79ans	9
C1S5	F	79ans	7

Tableau 5 : Liste des SHPM de la campagne 1.

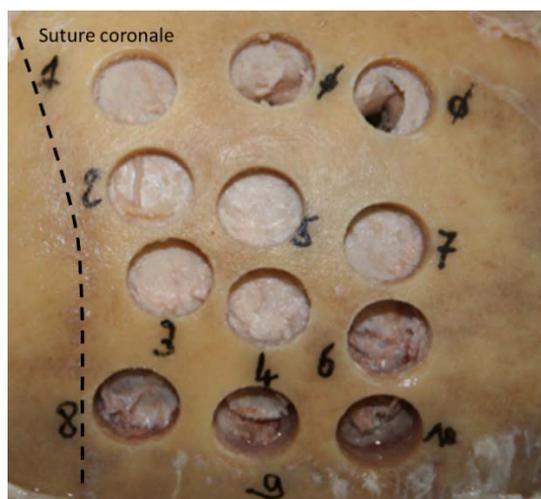


Figure 26 : Pariétal du sujet 5 après prélèvement des échantillons.

Les échantillons de diamètre 9mm (Figure 27) ont été prélevés grâce à un trépan chirurgical circulaire (Stoma®), puis ils ont été conservés dans de l'eau à une température de 7°C. Une première mesure au pied à coulisse nous permet de connaître l'épaisseur maximum de chaque échantillon et leur diamètre réel. Ces valeurs pourront ensuite être utilisées pour régler et vérifier les valeurs obtenues par micro-tomographie.

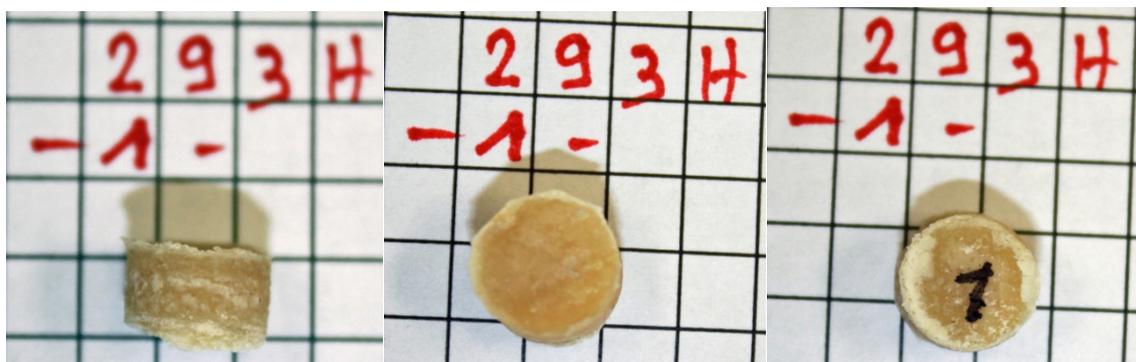


Figure 27 : exemple d'un échantillon cylindrique prélevé

1.1.2. Etude par micro-tomographie

Un scanner de la marque Skyscan 1172 a été utilisé pour imager l'ensemble des échantillons. Il était équipé d'une source à rayon-X réglée sur une tension de 80 kV et une intensité de 100 μ A. Les échantillons ont été scannés à 360° avec un pas de rotation de 0.85° et une résolution de 19.87 μ m. Les images obtenues par le scanner étaient des images à 256 niveaux de gris de l'échantillon en rotation. Pour le traitement des images, le logiciel Nrecon fourni par le constructeur a été utilisé, il nous a permis de transformer les images natives en rotation, en coupes transversales (Figure 28).

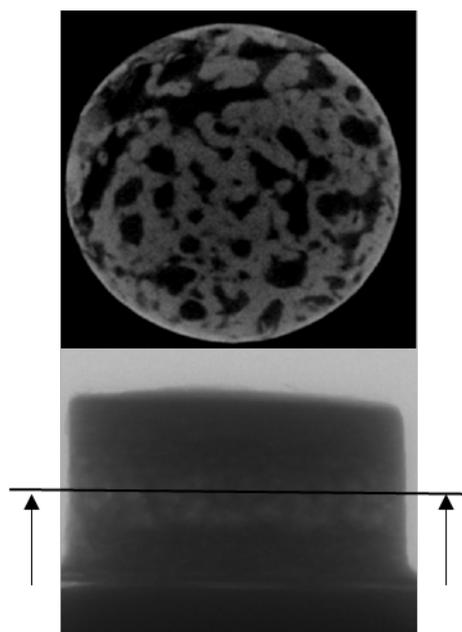


Figure 28 : en bas l'image en rotation (avant traitement), en haut image en translation après traitement par Nrecon

Le logiciel Matlab a été utilisé afin de repositionner les images de sorte à ce que le plan supérieur de la table externe soit horizontal, ce plan étant considéré comme plan de référence pour nos mesures. Les images ont été ensuite filtrées pour équilibrer le niveau de contraste dans l'échantillon, pour cela une cloche de gaussienne a été utilisée.

Nous avons remarqué que le trépan projetait de la poussière d'os dans les espaces inter-trabéculaires en périphérie de l'échantillon. Nous avons donc pris la décision de sélectionner une région d'intérêt circulaire de 8mm de diamètre dans le but d'exclure cette zone anatomique.

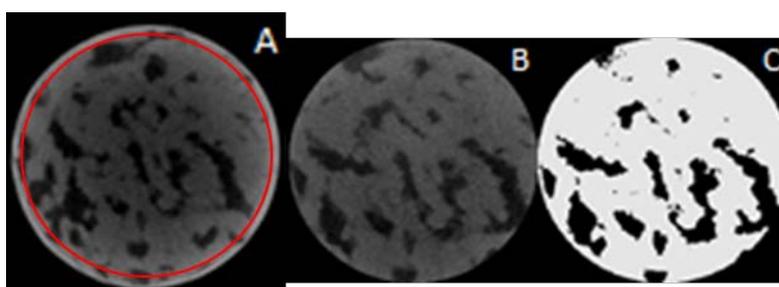


Figure 29 : Traitement des images sur Matlab, A : image brute de 9mm de diamètre, B : image filtrée et découpée à 8mm diamètre, C : image binarisée.

Le logiciel Ctan fourni par le constructeur a ensuite été utilisé pour binariser les images et passer d'images à 256 niveaux de gris à des images en noir et blanc (Figure 29) pouvant être traitées par le logiciel pour calculer les différents paramètres morphologiques de l'échantillon (présentés dans le chapitre 1).

1.2. Résultats

Les résultats obtenus par micro-tomographie en termes d'épaisseur et de paramètres morphologiques vont être décrits tout au long de cette partie.

1.2.1. Epaisseur :

La mesure de l'épaisseur des différentes couches de la voute crânienne a été réalisée grâce aux images du micro-tomographe. Il n'existe pas dans la littérature de consensus pour définir la limite entre zones corticale et trabéculaire. Pour Carter [Car77], l'os cortical présente une porosité allant de 5% à 30% alors que celle de l'os trabéculaire se situe plutôt entre 30% et 90%. Gibson [Gib85] indique qu'on retrouve pour la zone trabéculaire des valeurs de fraction osseuse inférieures à 70% (porosité supérieure à 30%). Schaffer [Sch88] note une porosité de l'os cortical inférieure à 15%.

Dans notre première étude, nous avons utilisé la fraction osseuse pour délimiter les couches. Nous avons sélectionné un Ba/Ta de 80% comme limite entre les corticales et le diploé, comme indiqué sur la Figure 30 :

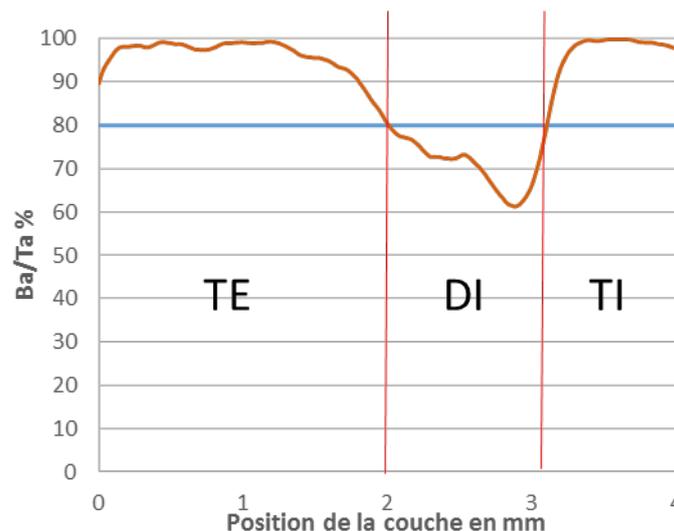


Figure 30 : Exemple d'une courbe Ba/Ta avec la limite de découpe pour les 3 couches

La Figure 31 présente une synthèse des résultats obtenus pour les épaisseurs :

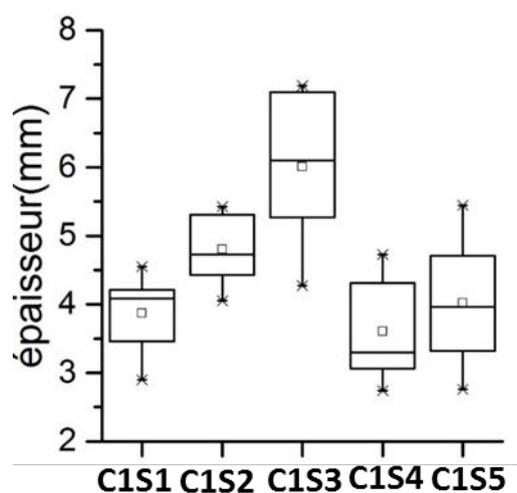


Figure 31 : valeurs des épaisseurs globales pour les 5 sujets formolés (n=41)

Les épaisseurs des échantillons du pariétal des 5 sujets testés montrent déjà une variabilité interindividuelle importante, avec un sujet 3 qui a une médiane des épaisseurs à 6mm, alors que le sujet 4 a une médiane à 3.6mm, ce qui représente une différence de 40% d'épaisseur entre deux sujets. En ce qui concerne la variabilité interindividuelle, l'ensemble des sujets présente un écart entre l'épaisseur minimale et maximale autour de 3mm.

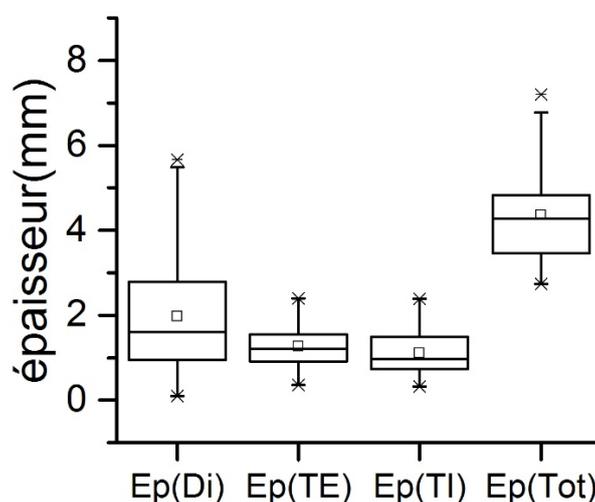


Figure 32 : Valeurs des épaisseurs des différentes couches (n=41)

En ce qui concerne les épaisseurs des différentes zones anatomiques de la voûte crânienne (Figure 32), on remarque que l'épaisseur des deux tables externe et interne est proche de 1mm (1,26 et 1,11 respectivement) avec un écart-type qui va de 0,5 à 1mm. En ce qui concerne l'épaisseur du diploé, on remarque une épaisseur moyenne autour de 1,9mm, avec

une grande amplitude dans les valeurs (0 à 5,5mm). Globalement, la variation observée pour l'épaisseur d'un échantillon est directement liée à l'épaisseur du diploé (Figure 33).

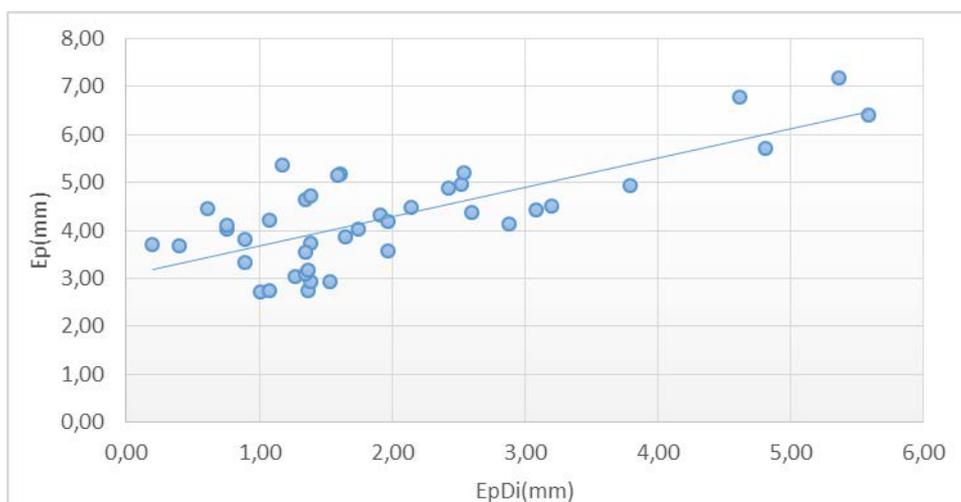


Figure 33: Epaisseur totale en fonction de l'épaisseur du Diploé

Avec : $Ep_{tot} = 0.61 \times Ep_{di} + 3.07$ $R^2 = 0.5565$ et $n = 41$ [2:1]

1.2.2. Paramètres morphologiques :

Le BV/TV constitue la base de l'étude morphologique de l'os, car d'abord il est directement lié à la densité relative de l'os, ce qui permet d'obtenir rapidement son ordre de grandeur pour un échantillon donné. De plus, c'est un des paramètres les plus influents sur les caractéristiques mécaniques de l'os [Len06].

	BV/TV %	Tb.Th mm	Tb.N mm ⁻¹	Tb.Sp mm
C1S1	61,88	0,31	2,16	0,35
C1S2	56,1	0,31	1,82	0,39
C1S3	40,9	0,27	1,50	0,54
C1S4	53,1	0,35	1,51	0,52
C1S5	56,1	0,31	1,85	0,42

Tableau 6: Résumé des paramètres morphologiques pour les 5 sujets

Le Tableau 6 (Voir aussi Annexe 1) présente la moyenne pour l'ensemble du crâne, des différents paramètres morphologiques étudiés pour chaque sujet. Pour le BV/TV, nous avons une valeur minimale de 41% et une valeur maximale de 63%. Si on observe les données des épaisseurs présentées précédemment, on remarque que les valeurs de BV/TV les plus faibles

correspondent aux épaisseurs d'échantillons les plus élevées, plus précisément, on trouve une certaine corrélation entre l'épaisseur du diploé de l'échantillon et son BV/TV (Figure 34).

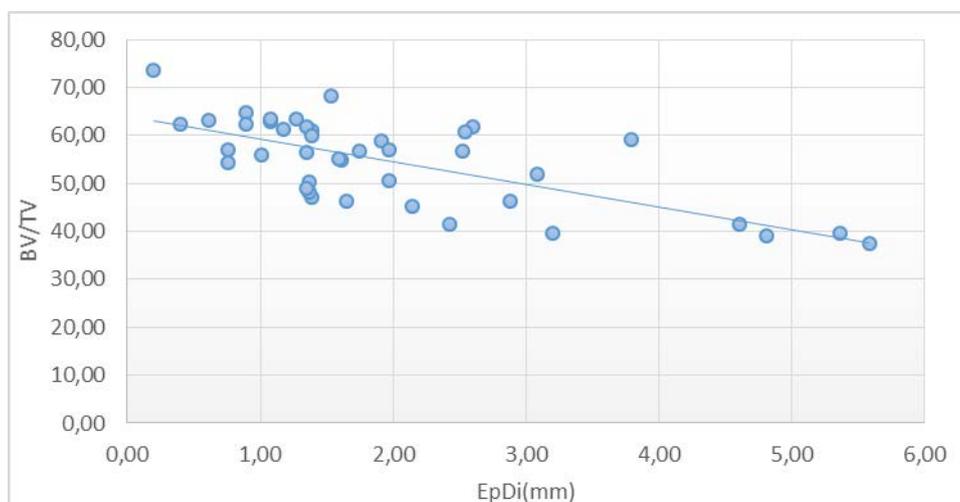


Figure 34 : Courbe Bv/Tv en fonction de l'épaisseur diploé

Avec : $BV/TV = -4.72 \times Ep_{di} + 64.08$ $R^2 = 0.486$ et $n = 41$ [2:2]

En ce qui concerne les travées, les paramètres Tb.Th, Tb.N et Tb.Sp, vont nous permettre de décrire leur épaisseur moyenne, leur nombre moyen et la distance moyenne les séparant. Pour les échantillons testés, nous avons obtenu :

- ✓ une épaisseur moyenne allant de 0.27mm à 0.35mm
- ✓ une séparation allant de 0.35mm à 0.54mm
- ✓ un nombre moyen de travées de 1.50mm^{-1} à 2.16mm^{-1} .

On remarque que la distance de séparation moyenne des travées la plus importante correspond au BV/TV le plus faible et inversement. Plus globalement, on remarque une corrélation entre le Tb.Sp et le BV/TV, ainsi que le Tb.N et le BV/TV (Figure 35). Tandis que pour le Tb.Th en fonction du BV/TV, on ne remarque aucune corrélation (Figure 36). Ceci nous donne une indication sur la nature du vide et des travées constituant l'os spongieux. L'épaisseur des travées osseuses est globalement stable entre différents échantillons, par contre ce qui peut définir la porosité variable de l'os, c'est l'espacement entre les travées et leur nombre.

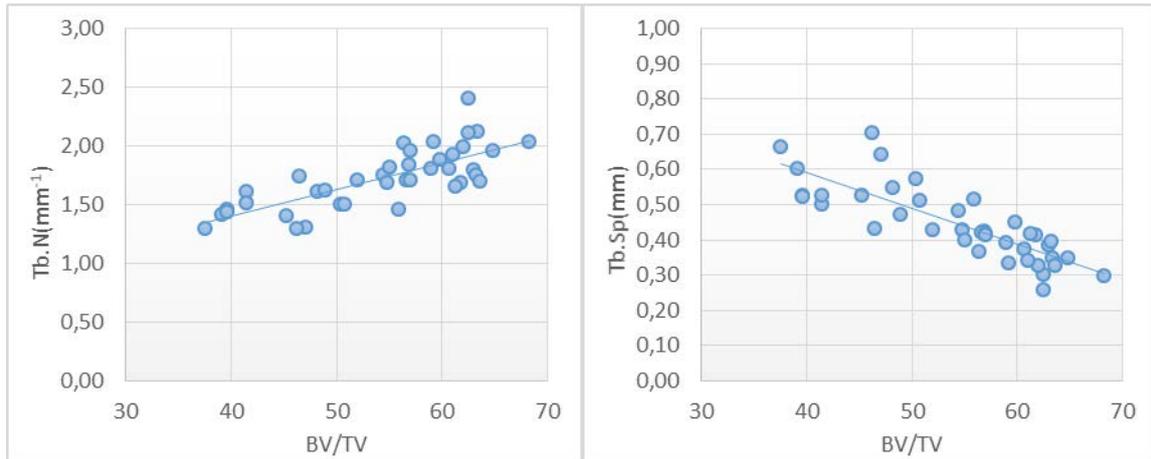


Figure 35 : Gauche : Courbe de nombre moyen de travées en fonction du BV/TV. Droite : Séparation moyenne entre travées en fonction du BV/TV

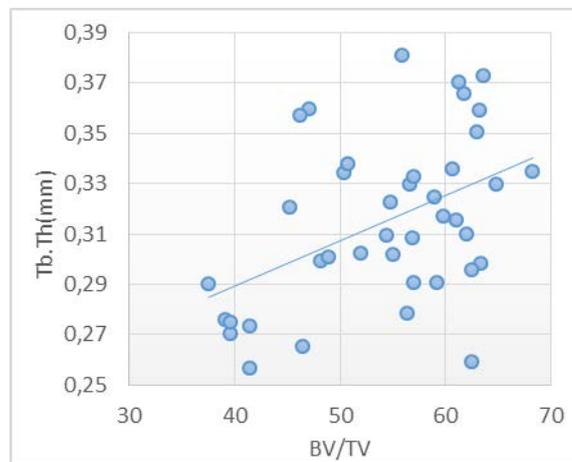


Figure 36 : courbe épaisseur des travées en fonction du BV/TV

Avec :

$$Tb.N = 0.023x BV/TV + 0.48 \quad R^2 = 0.58 \text{ et } n = 41 \quad [2:3]$$

$$Tb.Sp = -0.01x BV/TV + 1 \quad R^2 = 0.679 \text{ et } n = 41 \quad [2:4]$$

$$Tb.Th = 0.002x BV/TV + 0.22 \quad R^2 = 0.208 \text{ et } n = 41 \quad [2:5]$$

2. Campagne 2

2.1. Matériels et méthodes

2.1.1. Préparation des échantillons

Au cours de la deuxième campagne expérimentale, nous avons prélevé des échantillons cylindriques de diamètre 9 mm sur les crânes de quatre sujets humains non embaumés. En reprenant les travaux de thèse de R. Delille [DEL07], il est possible de ressortir des dimensions paramétrables de la tête en fonction de 2 grandeurs biométriques : la longueur et

la largeur (respectivement A et B sur Figure 37). Ces grandeurs ont donc été mesurées sur chacun des sujets. Le Tableau 7 donne ces valeurs ainsi que l'âge, le sexe et le nombre d'échantillons étudiés pour chacun des sujets.

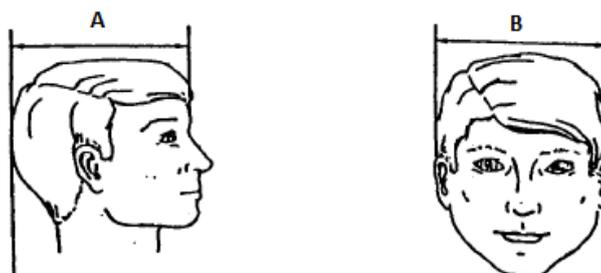


Figure 37 : Enregistrement de l'indice crânien.

Sujets	Sexe	Age	Nombre d'échantillons	A (mm)	B (mm)
C2S1	H	79ans	60	185	131
C2S2	H	69ans	53	179	126
C2S3	F	97ans	61	177	147
C2S4	H	69ans	47	177	132

Tableau 7 : Liste des sujets de la campagne 2

Les prélèvements ont été réalisés suivant une cartographie permettant de repérer chaque échantillon précisément (Figure 38). Chaque échantillon sera repéré par sa zone d'extraction (frontal, pariétal gauche ou droit (F, FD, PG et PD)) et son indice cartographique.

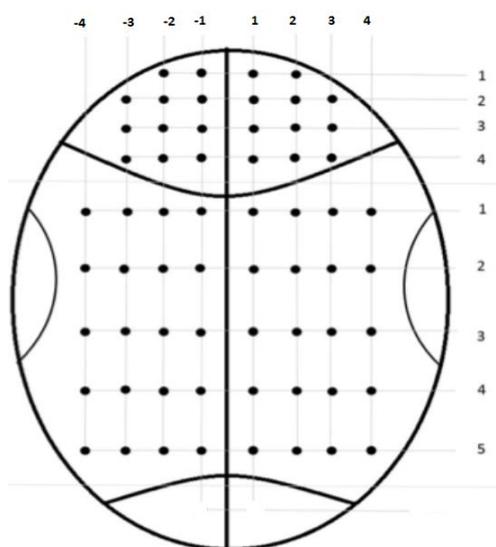


Figure 38 : Position théorique des échantillons prélevés

Les échantillons ont été prélevés grâce à un trépan chirurgical avec une tête circulaire de diamètre 9mm, puis placés immédiatement à une température de -20°C .

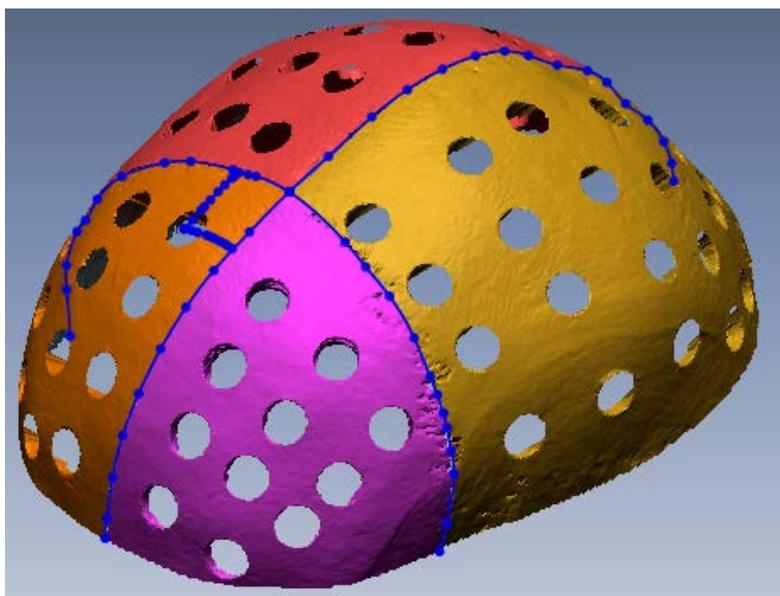


Figure 39 : Exemple de voute étudié sur Rapidform

Les calottes ont été scannées dans un scanner médical après le prélèvement. Le logiciel Rapidform est utilisé pour pouvoir mesurer avec précision la position de chaque échantillon (Figure 39). Cette étape est nécessaire car il a été remarqué sur les voutes un écart entre la position prévue pour le prélèvement et la position réelle du prélèvement de l'échantillon. Cet écart est dû à la difficulté de centrer le trépan sur le point de référence lors du prélèvement. Ce scan va aussi nous permettre d'évaluer les dimensions du crane en vue de la normalisation des mesures.

Pour les mesures, nous avons défini les sutures sagittale et coronale comme axes de référence (Figure 40).

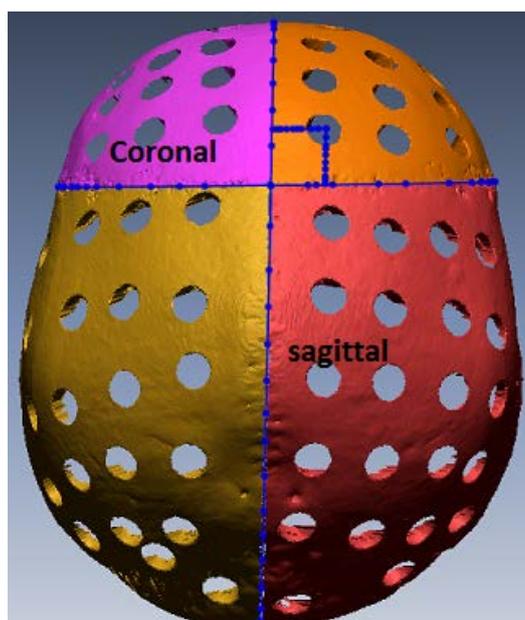


Figure 40 : Position des axes de références selon les sutures du crâne

Ensuite la position de chaque échantillon a été mesurée selon la position du centre par rapport aux deux axes de références en utilisant la taille de chaque arc dessiné sur la surface extérieure de la voûte (Figure 41). Nous avons ainsi déterminé la position coronale (X) et sagittale (Y) de l'échantillon.

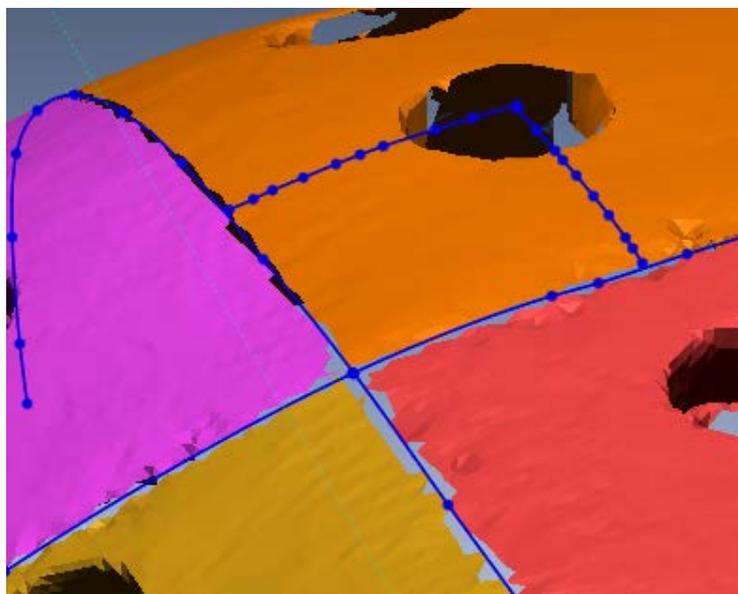


Figure 41: Mesure de la position d'un échantillon.

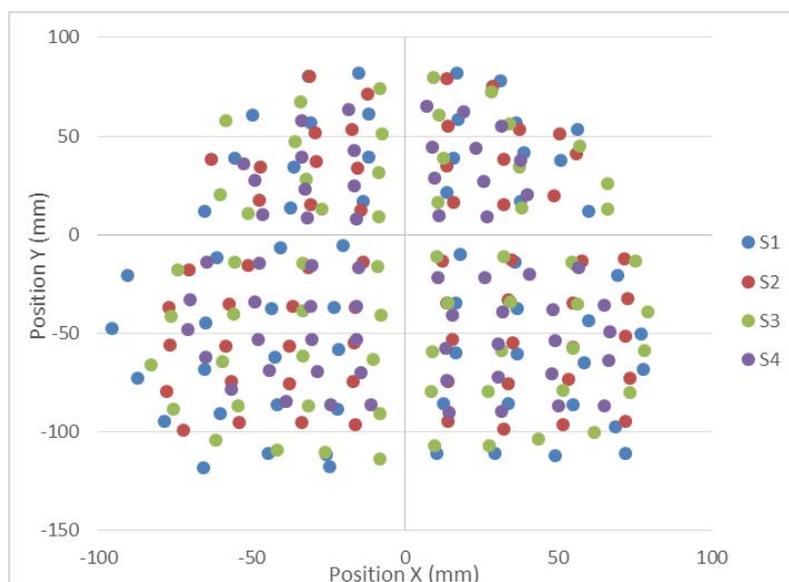


Figure 42 : position de chaque échantillon mesuré pour les 4 sujets

On peut voir sur la Figure 42 la position réelle de chaque prélèvement. On remarque bien la dispersion des différents prélèvements d'échantillons, ce qui n'est pas exploitable en l'état. Afin de pouvoir lier les paramètres de mesures de chaque échantillon à une position sur le crâne, nous avons normalisé cette position. Pour la position normalisée coronale ($X\%$), la valeur de position X est divisée par la largeur B mesurée sur la voûte du sujet. De la même manière pour la position normalisée sagittale ($Y\%$), la valeur de position Y est divisée par la

longueur A mesurée sur la voûte du sujet. Cette normalisation effectuée, il nous devient possible de comparer les résultats obtenus pour chaque échantillon en fonction de leur position normalisée et de tracer des évolutions des différents paramètres morphologiques et mécaniques, paramétrables et dépendantes des valeurs de largeur et de longueur (A et B) de la tête.

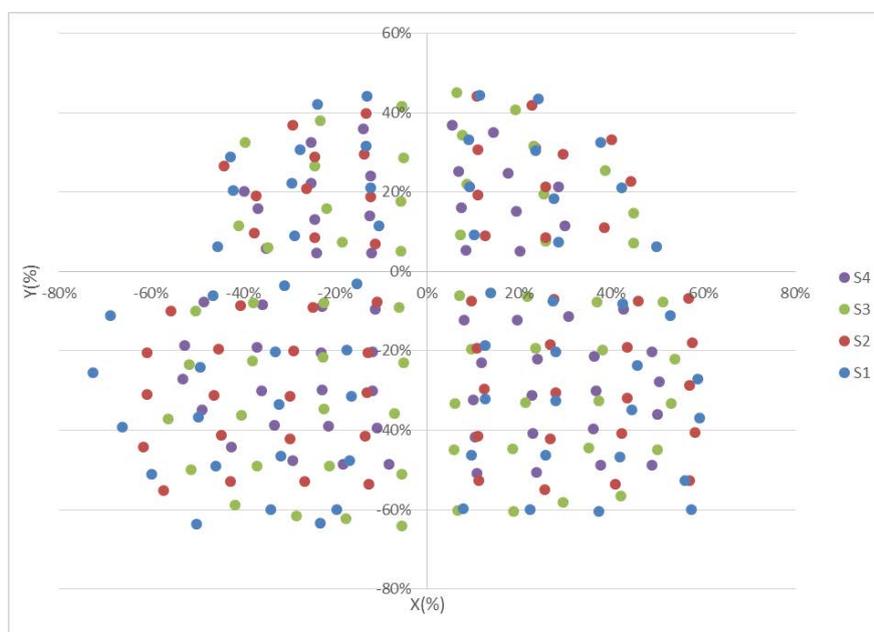


Figure 43 : Position normalisée de chaque échantillon mesuré pour les 4 sujets

2.1.2. Etude par micro-tomographie

Le même scanner que la campagne 1 a été utilisé pour scanner l'ensemble des échantillons. Il est équipé d'une source à rayon-X avec une tension de 80 kV et une intensité de 100 μ A. Les échantillons sont scannés à 180° avec un pas de rotation de 0.68° et une résolution de 10.03 μ m. Les paramètres du scanner ont été modifiés par rapport à la première étude pour améliorer la qualité des images obtenues et par conséquent améliorer la précision des résultats.

Les images des scans en rotation ont été traitées sur le logiciel Nrecon pour obtenir des images en translation. Puis nous avons utilisé le logiciel Matlab pour la réorientation des images et la séparation des différentes couches.

Les images de cette campagne n'ont pas été traitées de la même manière que dans la campagne 1. En effet, pour cette campagne, le critère constant de 80% de Ba/Ta n'a pas été utilisé, car il ne se base que sur l'observation de l'interface entre le cortical et le spongieux ce qui donne au final une valeur comprise dans l'intervalle [70 ; 90]% de Ba/Ta.

Pour évaluer l'interface entre le cortical et le spongieux, nous avons utilisé les courbes de Ba/Ta (Bone area/Total area), qui représentent le pourcentage surfacique osseux. Dans un premier temps, les échantillons ont été repositionnés selon la table interne et la table externe (Figure 44), afin de pouvoir identifier précisément l'interface liée à chacune de ces tables. Ce

choix était justifié en raison du défaut de parallélisme entre les deux tables qui induisait une erreur dans la mesure numérique de l'épaisseur de la table interne. Les mesures effectuées sur le diploé ont été calculées avec le même repère que la table externe.

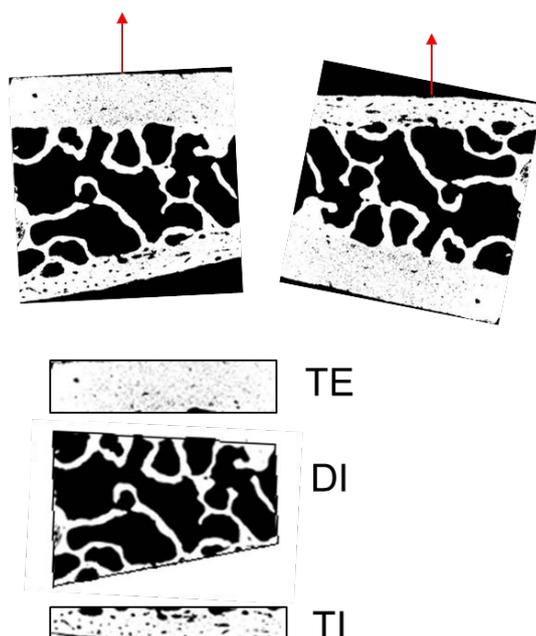


Figure 44: repositionnement des échantillons

Ensuite la courbe Ba/Ta a été évaluée pour chacune de ces configurations et la dérivée du Ba/Ta est calculée. Les deux courbes sont normalisées et tracées sur la même figure afin de repérer les interfaces entre les couches (Figure 45). Les images obtenues par scanner pour certains points caractéristiques sont mises en parallèle dans la Figure 45 afin de pouvoir observer la différence entre chaque couche.

En observant la dérivée du Ba/Ta, on remarque qu'il existe une large bande (et non pas un point) qui définit une séparation entre le cortical et le spongieux, que ce soit pour la table interne ou externe. Cette bande peut être définie entre les points P1 et P3 pour l'interface entre la table externe et le diploé et entre les points P4 et P6 pour l'interface entre la table interne et le diploé. Si on analyse les images correspondant à ces points, nous constatons que la zone avant le point P1 est une zone purement corticale et que au-delà du point P3 jusqu'au point P4 la zone purement spongieuse. Alors qu'entre le point P1 et P3, on est dans une zone où la porosité croît et évolue constamment.

On remarque aussi que pour les points centraux de cette zone (P2 et P5), les images montrent un milieu bien différent de ce qu'on peut observer dans la table interne, la table externe ou le diploé. Donc au final, il apparaît nettement que la séparation entre le cortical et le spongieux se fait sur une zone et non pas en un point fixe. On appellera cette zone la zone de transition.

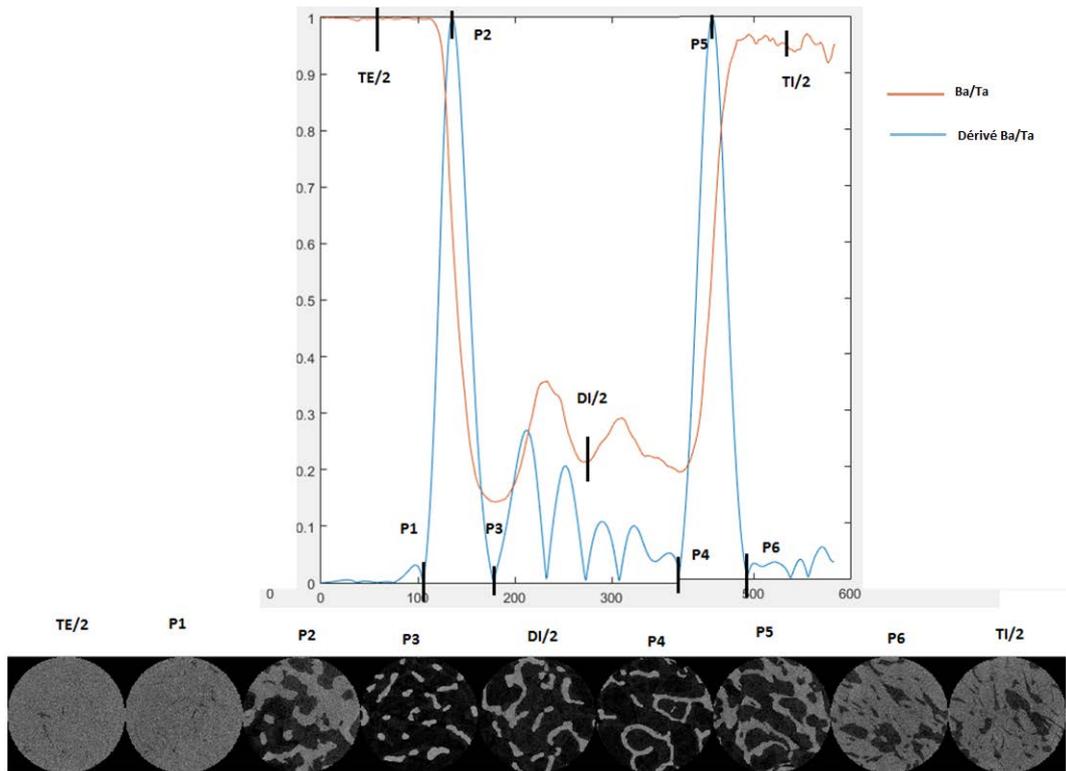


Figure 45 : Courbe Ba/Ta et sa dérivée en fonction du numéro de coupe(Haut), image du point correspondant à la courbe(Bas)

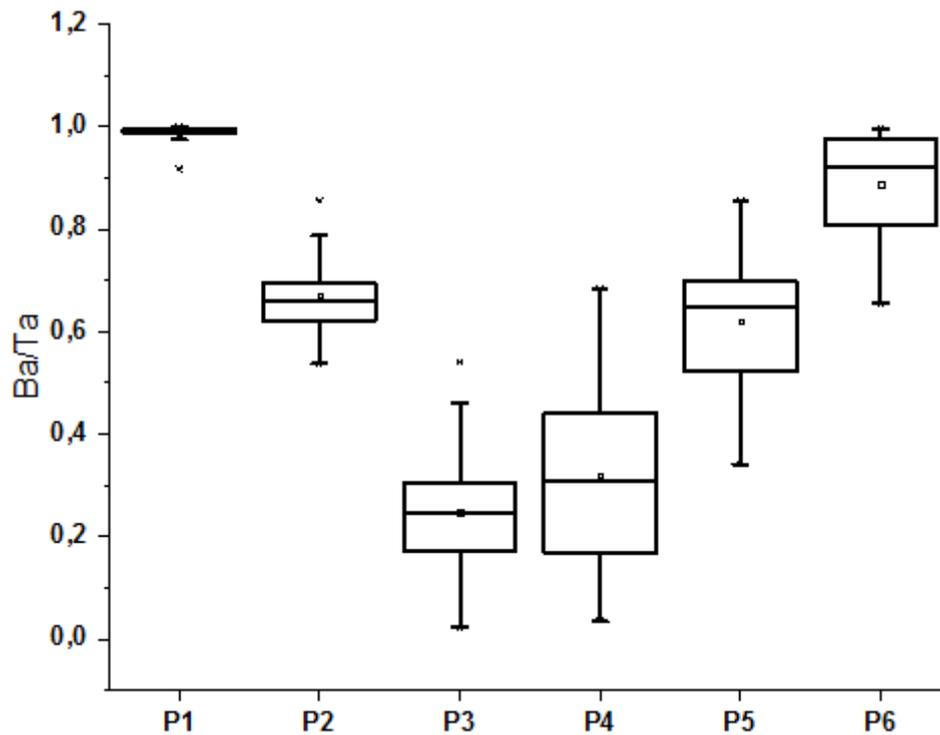


Figure 46 : Boite de dispersion des valeurs des Ba/Ta pour les 6 points (n=221)

La Figure 46 présente les différentes valeurs obtenues pour le Ba/Ta aux points relevés pour chaque échantillon. Le point P1, qui représente la table externe, donne les valeurs les plus

élevées avec une moyenne de 98% de Ba/Ta et avec très peu de dispersion. Ce résultat est tout à fait logique car la table externe est une zone généralement homogène et régulière à notre échelle. Pour le point P6, qui représente la limite de la table interne, on observe une moyenne de 88% avec une dispersion plus importante que pour la table externe. La table interne est une zone irrégulière, avec une certaine porosité et la présence de sillage sur la partie intérieure du crâne. Le point P6 montre aussi une valeur minimale de 65% de Ba/Ta, ce qui ne permet pas de faire une coupe classique avec le critère de [70%,90%] de Ba/Ta, démontrant la limite de cette règle.

Pour les points P2 et P5, on observe une moyenne de 67% et 62% respectivement, avec plus de dispersion observée sur le point P5. Globalement la partie liée à la table interne présente plus de dispersion due à la grande variabilité observée dans la nature de la composition de cette table.

2.2. Résultats

2.2.1. Epaisseur :

Les épaisseurs des différentes couches ont été évaluées avec un modèle en 5 zones anatomiques, prenant en compte les deux zones de transition. La zone de transition entre la table externe et le diploé est nommée T1. La zone de transition entre la table interne et le diploé est nommée T2 (Figure 47).

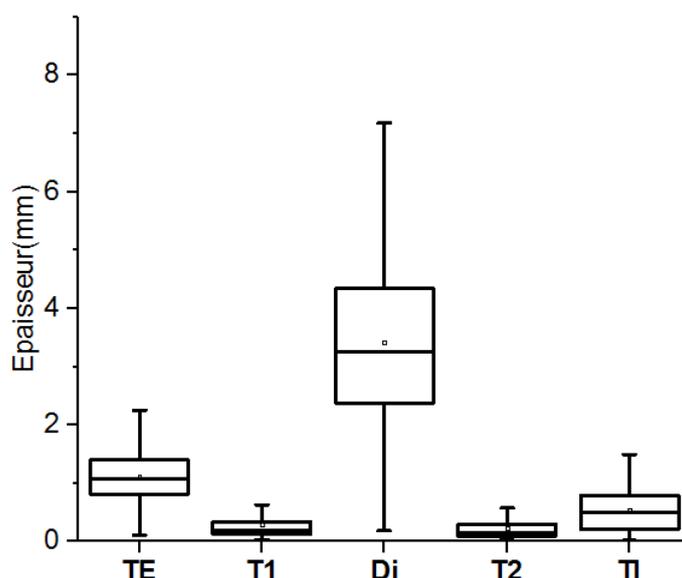


Figure 47 : Valeurs des épaisseurs des différentes couches étudiées

En se focalisant sur les deux zones de transition qui nous intéressent pour cette partie, on a obtenu des valeurs moyennes d'épaisseur pour la T1 et la T2 de 0,28mm et 0,23mm respectivement. Avec une valeur minimale de 0,03mm et 0,02mm respectivement et une

valeur maximale de 1.32mm et 1.35mm respectivement. Ces valeurs indiquent que les épaisseurs des deux zones de transition sont faibles et qu'elles sont très proches entre le T1 et le T2.

Pour pouvoir confirmer la réelle différence entre la structure osseuse de la zone de transition et le cortical et le spongieux, une étude ostéologique plus poussée serait nécessaire. Pour rester dans les objectifs de la thèse, qui est la mise en place d'un modèle morpho-mécanique personnalisable du crâne humain, nous allons revenir à un modèle en 3 couches, en faisant le choix de fixer l'interface entre le cortical et le spongieux sur les points P2 et P5 (Figure 45). Les valeurs des Ba/Ta de ces deux points semblent proches des valeurs du critère de séparation présenté dans la littérature. Avec l'avantage de prendre en compte la variabilité de porosité qui peut être observée d'un échantillon à un autre, surtout que le critère de [70%,90%] est très discuté du fait de son caractère imprécis.

D'abord les variations interindividuelles vont être étudiées. L'épaisseur des échantillons mesurés montre ici aussi une variabilité interindividuelle importante (Figure 48) avec deux sujets qui sont proches, les sujets 1 et 3 avec respectivement comme épaisseurs moyennes 5,87mm et 6,51mm et les sujets 2 et 4 avec respectivement comme épaisseurs moyennes 4,76mm et 4,98mm.

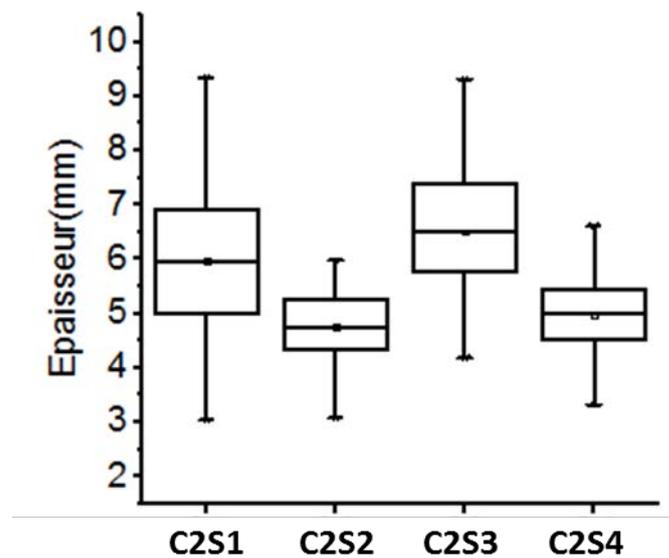


Figure 48 : Valeurs des épaisseurs pour les 4 sujets frais étudiés

Comme pour la campagne 1, nous avons remarqué que l'épaisseur moyenne des deux tables externe et interne était proche de 1mm (1,16 et 0,69 respectivement) avec un écart type de 0,45 et 0,47. En ce qui concerne l'épaisseur du diploé, on note une épaisseur moyenne de 3,74 avec une grande dispersion entre les valeurs maximale et minimale (0,74mm à 7,83mm).

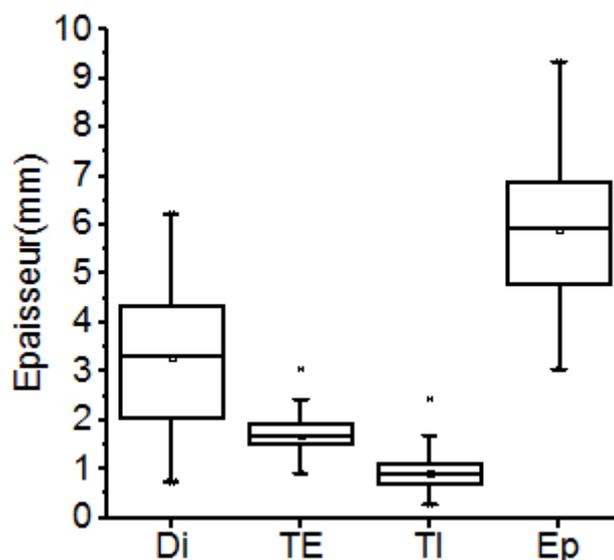


Figure 49 : Valeurs des épaisseurs des différentes couches étudiées

En comparant l'épaisseur de diploé et l'épaisseur totale nous constatons une corrélation entre ces 2 propriétés (Figure 50). Cette corrélation permet de confirmer la tendance obtenue lors de la première étude avec un nombre plus important d'échantillons.

L'équation suivante permet de traduire cette corrélation :

$$Ep_{tot} = 0.816 \times Ep_{Di} + 2.842$$

$$Ep_{Di} = 1.225 \times Ep_{tot} - 3.483 \quad [2:6]$$

$$R^2 = 0.7742 \text{ et } n = 221$$

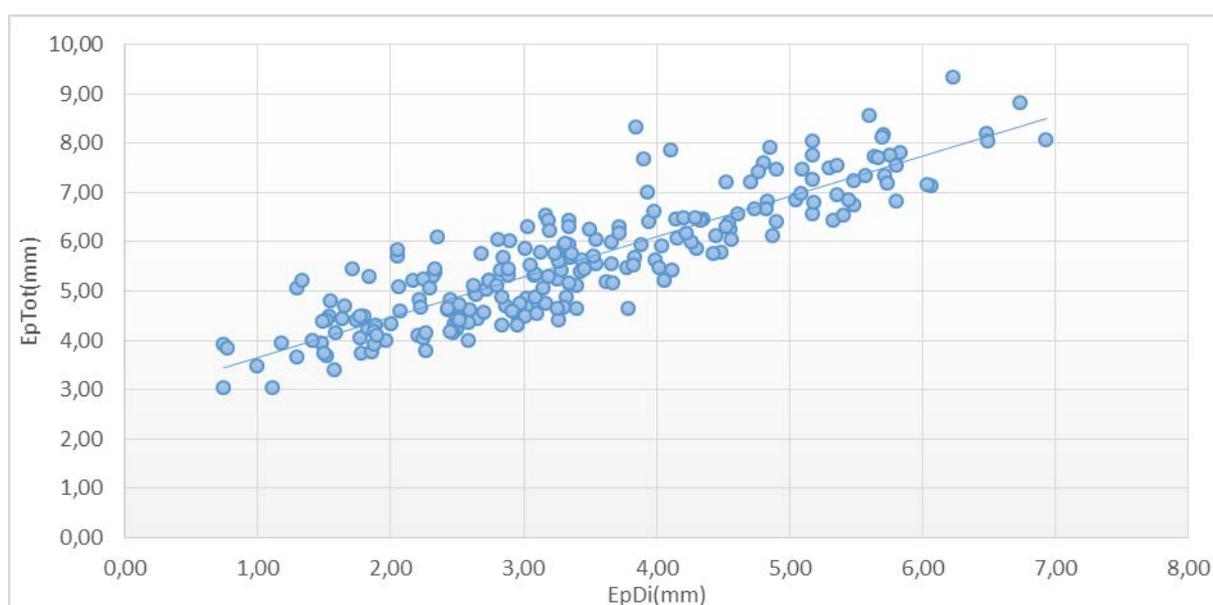


Figure 50 : Courbe épaisseur total en fonction de l'épaisseur du diploé

2.2.2. Paramètres morphologiques.

	BV/TV	Tb.Th	Tb.N	Tb.Sp
	%	mm	mm ⁻¹	mm
C2S1	34,95	0,29	1,13	0,80
C2S2	45,64	0,26	1,70	0,54
C2S3	48,97	0,25	1,89	0,47
C2S4	46,90	0,26	1,71	0,53

Tableau 8 : Résumé des paramètres morphologiques pour les 4 sujets

Le Tableau 8 (Voir aussi Annexes 3, 5, 7, 9) présente la moyenne des différents paramètres morphologiques étudiés pour chaque sujet. Pour le BV/TV, les valeurs obtenues pour cette campagne sont proches de celles de la première campagne. En ce qui concerne la relation entre l'épaisseur du diploé et le BV/TV, la corrélation remarquée pour les sujets de la campagne 1 n'était pas présente pour cette campagne (Figure 51).

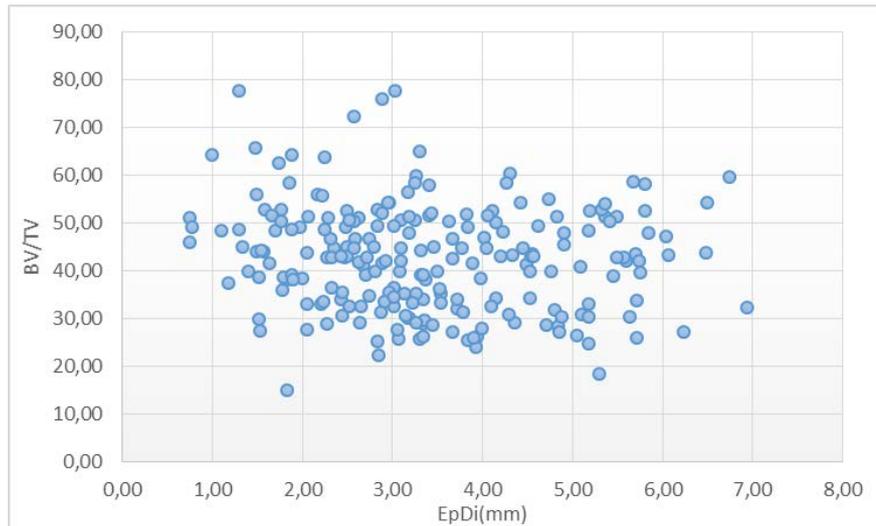


Figure 51 : BV/TV en fonction de l'épaisseur du diploé

$$BV/TV = -0.9948 \times Ep_{Di} + 47.31 \quad [2:7]$$

$$R^2 = 0.015 \text{ et } n = 221$$

Concernant les travées, nous avons observé une épaisseur moyenne allant de 0,19mm à 0,26mm, une séparation entre les travées allant de 0,48mm à 0,84mm et un nombre de travées moyen de 1,22mm⁻¹ à 2,64mm⁻¹. Les relations entre le BV/TV, le Tb.Th, le Tb.Sp et le Tb.N observées lors de la première campagne ont été confirmées à nouveau (Figure 52). Nous avons souligné la relation entre la séparation des travées, le nombre des travées et le BV/TV. Ici nous avons noté que la relation n'était pas linéaire mais plutôt d'ordre 2. La Figure 53 montre qu'il n'y a en effet aucune corrélation entre le BV/TV et l'épaisseur des travées.

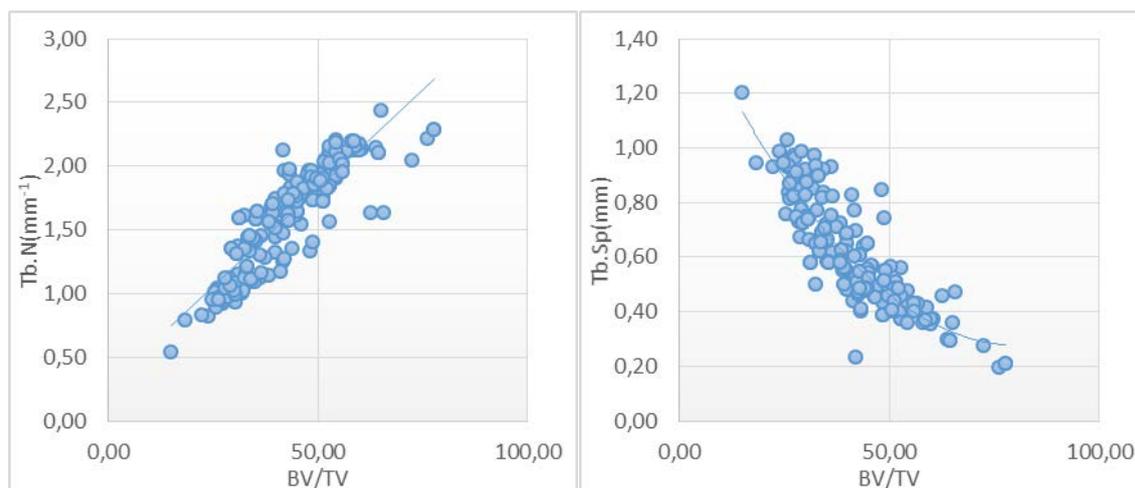


Figure 52 : Gauche : Courbe de nombre moyen de travées en fonction du BV/TV. Droite : Séparation moyenne entre travées en fonction du BV/TV

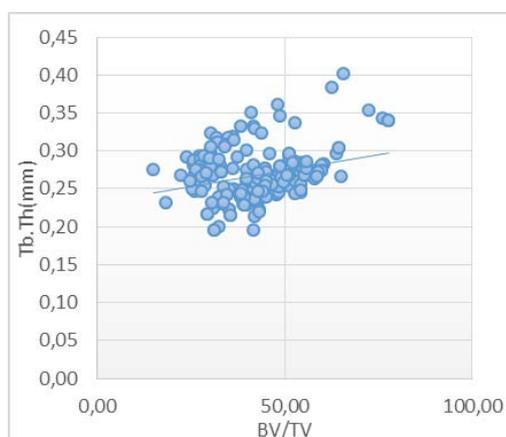


Figure 53 : courbe épaisseur des travées en fonction du BV/TV

$$Tb.N = 0.029x BV/TV + 0.34 \quad R^2 = 0.6912 \text{ et } n = 221 \quad \mathbf{[2:8]}$$

$$Tb.Sp = 0.0002x(BV/TV)^2 - 0.032x BV/TV + 1.56 \quad R^2 = 0.6725 \text{ et } n = 221 \quad \mathbf{[2:9]}$$

$$Tb.Th = 0.0007x BV/TV + 0.23 \quad R^2 = 0.0614 \text{ et } n = 221 \quad \mathbf{[2:10]}$$

En observant la relation entre le Tb.Th et le BV/TV individuellement pour chaque sujet, on obtient une meilleure corrélation entre ces deux paramètres (Figure 54). La corrélation entre le Tb.Th et le BV/TV représente donc une caractéristique interne à chaque sujet car elle est observable individuellement mais disparaît pour l'ensemble des sujets, contrairement à la relation entre le Tb.N, le Tb.Sp et le BV/TV qui sont bien définies pour l'ensemble des sujets.

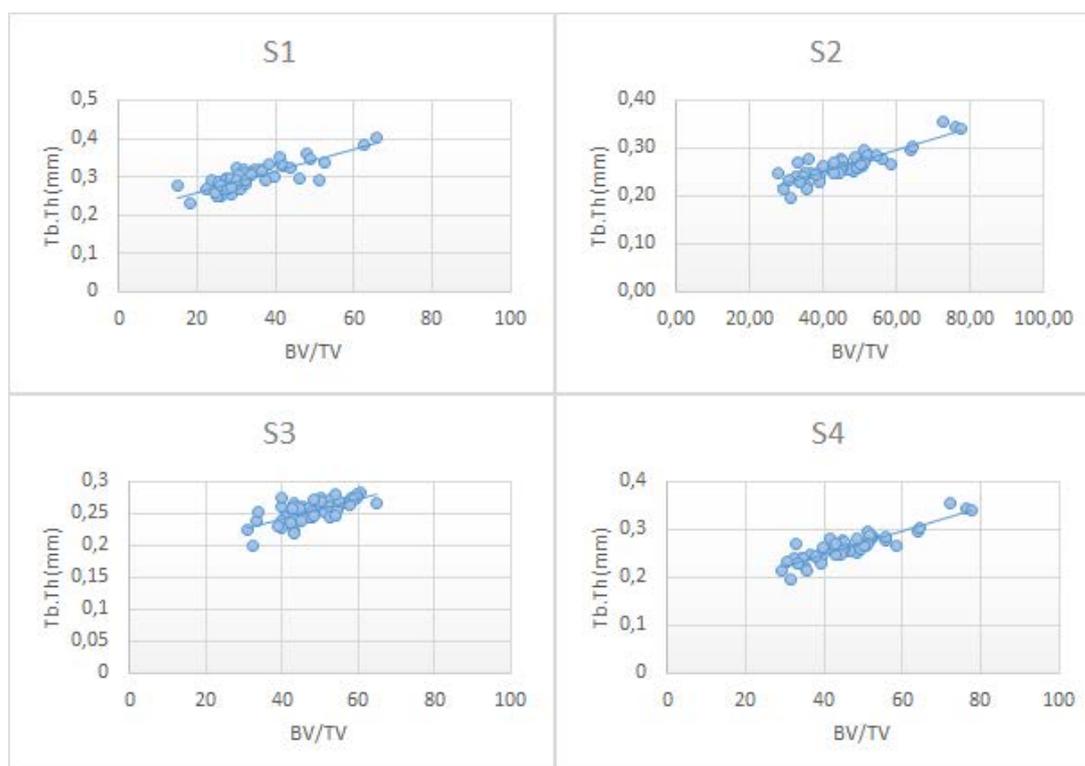


Figure 54 : courbe du Tb.Th en fonction du BV/TV pour chaque sujet

(S1) $Tb.Th = 0.0028x BV/TV + 0.2039$ $R^2 = 0.7007$ et $n = 58$ [2:11]

(S2) $Tb.Th = 0.0023x BV/TV + 0.1574$ $R^2 = 0.7695$ et $n = 53$ [2:12]

(S3) $Tb.Th = 0.0015x BV/TV + 0.1807$ $R^2 = 0.4596$ et $n = 61$ [2:13]

(S4) $Tb.Th = 0.0025x BV/TV + 0.1503$ $R^2 = 0.8035$ et $n = 47$ [2:14]

3. Conclusion

Dans ce chapitre, une étude morphologique du crâne humain a été menée sur la base d'échantillons issus de deux groupes de sujets, formolés et frais.

L'ensemble des échantillons a été scanné par micro-tomographe, les épaisseurs et les paramètres morphologiques ont été notés. Une épaisseur totale moyenne de 5.40mm avec un écart-type de 1.31mm, une épaisseur moyenne du diploé de 3.17mm avec un écart-type de 1.43mm. Les valeurs d'épaisseurs obtenues présentent une dispersion importante pour l'épaisseur totale ou l'épaisseur diploé. La dispersion s'explique par les variations interindividuelles qui peuvent être constatées pour les matériaux biologiques.

La Figure 55 présente les valeurs des épaisseurs par sujets. Les écarts observés se réduisent par sujet, avec néanmoins des écarts plus importants pour les sujets de la campagne 2. Ceci est tout à fait logique du fait que pour la campagne 2 on prend en compte le frontal et les deux pariétaux, contrairement aux sujets de la campagne 1 où seul le pariétal droit est considéré.

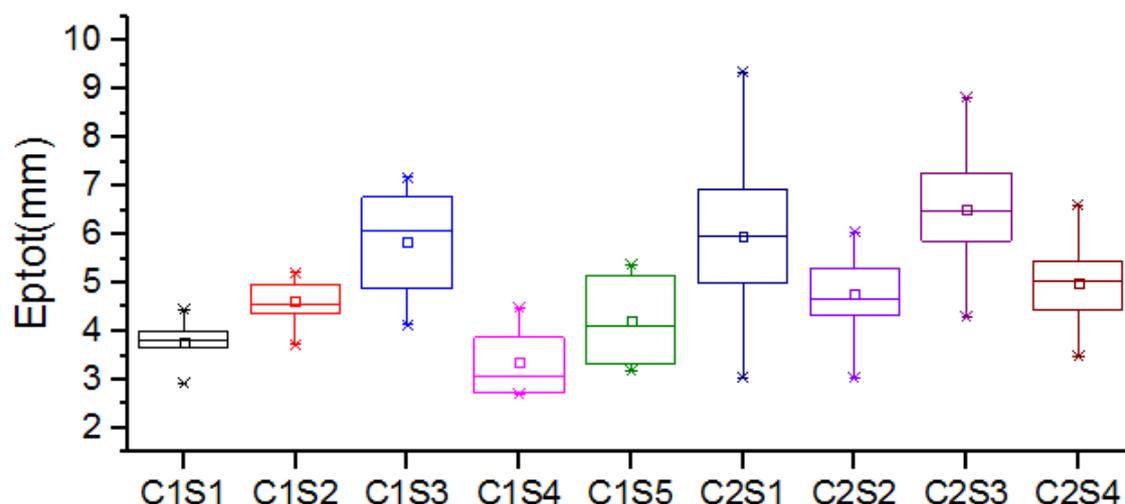


Figure 55 : Boîte de dispersion de l'épaisseur totale

La relation [2:6] entre l'épaisseur totale et l'épaisseur diploé a été identifiée pour l'ensemble des échantillons mesurés:

$$Ep_{tot} = 0.816 \times Ep_{Di} + 2.842$$

$$R^2 = 0.7742 \text{ et } n = 221$$

Cette relation va nous permettre de déduire rapidement l'épaisseur de diploé en connaissant l'épaisseur totale. Avec l'épaisseur totale et l'épaisseur diploé, il est nécessaire d'avoir une estimation des épaisseurs des tables externes et internes. Pour cela, la moyenne des épaisseurs de la table externe divisée par les épaisseurs de la table interne donne:

$$\frac{Ep_{TE}}{Ep_{TI}} = 2.05$$

Donc sachant que l'épaisseur totale est égale à la somme des épaisseurs des tables et du diploé, on pourra utiliser ces relations pour estimer les épaisseurs de table interne et externe avec :

$$Ep_{TI} = \frac{Ep - Ep_{Di}}{3.05} \quad [2:15]$$

$$Ep_{TE} = 2.05 \times \frac{(Ep - Ep_{Di})}{3.05} \quad [2:16]$$

En ce qui concerne les paramètres morphologiques, les relations entre le BV/TV et les paramètres des travées (Tb.N, Tb.Th, Tb.Sp) montrent que la porosité (l'inverse du BV/TV) de

l'os se définit globalement par la séparation des travées et donc par le volume des porosités, sans lien significatif avec l'épaisseur des travées. Néanmoins pour chaque sujet, l'épaisseur des travées devient significative.

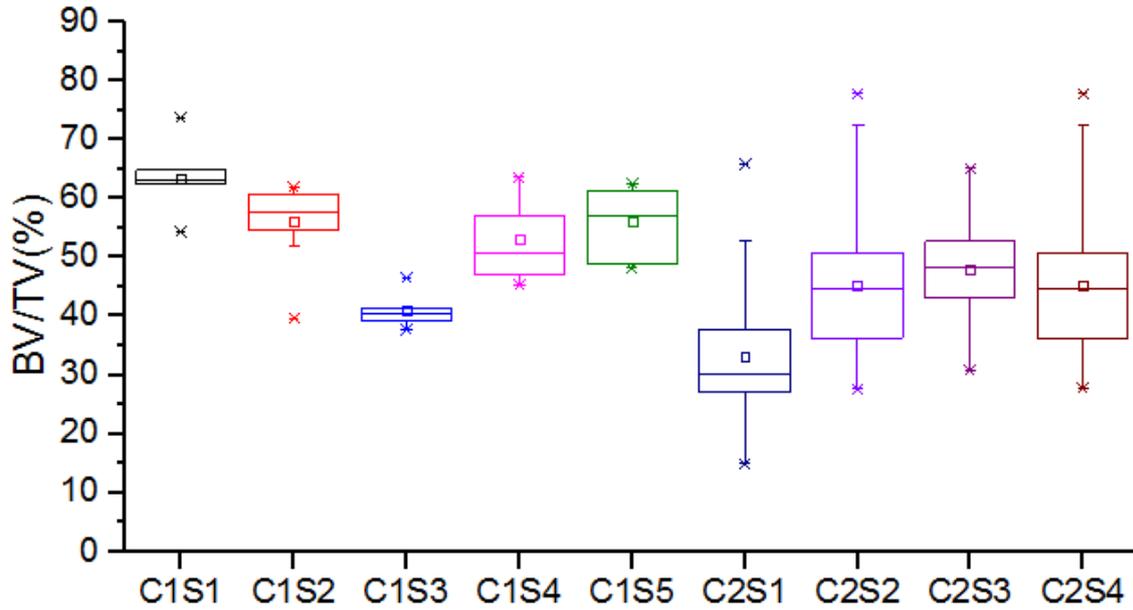


Figure 56 : Boîte de dispersion du BV/TV

La moyenne constatée du BV/TV sur l'ensemble des échantillons est de 44.65% avec un écart-type de 11.9%. Ici aussi la dispersion se réduit par sujet (Figure 56) avec une dispersion plus importante sur les sujets de la deuxième campagne.

Une étude plus poussée prenant en compte la position de chaque échantillon de la deuxième campagne sera présentée dans le chapitre 4.

Chapitre 3 : Etude mécanique de l'os du crâne

Ce chapitre sera consacré à l'étude du comportement mécanique du crâne au travers de plusieurs séries d'essais mécaniques, sous sollicitation quasi-statique et dynamique, réalisées sur les échantillons présentés dans le chapitre 2. L'objectif sera de mettre en évidence le comportement mécanique de l'os du crâne humain et d'obtenir un certain nombre de paramètres mécaniques pouvant être utilisés pour mettre en place un modèle décrivant le plus fidèlement possible ce comportement.

	Sujets	Nom	Conservation	Sexe	âge	Zone osseuse	Essai	Vitesse de chargement	nombre
Campagne1	Sujet1	C1S1	Formol	F	80ans	Pariétal droit	Quasi-statique	10mm/min	4
							Dynamique	8m/s	5
	Sujet2	C1S2	Formol	F	81ans	Pariétal droit	Quasi-statique	10mm/min	5
							Dynamique	8m/s	5
	Sujet3	C1S3	Formol	F	86ans	Pariétal droit	Quasi-statique	10mm/min	3
	Sujet4	C1S4	Formol	H	79ans	Pariétal droit	Quasi-statique	10mm/min	4
							Dynamique	8m/s	4
	Sujet5	C1S5	Formol	F	79ans	Pariétal droit	Quasi-statique	10mm/min	4
							Dynamique	8m/s	3
	Campagne2	Sujet1	C2S1	Congélation	H	79ans	Frontal et pariétal droit	Quasi-statique	10mm/min
Sujet2		C2S2	Congélation	H	69ans	Frontal et pariétal droit	Quasi-statique	10mm/min	13
Sujet3		C2S3	Congélation	F	97ans	Frontal et pariétal droit	Quasi-statique	10mm/min	14
Sujet4		C2S4	Congélation	H	69ans	Frontal et pariétal droit	Quasi-statique	10mm/min	13

Tableau 9 : Synthèse des sujets et échantillons utilisés pour les essais mécaniques

Le Tableau 9 présente un récapitulatif des échantillons qui sont utilisés pour mener la campagne d'essais mécaniques. Au total 105 échantillons ont été testés, provenant de 9 sujets conservés soit dans une solution de formol (campagne 1), soit congelés (campagne 2). Le détail de la répartition des échantillons et la méthodologie utilisée pour les essais sont détaillés dans la partie qui suit.

1. Matériels et méthodes

1.1. Compression quasi-statique

Les 37 échantillons de la première campagne sont divisés en deux groupes en sélectionnant un échantillon sur deux. Un groupe a été testé en compression radiale quasi-statique à une vitesse de déformation moyenne de $0.02s^{-1}$ et le second a été testé en compression radiale dynamique à une vitesse de déformation moyenne de $1500s^{-1}$, la partie dynamique étant traitée dans la suite du chapitre.

Les essais de compression en quasi-statique pour les sujets de la première campagne sont réalisés à température ambiante grâce à une machine de compression conventionnelle JFC. Pour l'acquisition des mesures nous avons utilisé :

- ✓ une cellule à 7KN pour l'effort,
- ✓ un laser avec une plage de mesure de 2 à 8mm et une précision de mesure de 0.04mm pour le déplacement.

Pour les 68 échantillons de la deuxième campagne, la moitié droite du sujet 1 a été testée en compression quasi-statique avec le même protocole que pour la campagne 1, les échantillons sont décongelés 24h avant les essais et les essais sont réalisés à température ambiante.

Pour les sujets 2, 3 et 4 seul un échantillon sur deux a été utilisé pour les essais de compression quasi-statique suivant le schéma de la Figure 57.

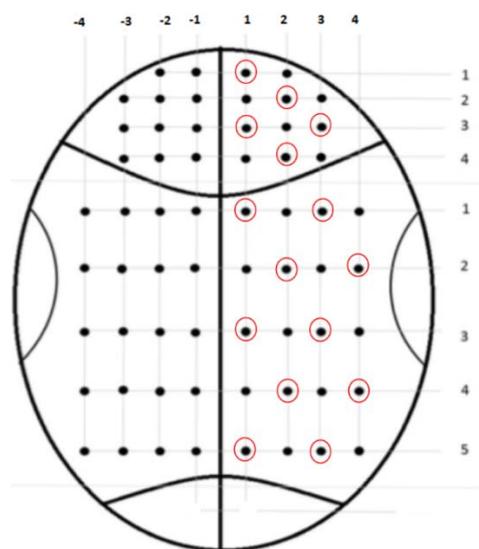


Figure 57 : Localisation des échantillons pour les sujets 2, 3 et 4

Les échantillons sont décongelés 24h avant les essais. Les tests sont réalisés à température ambiante sur une machine de compression conventionnelle Instron E3000. Pour l'acquisition des mesures nous avons utilisé :

- ✓ une cellule de 3KN pour l'effort,
- ✓ un capteur de déplacement avec une précision de 0.01mm.

La machine d'essais JFC a été remplacée pendant la campagne d'essais par une machine Instron E3000 permettant d'avoir une meilleure précision pour les courbes force/déplacement et un jeu moins important au niveau des plateaux. L'effort maximal admis est moins important, 3KN par rapport au 7KN de la première machine, mais il permet de couvrir la partie utile de l'essai. Au final, les courbes obtenues par les deux machines restent parfaitement comparables entre elles.

Pour l'ensemble des essais, avant le début du test, l'échantillon est retiré de l'eau et directement placé entre les plateaux de compression de la machine orientés de telle sorte que la table externe soit vers le haut (Figure 58). La vitesse de chargement est de 10mm/min.

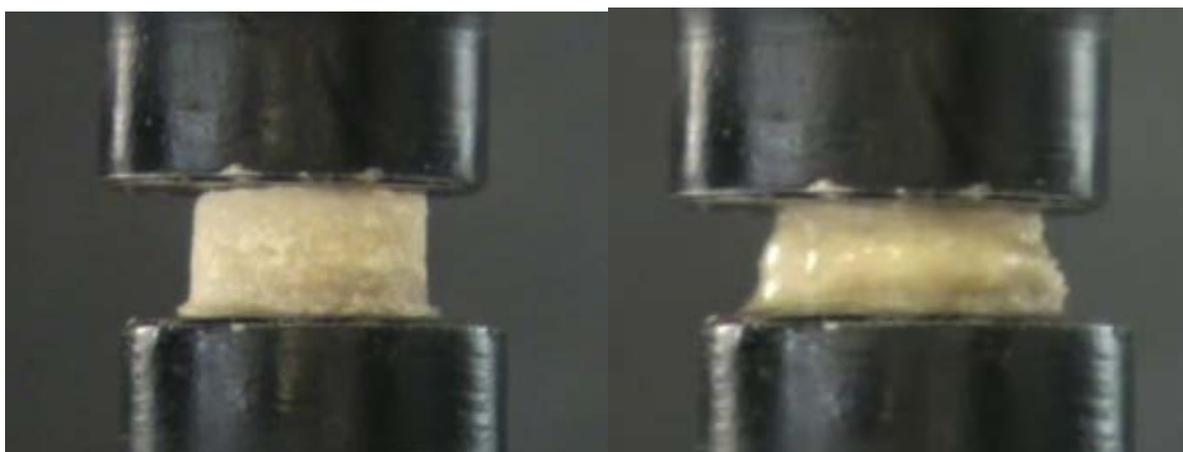


Figure 58 : mise en place d'un échantillon dans la machine et essai de compression.

1.2. Compression dynamique

Pour les essais dynamiques, la seconde moitié des échantillons de la première campagne a été testée par la méthode SHPB (Split Hopkinson Pressure Bar). Cette méthode est souvent utilisée dans la caractérisation des matériaux en dynamique. Proposée pour la première fois par Hopkinson en 1914, elle a été grandement améliorée par les travaux de Kolsky en 1949. En 2010, Chen [Che10] publie un ouvrage complet sur la méthode et ses différentes utilisations selon le type de matériau et les vitesses de sollicitation souhaitées.

La méthode consiste en l'utilisation d'un système de deux barres cylindriques généralement métalliques. Un échantillon est placé entre les deux barres (dans le cas d'essais de compression) et un projectile envoyé grâce à un système de lanceur à air comprimé vient impacter la barre d'entrée. La vitesse de l'onde élastique de la barre d'entrée est contrôlée par

la pression de l'air dans le lanceur (Figure 59). L'onde de choc élastique, appelée onde incidente, traverse la barre d'entrée puis parcourt l'échantillon. Une partie de l'onde, appelée onde réfléchie, revient dans la barre d'entrée et une autre partie de l'onde, appelée onde transmise, traverse la barre de sortie. La mesure de l'amplitude des ondes élastiques se fait grâce à un ensemble de jauges de déformation montées sur les barres d'entrées et de sorties.

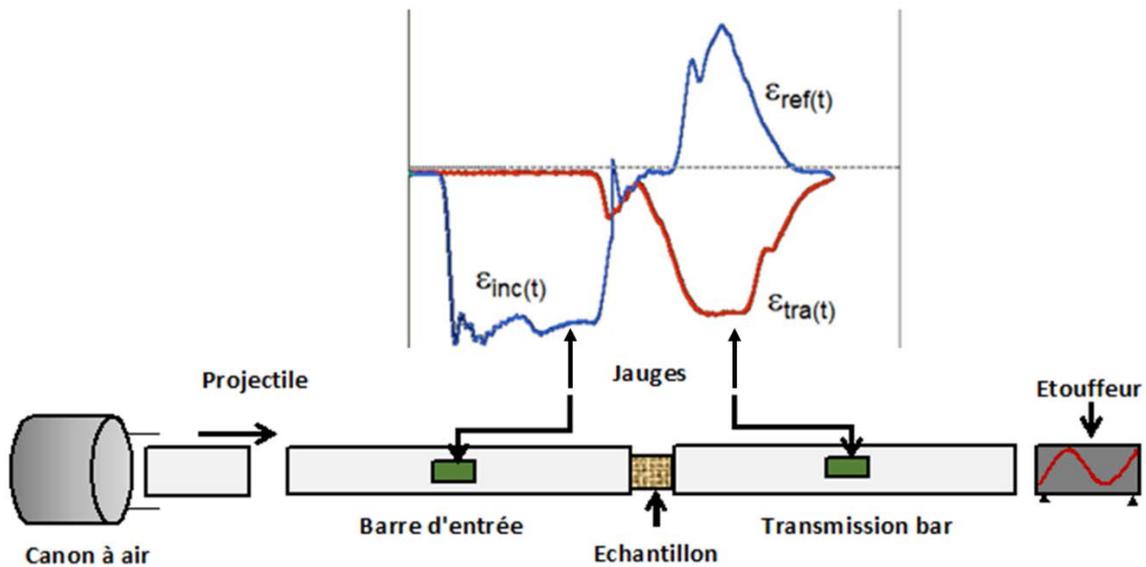


Figure 59 : Schéma des barres d'Hopkinson avec les ondes élastiques mesurées par les jauges

Les barres d'Hopkinson métalliques sont généralement adaptées pour des essais sur des matériaux à haute impédance. Pour les essais sur os, ce genre de barre n'est pas approprié et ne permet pas d'obtenir un signal utilisable. Le choix de barres en polymère a été fait car la valeur d'impédance correspond à celle de l'os et elles permettent d'obtenir un signal suffisamment puissant pendant un temps suffisant permettant le traitement des données. Les barres choisies sont de diamètres 40mm et de longueur 3m, la vitesse du projectile est de 8m/s, ce qui nous donne des valeurs de vitesses de déformation moyenne de 1500 s^{-1} . Les barres sont équipées de jauges de déformation pour la mesure de l'onde élastique et l'acquisition se fait par un oscilloscope (Yokogawa dl 750).

Les déformations mesurées au niveau des jauges des différentes barres permettent de mesurer le déplacement et la force appliquée à l'échantillon selon les équations suivantes :

$$v_e = C_b (\varepsilon_{inc} - \varepsilon_{ref}) \quad [3:1]$$

$$v_s = C_b * \varepsilon_{tra} \quad [3:2]$$

$$v = v_e - v_s = C_b (\varepsilon_{inc} - \varepsilon_{ref} - \varepsilon_{tra}) \quad [3:3]$$

Par intégration de la vitesse on obtient :

$$d = \int_0^t v = C_b \int_0^t (\varepsilon_{inc} - \varepsilon_{ref} - \varepsilon_{tra}) \quad [3:4]$$

Avec :

v_e : Vitesse de la barre d'entrée à l'interface

v_s : Vitesse de la barre de sortie à l'interface

C_b : Célérité de la barre

d : Déplacement de l'échantillon

De même pour la force :

$$F_e = S_b * E_b (\varepsilon_{inc} + \varepsilon_{ref}) \quad [3:5]$$

$$F_s = S_b * E_b * \varepsilon_{tra} \quad [3:6]$$

Avec :

F_e : Force de la barre d'entrée à l'interface

F_s : Force de la barre de sortie à l'interface

S_b : Section des barres

E_b : Module élastique des barres

Si la condition d'équilibre dynamique est respectée on obtient :

$$F_e = F_s \quad [3:7]$$

Et donc :

$$\varepsilon_{inc} + \varepsilon_{ref} = \varepsilon_{tra} \quad [3:8]$$

On peut donc simplifier les équations :

$$v = -2 * C_b * \varepsilon_{ref} \quad [3:9]$$

$$d = -2 * C_b * \int_0^t \varepsilon_{ref} \quad [3:10]$$

$$F = S_b * E_b * \varepsilon_{tra} \quad [3:11]$$

La contrainte et la déformation peuvent être ensuite calculées de façon très classiques, selon la méthode souhaitée, en divisant la force par la section de l'échantillon et le déplacement par sa longueur.

Le signal est traité grâce au logiciel David®. C'est un outil développé sous LabVIEW® permettant un traitement des résultats obtenus pour les essais sur barres d'Hopkinson. Une caméra haute vitesse est installée pour pouvoir étudier les étapes de compression de l'échantillon pendant l'essai.

1.3. Traitement des résultats

On obtient comme résultat de l'essai une courbe force/déplacement. Le calcul de la contrainte et de la déformation se font de la manière suivante :

$$\sigma_{app} = \frac{F}{S} \quad \sigma_{real} = \frac{F}{S \times BV/TV}$$

$$\varepsilon_{app} = \ln\left(\frac{d}{Ep_{Di}} + 1\right)$$

avec

σ_{app} : *Contrainte apparente*

σ_{real} : *Contrainte réelle*

ε_{app} : *Déformation apparente*

F : *force*

d : *déplacement*

S : *section circulaire de diamètre 9mm*

Ep_{Di} : *épaisseur Diploé*

BV/TV : *fraction osseuse du diploé*

Le choix de prendre pour longueur initiale de l'échantillon l'épaisseur du diploé et non l'épaisseur totale de l'échantillon, vient du fait que le module d'élasticité du cortical est généralement supérieur à 15GPa, alors que le module d'élasticité du diploé est inférieure à 1GPa, ce qui fait que l'influence du cortical sur la déformation générale de l'échantillon est négligeable. L'analyse des courbes sera aussi faite essentiellement en contrainte apparente en fonction de la déformation, car l'objectif final sera de mettre en place un modèle morpho-mécanique de l'os et qu'il est important de ne pas introduire de données morphologiques dans

l'étude mécanique. Les courbes en contrainte réelle seront utilisées pour approfondir l'analyse si nécessaire. L'étude morpho-mécanique sera présentée séparément dans le chapitre 4.

Pour l'ensemble des essais quasi-statique et dynamique, plusieurs paramètres mécaniques vont être relevés et calculés :

- ✓ σ_y : contrainte maximale de la zone linéaire,
- ✓ ϵ_y : déformation maximale de la zone linéaire,
- ✓ E : Module élastique avec E_{app} : module calculé à partir de σ_{app} et $E_{réel}$: module calculé à partir de $\sigma_{réel}$,
- ✓ Σ : Energie élastique et Σ_v : Energie volumique. L'énergie représente la surface sous la courbe de force déplacement (pour l'énergie élastique) et sous la courbe de contrainte déformation (pour l'énergie volumique).

Ces différents paramètres seront déterminés à partir des courbes $\sigma_{app}/\epsilon_{app}$ comme indiqué sur la Figure 60.

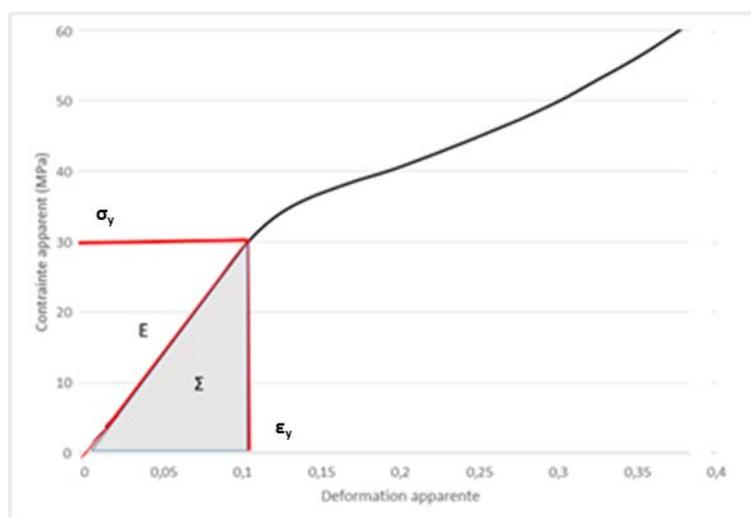


Figure 60 : Paramètres mécaniques relevés pour les courbes de contrainte en fonction de la déformation

Le traitement des données a été fait de manière automatisée sur Matlab pour éviter le plus possible les variations dues à l'opérateur. Pour la détection de la zone linéaire et de la limite élastique, la courbe force-déplacement est linéarisée par morceau, avec un coefficient de corrélation $R^2=0.99$. Puis la courbe est dérivée et normalisée, comme présenté sur la Figure 61. On peut identifier, sur la courbe de la dérivée, la zone linéaire comprise entre le point X_1 et X_2 . Le deuxième point (X_2) définit la limite de cette zone.

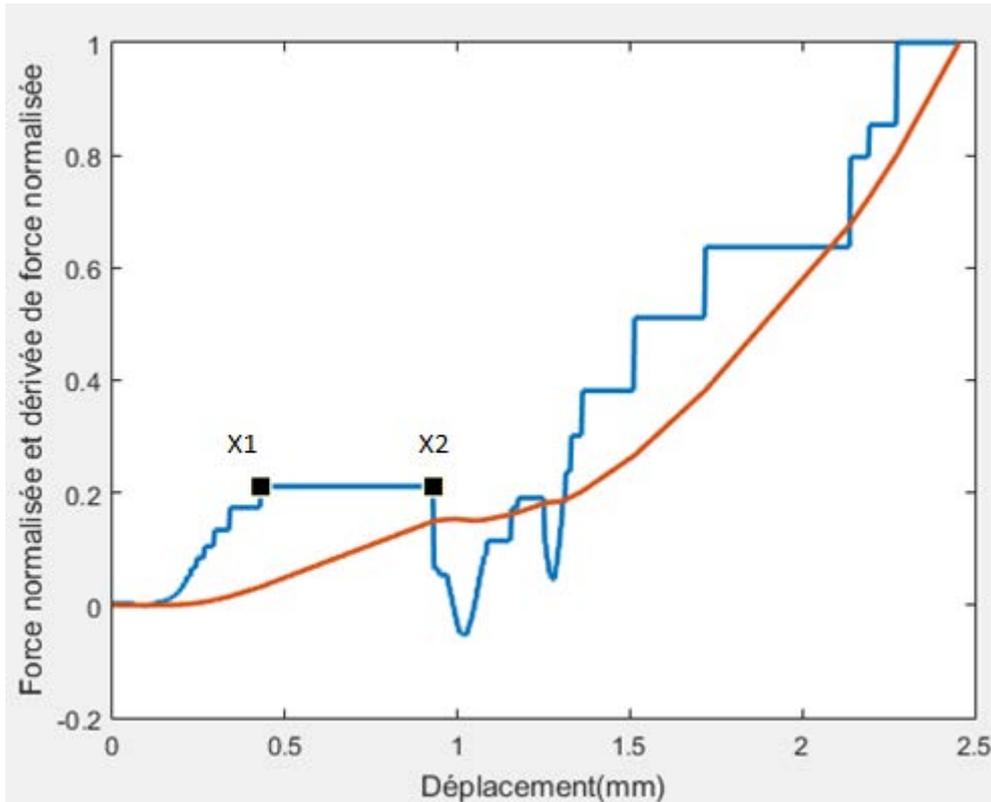


Figure 61 : Courbe force en fonction du déplacement linéarisé (Orange) et dérivé (Bleu)

2. Résultats

Dans cette partie du chapitre, nous nous limiterons à une étude du comportement purement mécanique des échantillons en fonction des paramètres non morphologiques de l'os (mode de conservation, âge des sujets ...). L'étude de comparaison entre les paramètres morphologiques et mécaniques sera quant à elle faite dans le chapitre 4.

2.1.1. Résultats quasi-statiques.

La Figure 62 présente l'ensemble des 88 courbes de contrainte apparente en fonction de la déformation apparente.

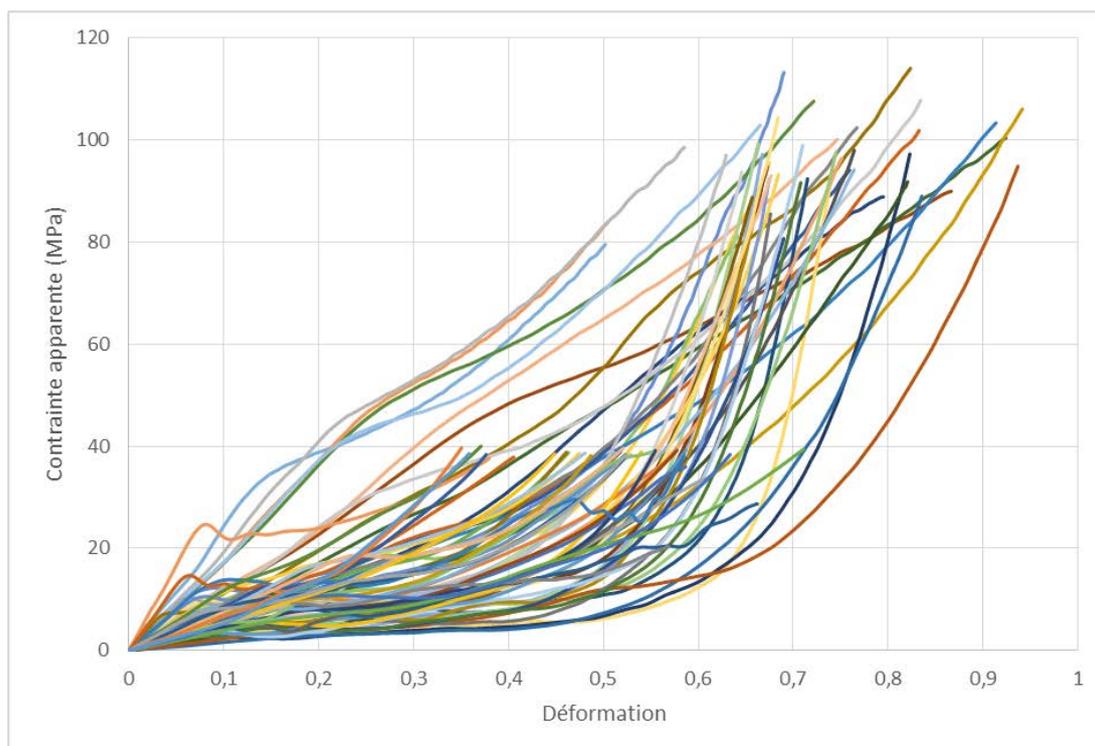


Figure 62 : Ensemble des 88 courbes de contrainte apparente en fonction de la déformation

On observe sur ces courbes différents types de comportement avec une grande variabilité. L'étude de Barber et Al. [Bar70] a mis en évidence les types de comportement remarquables pour les essais de compression sur de l'os de crâne (Figure 13). Dans cette campagne expérimentale, nous avons pu classer les essais en deux types repris de l'étude de Barber [Bar70] Figure 63.

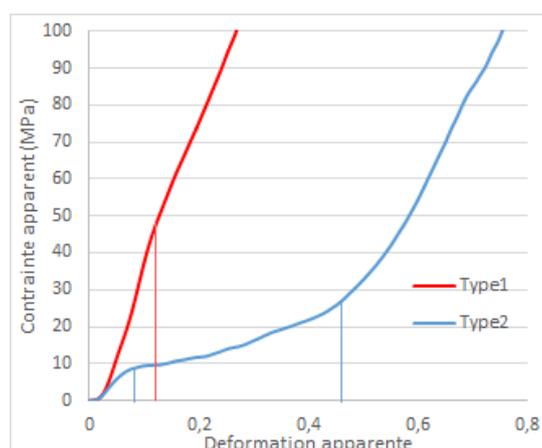


Figure 63 : Type de comportement observé pour les essais de compression de l'os de crâne

Type1 : La courbe est en deux parties linéaires séparées par un point d'inflexion représentant la limite élastique.

Type2 : La courbe est en 3 parties, une première zone linéaire élastique jusqu'au premier point d'inflexion représentant la limite élastique, puis une deuxième zone de densification avec

une augmentation de la contrainte limitée et une grande déformation, puis une 3ème zone linéaire jusqu'à la destruction de l'échantillon.

Ce genre de comportement a aussi été décrit plus précisément par Gibson [Gib99] pour les mousses élastomères. Il a montré que le comportement d'un matériau cellulaire du type mousse est dépendant de la densité relative de l'échantillon testé (Figure 66).

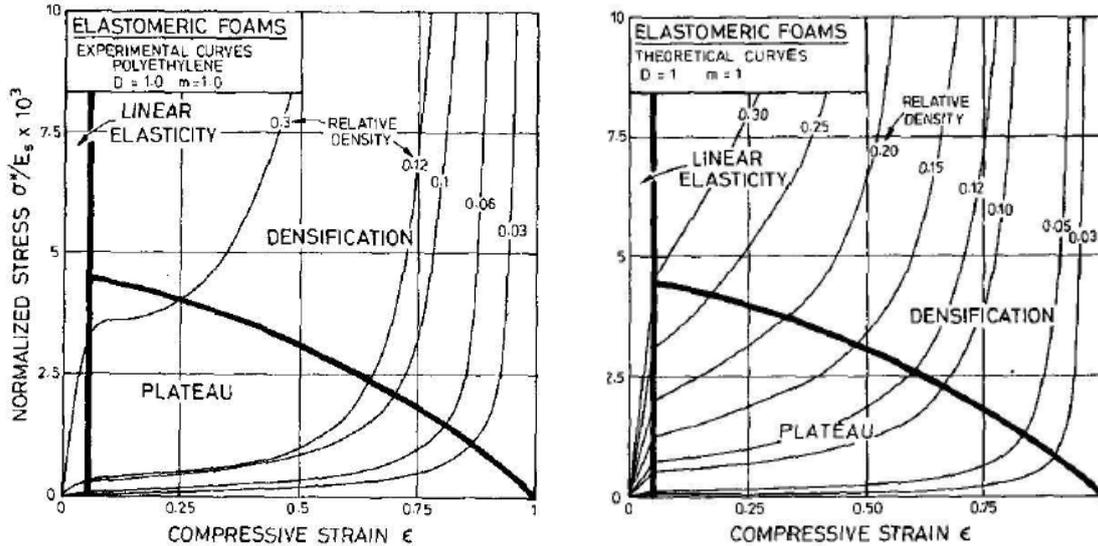


Figure 64 : Courbes expérimentales (Gauche) et théoriques (Droite) d'une mousse élastomère [Gib99]

Le modèle de Gibson et Ashby [Gib99] est décrit sur 3 zones, avec des équations définissant la limite entre chaque zone et la forme de la courbe comme décrit sur la Figure 65. Avec α et β des paramètres dépendant du type de mousse utilisée.

Zone 1 : Zone élastique linéaire : dans cette partie les travées soutiennent l'ensemble de l'effort en maintenant une cohérence générale.

Zone 2 : Zone plateau, observée pour les échantillons avec une densité relative faible : les travées les plus grandes commencent à subir l'effet du flambement et les petites travées cassent directement.

Zone 3 : Zone de densification : cette partie s'explique par l'effondrement total de la structure, avec une montée de l'effort par écrasement des débris de la structure.

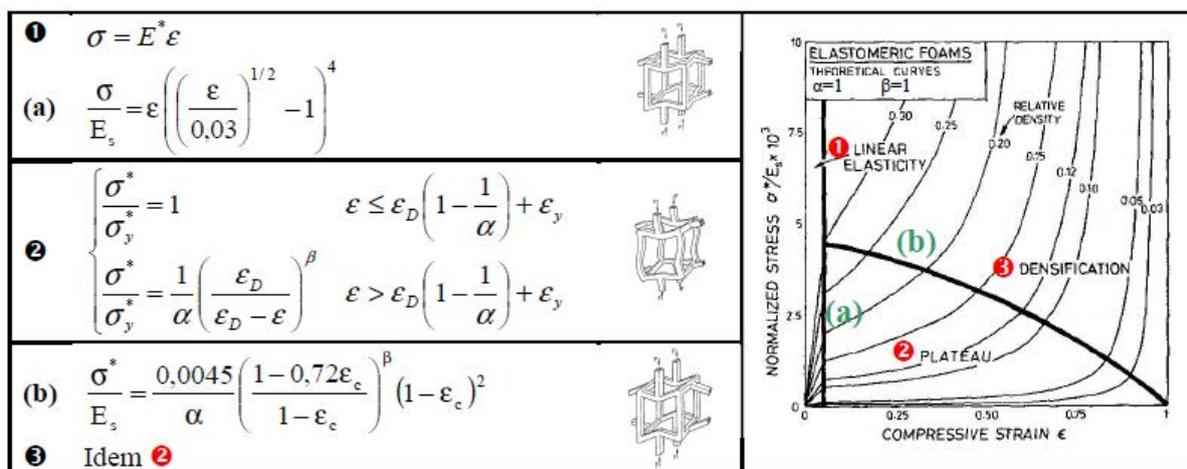


Figure 65 : Résumé des équations décrivant le modèle de Gibson [Jun97]

La grande variabilité entre les courbes peut être expliquée déjà par le type de conservation. On remarque généralement une différence dans le comportement mécanique entre des sujets formolés et congelés, surtout que dans notre cas les sujets sont conservés dans le formol pour une grande période.

Sur le Tableau 10 et le Tableau 11 (Voir aussi Annexes 2, 4, 6, 8, 10) on peut voir, respectivement, les paramètres mécaniques pour les sujets formolés et frais conservés à -20°C.

n=20	ϵ_y	σ_y	Σ	Σ_v	E_{app}	$E_{réel}$
unité	-	MPa	mJ	mJ.mm ⁻³	MPa	MPa
min	0,05	5,96	49,26	0,14	23,82	47,26
moyenne	0,24	27,65	494,18	3,73	130,47	249,14
max	0,49	47,56	1419,87	10,55	241,49	509,15
Ecart-type	0,12	15,01	381,62	2,88	58,75	118,50

Tableau 10 : Paramètres mécaniques pour les échantillons formolés

n=68	ϵ_y	σ_y	Σ	Σ_v	E_{app}	$E_{réel}$
unité	-	MPa	mJ	mJ.mm ⁻³	MPa	MPa
min	0,03	0,75	3,10	0,02	16,57	28,85
moyenne	0,11	7,95	97,42	0,54	83,43	239,66
max	0,45	28,07	379,37	5,87	340,55	831,30
Ecart-type	0,08	5,23	88,40	0,81	62,64	157,74

Tableau 11 : Paramètres mécaniques pour les échantillons frais conservés à -20°C

On observe une différence significative entre les paramètres mécaniques selon le type de conservation. Avec une contrainte apparente moyenne de 130MPa pour l'os formolé et de 88MPa pour le frais, ainsi qu'une contrainte maximale moyenne de 27.65MPa pour le formolé et 7.95MPa pour le frais. Globalement l'ensemble des paramètres mécaniques de l'os formolé sont supérieures à l'os frais conservé à -20°C avec 40% de module apparent en plus. Cela se vérifie également pour l'énergie élastique de compression et l'énergie élastique de compression par unité de volume, avec des valeurs respectives de 97mJ à 494mJ et de

$0.54\text{mJ}\cdot\text{mm}^{-1}$ à $3.73\text{ mJ}\cdot\text{mm}^{-1}$ entre le frais et le formolé. Néanmoins si on regarde sur le module réel, on remarque qu'il se rapproche nettement. Sachant que le BV/TV est utilisé pour le calcul du module apparent, il faut rappeler que la moyenne du BV/TV pour les sujets formolés est de 53.6% et que celle des sujets frais est de 44.2%, ce qui explique clairement ce phénomène, car, comme présenté dans le chapitre 1, on sait que le BV/TV a une influence sur le comportement mécanique de l'os.

Que cela soit pour l'os formolé ou l'os frais, la dispersion observée est importante. Les variations interindividuelles, intra-individuelles et les propriétés morphologiques peuvent expliquer cette dispersion observée. Pour l'influence de la morphologie, elle sera traitée séparément.

La Figure 66 et la Figure 67 présentent un regroupement par mode de conservation des résultats obtenus par sujet. Nous constatons globalement que nous obtenons le même type de comportement pour un même groupe appartenant à un sujet, ce qui montre que les variations inter-individu sont plus significatives que les variations intra-individu.

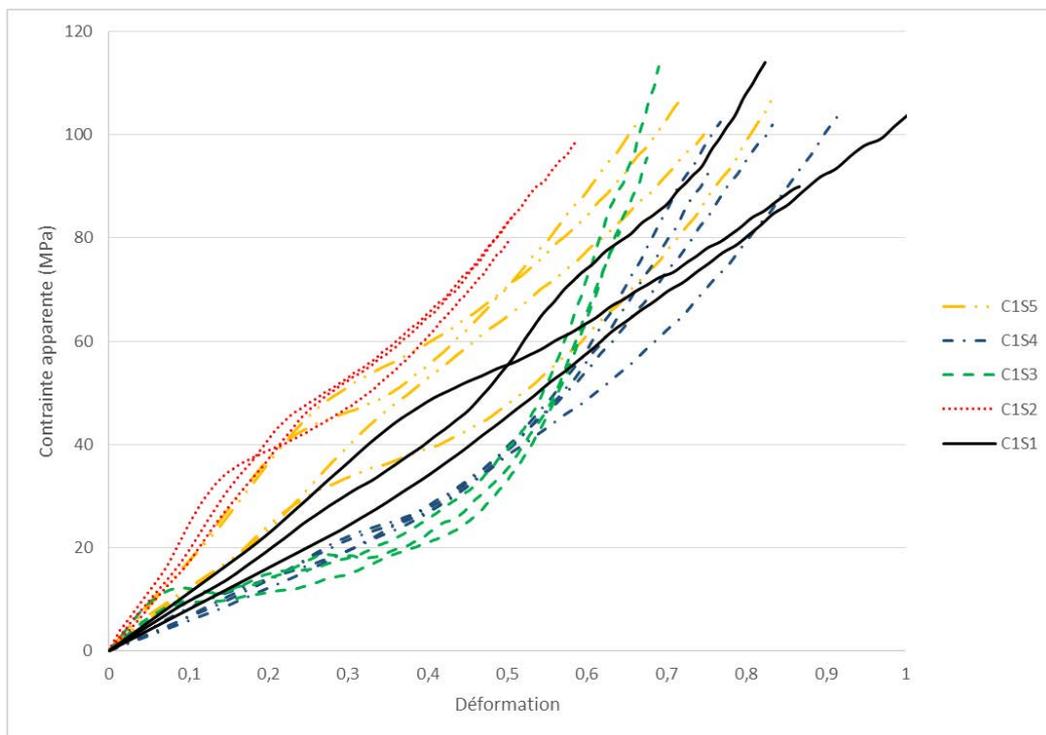


Figure 66 : Courbes de la contrainte apparente en fonction de la déformation apparente pour les échantillons des sujets formolés testés en quasi-statique

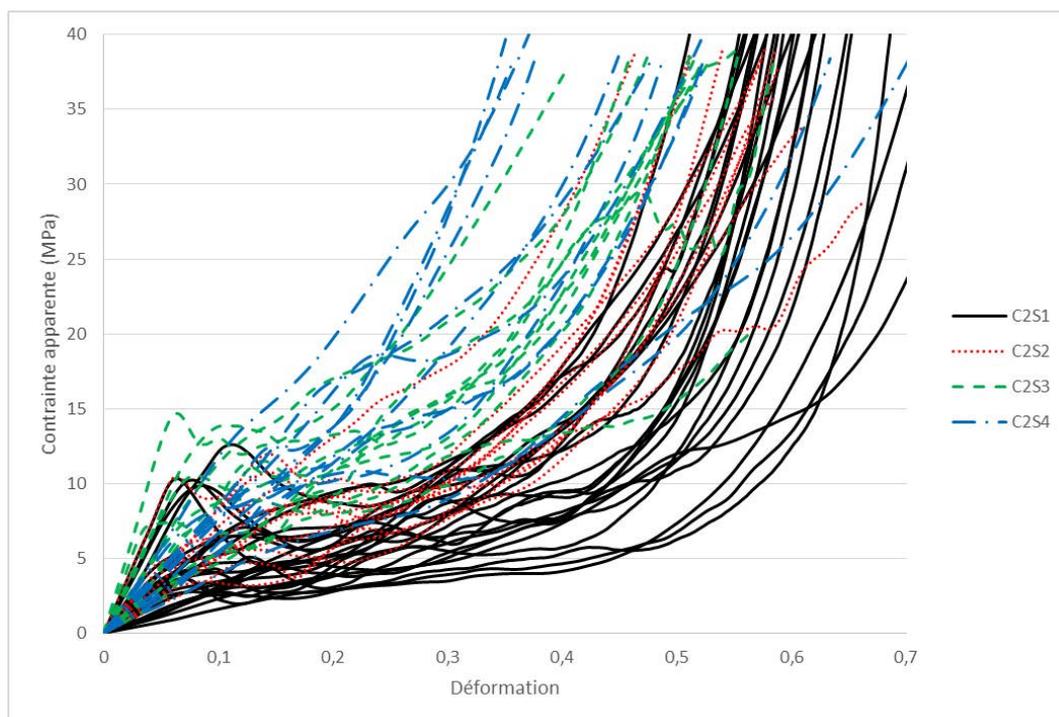


Figure 67 : Courbes de la contrainte apparente en fonction de la déformation apparente pour les échantillons des sujets frais testés en quasi-statique

La Figure 68 présente les résultats obtenus pour les échantillons du sujet C2S1, les courbes des échantillons issus du pariétal et du frontal se chevauchent, avec néanmoins, les courbes du frontal qui semblent être légèrement inférieures à celle du pariétal. Cette remarque se fait pour l'ensemble des sujets frais testés.

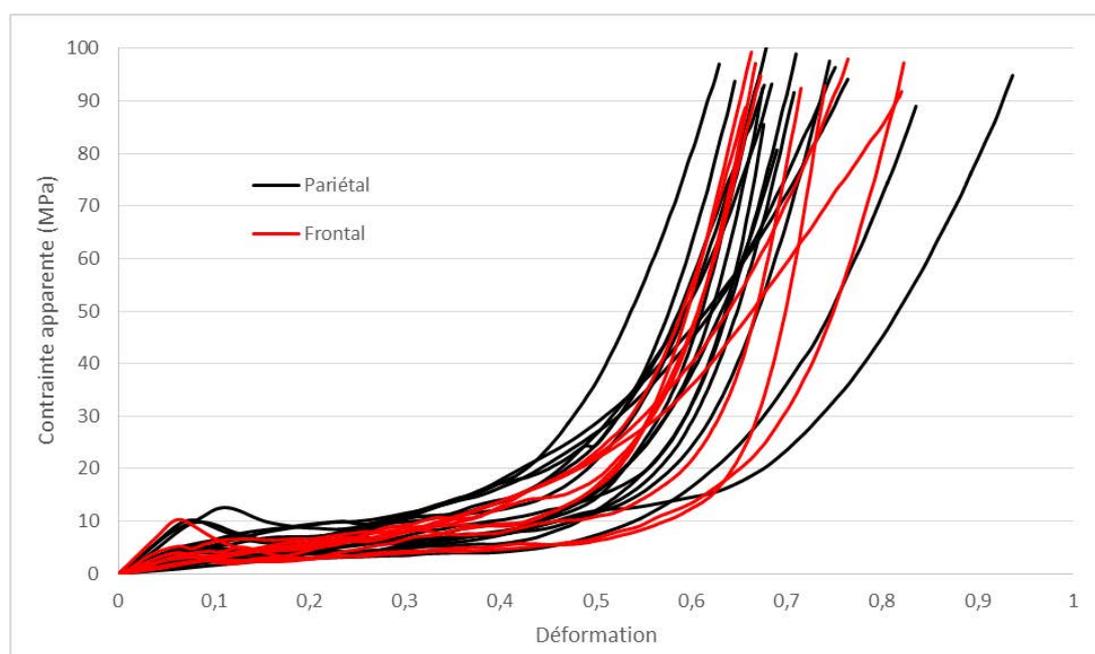


Figure 68 : Courbes de la contrainte apparente en fonction de la déformation pour le sujet frais C2S1, rouge(Frontal), noire(Pariétal)

n=22	ϵ_y	σ_y	Σ	Σ_v	E_{app}	$E_{réel}$
unité	-	MPa	mJ	mJ.mm ⁻³	MPa	MPa
min	0,03	2,29	11,40	0,04	30,52	48,74
moyenne	0,10	6,98	84,73	0,44	82,93	239,96
max	0,24	18,50	258,41	2,13	209,07	683,71
Ecart-type	0,06	4,45	75,12	0,52	46,44	150,82

Tableau 12 : Paramètres mécaniques pour le frontal des sujets frais conservés à -20°C

n=46	ϵ_y	σ_y	Σ	Σ_v	E_{app}	$E_{réel}$
unité	-	MPa	mJ	mJ.mm ⁻³	MPa	MPa
min	0,04	0,75	3,10	0,02	15,16	28,85
moyenne	0,11	8,41	103,48	0,58	91,27	239,53
max	0,45	28,07	379,37	5,87	340,55	831,30
Ecart-type	0,08	5,56	94,26	0,92	66,46	162,59

Tableau 13 : Paramètres mécaniques pour le pariétal des sujets frais conservés à -20°C

Le Tableau 12 et le Tableau 13 présentent les paramètres mécaniques pour l'os frontal et l'os pariétal, pour les sujets frais. Les tableaux montrent des valeurs proches entre le pariétal et le frontal, avec une valeur de module apparent du frontal inférieure de 9% à celui du pariétal. Malgré le constat fait sur la variabilité inter-individu, il n'a pas été possible de faire un lien avec l'âge ou le sexe. L'étude morpho-mécanique permettra de mieux étudier ces variations et de mettre en place un modèle pouvant les expliquer.

2.1.2. Résultats dynamiques.

La Figure 69 présente les résultats obtenus pour 17 échantillons, 5 échantillons pour le sujet 1 et 2, 4 échantillons pour le sujet 4 et 3 échantillons pour le sujet 5. Tous les échantillons du sujet 3 n'ont pas été exploitables. Les résultats sont présentés en contrainte apparente en fonction de la déformation et calculés de la même manière que celle utilisée en quasi-statique.

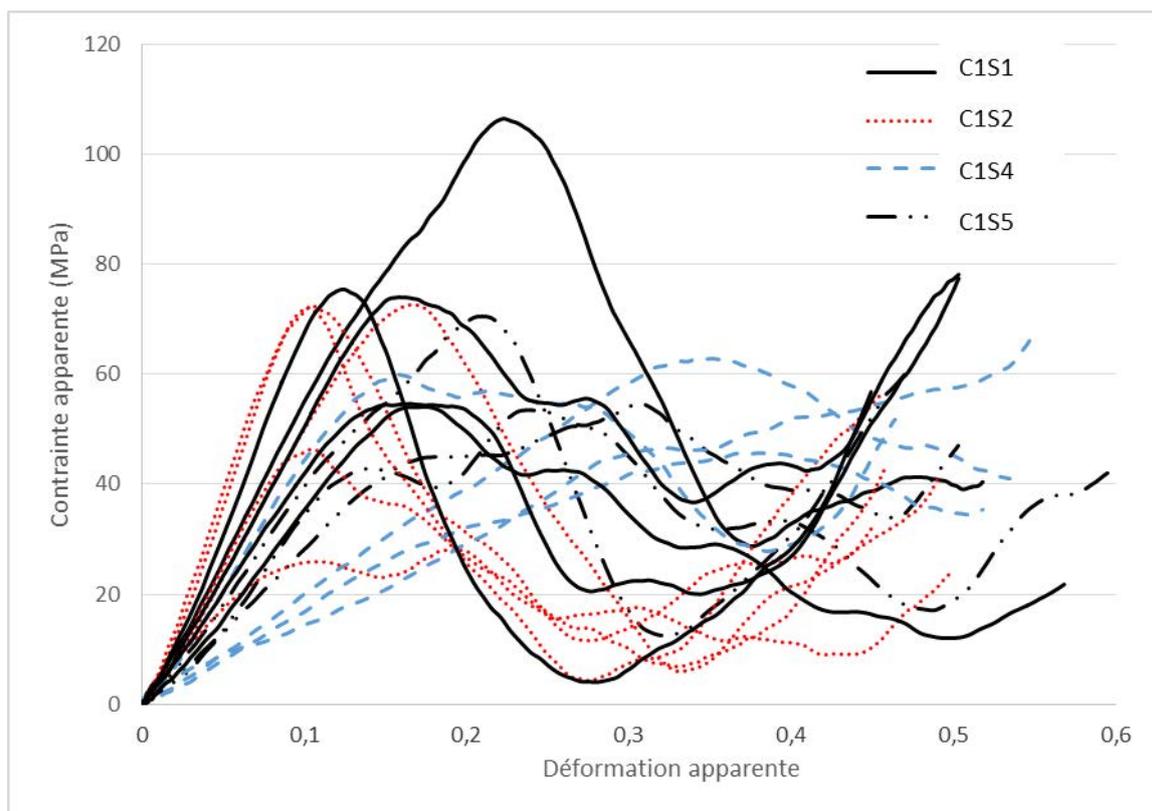


Figure 69 : Courbe de la contrainte apparente en fonction de la déformation apparente pour les échantillons formés testés en dynamique

Comme pour les essais quasi statiques, les résultats en dynamique montrent aussi un regroupement des résultats, par sujet, sans pour autant y voir un lien avec un caractère individuel du sujet (âge, sexe...). Par contre, le comportement en dynamique est très différent de celui obtenu pour les essais en quasi-statique. Ici, pour l'ensemble des courbes, nous obtenons une première partie linéaire jusqu'à une valeur de contrainte maximale, puis un effondrement de la contrainte pour finir par une phase de densification (Figure 70)

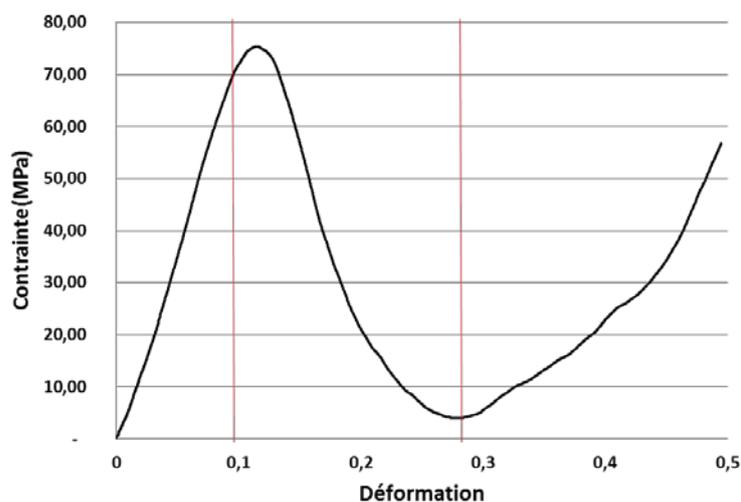


Figure 70 : décomposition d'un essai dynamique sur l'échantillon d'os

Si nous nous intéressons plus en détail au comportement de l'os en dynamique, nous pouvons observer sur la Figure 71 l'évolution de l'état de l'échantillon pendant la compression. Nous remarquons que sur la première partie de l'essai, la partie croissante de l'effort, l'échantillon conserve globalement sa cohésion. Sur la deuxième image, un début de rupture se remarque sur le haut de l'image, puis sur l'image suivante nous remarquons le début de l'effondrement de l'échantillon. Pour la première image de la zone décroissante, nous remarquons que l'échantillon a perdu totalement sa cohésion. Nous rentrons alors dans une phase de destruction de l'échantillon. Sur la dernière image, l'échantillon est complètement détruit et on se trouve dans une phase de compression de débris d'os.

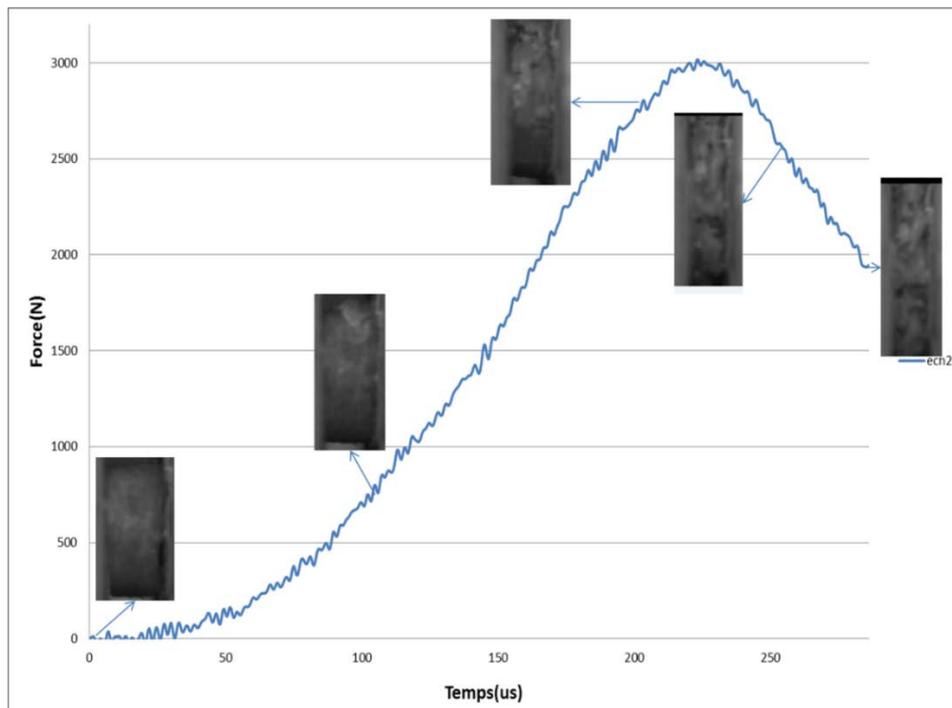


Figure 71 : courbe de la force en fonction du temps pour un échantillon d'os avec les images correspondant à l'état de l'échantillon à un instant donné.

n=17	ϵ_y	σ_y	Σ	Σ_v	E_{app}	$E_{réel}$
unité	-	MPa	mJ	mJ.mm ⁻³	MPa	MPa
min	0,08	25,12	228,72	1,05	99,13	162,13
moyenne	0,23	92,60	1042,82	11,73	316,26	444,94
max	0,47	234,50	2421,68	55,63	740,81	810,29
Ecart-type	0,11	48,17	581,39	12,31	188,33	194,68

Tableau 14 : Paramètres mécaniques pour les échantillons formolés testés en dynamique

Le Tableau 14 présente les résultats mécaniques obtenus pour ces essais. En comparaison avec les résultats des sujets formolés testés en quasi-statique (Tableau 10), nous remarquons

un effet de la vitesse sur l'ensemble des paramètres du crâne, qui ont tendance à augmenter en dynamique par rapport à la quasi-statique :

- ✓ avec un module apparent qui augmente de 240% pour une vitesse qui va de 10mm/min à 8m/s.
- ✓ avec une contrainte apparente moyenne de 130MPa pour l'os formolé en quasi-statique et de 316MPa pour le dynamique, ainsi qu'une contrainte maximal moyenne de 27.65MPa pour le formolé en quasi-statique et 92.60MPa pour le dynamique.

Pour l'énergie, on observe une variation de 494mJ pour la quasi-statique à 1042mJ pour la dynamique et pour l'énergie par unité de volume de 3.73mJ.mm⁻¹ pour la quasi-statique à 11.73 mJ.mm⁻¹ pour la dynamique.

3. Conclusions

Dans ce chapitre, nous avons étudié le comportement de l'os pariétal issu de 5 sujets formolés lors d'une première campagne. Ce comportement est étudié pour deux vitesses de sollicitation en quasi-statique et en dynamique. Cette première étude a révélé la différence de comportement entre la quasi-statique et la dynamique pour les échantillons issus des pariétaux pour des sujets formolés. Nous constatons de plus une augmentation de la contrainte apparente de l'ordre de 240% entre la quasi-statique et la dynamique. Connaissant l'influence du formol sur le comportement mécanique de l'os, il faudra confirmer les résultats obtenus par cette campagne préliminaire sur des échantillons issus de sujets frais.

Avec les sujets de la deuxième campagne, il a été possible de comparer le comportement mécanique du crâne entre des sujets congelés et formolés. Nous avons mis en évidence une légère augmentation de la contrainte apparente entre les sujets frais et les sujets formolés. Néanmoins, la valeur de la contrainte réelle est presque identique, ce qui indique un effet de la porosité sur le module.

Globalement, il n'a pas été possible de constater une différence notable entre le comportement mécanique du frontal et du pariétal.

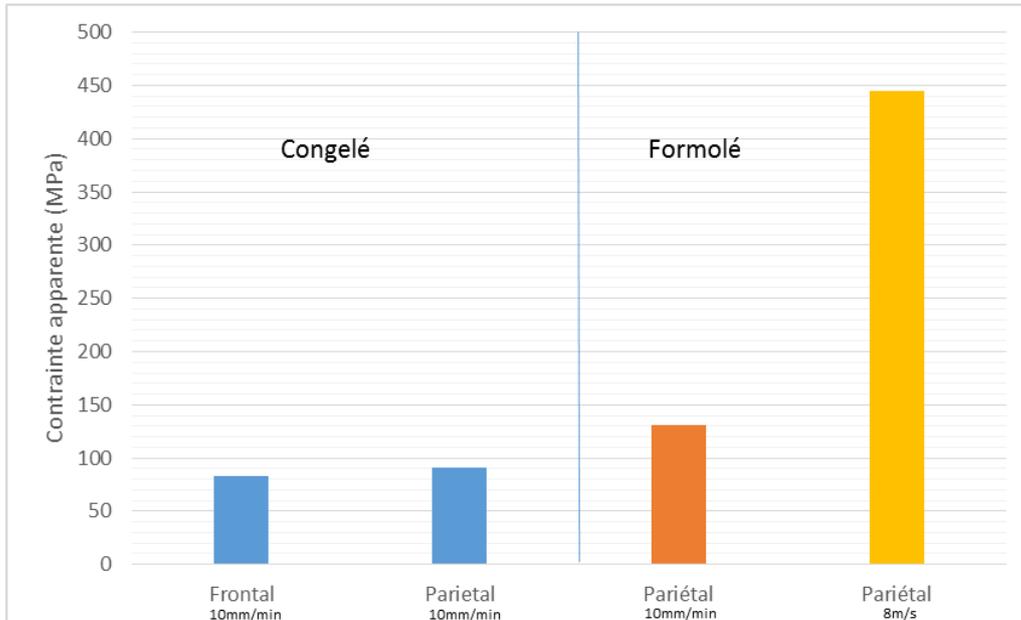


Figure 72 : Histogramme des contraintes apparentes de l'ensemble des sujets.

La Figure 72 résume l'ensemble des tendances observées pour les contraintes apparentes. Nous y observons l'évolution de la contrainte décrite plus haut.

Les dispersions inter-individuelles et intra-individuelles observées sont très importantes, avec une prédominance des variations intra-individuelles. Ces variations peuvent être expliquées par la différence morphologique observée entre les échantillons dans le chapitre 2.

Chapitre 4 : Modèle morpho-mécanique personnalisable et validation

Dans ce chapitre, l'ensemble des travaux présentés dans les deux derniers chapitres sont utilisés dans le développement d'un modèle morpho-mécanique personnalisable capable d'estimer avec précision le comportement mécanique du crâne humain. Pour cela, une cartographie des épaisseurs et des paramètres morphologiques du crâne, basée sur la position normalisée de chaque échantillon, a été établie. Une étude, visant à mettre en lumière les corrélations existant entre les paramètres morphologiques et mécaniques de l'os, a permis de déterminer des relations mathématiques utilisables pour l'identification des caractéristiques mécaniques du crâne en fonction de ses paramètres morphologiques. Enfin, 2 types de validations ont été faites pour tester la précision des résultats obtenus. Premièrement, des échantillons, prélevés sur un crâne ne faisant pas partie de l'étude, ont été utilisés pour valider localement les résultats. Deuxièmement, une validation globale a été menée pour un crâne testé mécaniquement issu des travaux de Delille et Al ([Del07]). Les résultats expérimentaux ont été comparés à ceux calculés par une simulation élément finis utilisant les modèles morpho-mécaniques développés.

En ce qui concerne la méthodologie suivie pour le développement du modèle morpho-mécanique, la première partie consiste en la mise en place de la carte morphologique personnalisée du crâne humain utilisant un polynôme à deux variables. La deuxième partie consiste en l'utilisation des relations reliant l'épaisseur et le BV/TV aux paramètres mécaniques du crâne, notamment le module d'élasticité, pour pouvoir obtenir une estimation des valeurs de module dans l'ensemble du crâne. Finalement, un modèle proche du modèle de mousse, permettant d'obtenir les courbes du comportement mécanique au-delà de la limite élastique, est développé.

1. Cartographie des paramètres morphologiques du crâne

1.1. Développement d'une cartographie par approximation polynomiale.

Pour le développement d'une carte morphologique personnalisable du crâne humain, seuls les résultats issus de la deuxième campagne vont être utilisés. Les échantillons de la première campagne n'étant pas localisés géométriquement pendant le prélèvement, ils ne peuvent pas servir à la création de la carte morphologique et mécanique du crâne.

Notre modèle doit pouvoir représenter une évolution dans le plan et doit être paramétrable. Pour cela nous allons utiliser un modèle polynomial à deux variables pour identifier les paramètres reliés à chaque échantillon :

$$Z(X, Y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m c_{ij} X^i Y^j \quad [4 : 1]$$

Avec Z le paramètre que nous souhaitons évaluer (dans notre cas l'épaisseur totale, l'épaisseur du diploé ou le BV/TV) ; c_{ij} les coefficients du polynôme identifié et (n, m) les degrés du polynôme.

Par exemple si nous considérons que notre paramètre est évalué par un polynôme (2,2), notre équation s'écrit :

$$Z(X, Y) = A + BX + CY + DX^2 + EXY + FY^2$$

On note : $k = (A, B, C, D, E, F)$, le vecteur k des coefficients c_{ij} du polynôme.

L'entrée du modèle est constituée d'une base de données (de 4 sujets actuellement) contenant la position curviligne de chaque échantillon et les différents paramètres étudiés, notamment l'épaisseur totale, l'épaisseur diploé et le BV/TV. Le Tableau 15 représente le nombre d'échantillons dans la base de données utilisée. Au total 236 échantillons permettront d'identifier le polynôme, le nombre d'échantillons de la base de données peut être augmenté par la suite pour améliorer le modèle.

	Frontal	Pariétal droit	Pariétal gauche
C2S1	21	20	19
C2S2	20	19	18
C2S3	22	20	20
C2S4	22	17	18

Tableau 15 : nombre d'échantillons par zone et par sujet

Pour chaque zone étudiée un polynôme est calculé. La sortie du modèle est une surface permettant d'obtenir une estimation du paramètre souhaité en fonction de sa position dans le crâne. La Figure 73 schématise la méthode d'estimation des paramètres des polynômes de personnalisation du crâne.

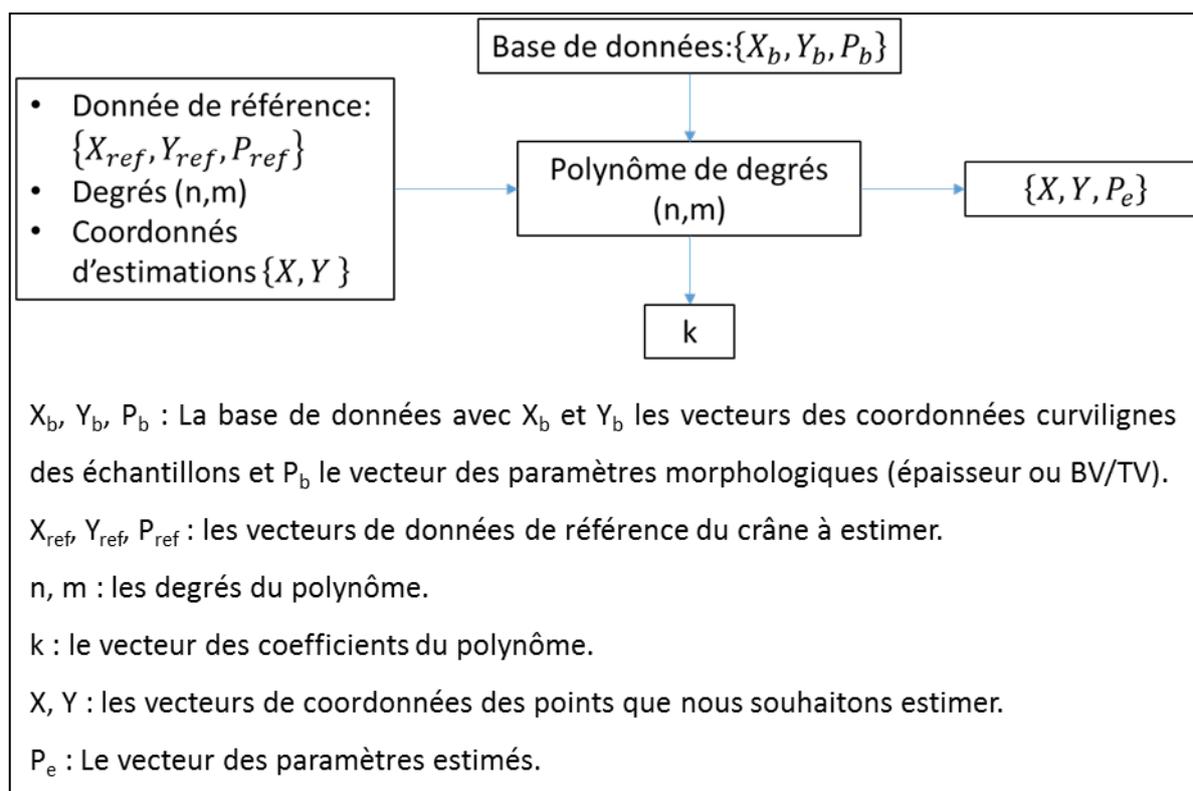


Figure 73 : schéma de présentation de la méthode d'estimation

L'identification des paramètres du polynôme en fonction des valeurs de la base de données est faite sur Matlab. La résolution d'une équation sous forme matricielle est utilisée :

$$M \times K = Z$$

La résolution de cette équation s'écrit :

$$K = (M^T \times M)^{-1} \times M^T \times Z$$

Avec X le vecteur de position selon X, Y le vecteur de position selon Y, Z le vecteur des valeurs à approcher, K le vecteur des paramètres du polynôme et M la Matrice du polynôme.

Dans notre exemple de polynôme (2,2) la matrice M s'écrit :

$$M = [U \ X \ Y \ X^2 \ XY \ Y^2]$$

Posons n la taille de la base de données, nous pouvons écrire :

$$X = \begin{bmatrix} x_1 \\ \vdots \\ x_n \end{bmatrix}; Y = \begin{bmatrix} y_1 \\ \vdots \\ y_n \end{bmatrix}; Z = \begin{bmatrix} z_1 \\ \vdots \\ z_n \end{bmatrix}; U = \begin{bmatrix} 1 \\ \vdots \\ 1 \end{bmatrix}$$

Quant au vecteur K, il s'écrit :

$$K = \begin{bmatrix} A \\ B \\ C \\ D \\ E \\ F \end{bmatrix}$$

Dans ce système, nous cherchons les valeurs de K pour obtenir une approximation de Z, pour cela nous allons utiliser une approximation aux moindres carrés tels que, pour un vecteur de paramètres d'entrée Z nous puissions avoir :

$$\min \|MK - Z\|^2$$

Grace à une méthode résolution numérique, nous obtenons le vecteur K contenant les coefficients du polynôme du degré choisi et pour chaque couple (X, Y) une approximation du paramètre Z.

Pour faire l'estimation d'un paramètre donné, il est nécessaire de fixer le degré du polynôme selon X et selon Y et la valeur d'au moins un point par zone. En résultat nous obtenons une surface d'approximation des données souhaitées. La Figure 74 présente un résultat obtenu pour l'estimation de l'épaisseur totale de la zone pariétale droite du sujet 1.

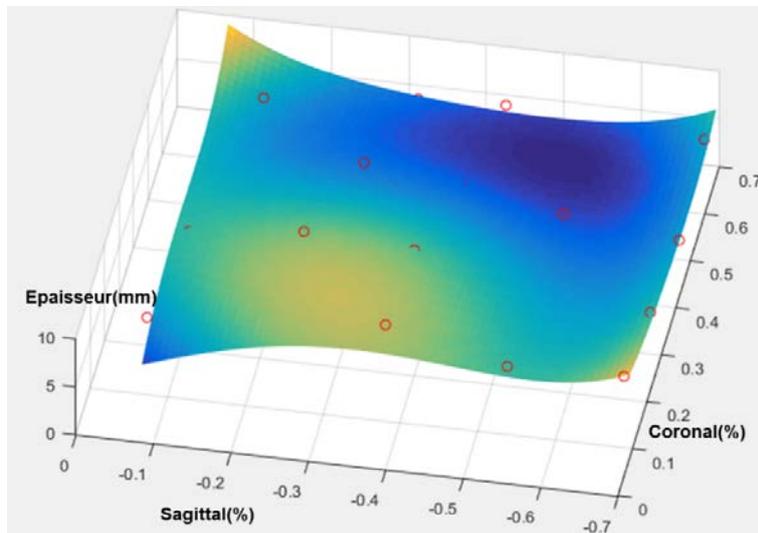


Figure 74 : Surface de prédiction des épaisseurs, avec en point rouge la position des épaisseurs réelles

Pour évaluer l'erreur d'estimation selon le degré du polynôme choisi, nous avons testé notre estimation en faisant évoluer le nombre de degrés des polynômes entre 1 et 10 pour les 4 sujets.

Chapitre 4 : Modèle morpho-mécanique personnalisable et validation

X\Y	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	10,8%	10,2%	10,0%	9,9%	9,8%	9,7%	9,5%	9,3%	8,9%	8,8%
2	9,2%	9,1%	8,9%	8,8%	8,6%	8,2%	7,9%	7,7%	7,3%	6,9%
3	9,2%	8,9%	8,9%	8,2%	8,2%	7,6%	7,5%	7,2%	6,6%	6,0%
4	8,9%	8,3%	8,2%	8,2%	7,6%	7,2%	7,2%	6,6%	5,5%	4,9%
5	8,8%	7,9%	7,9%	7,7%	7,7%	6,8%	6,6%	6,1%	5,1%	4,3%
6	8,5%	7,5%	7,3%	7,1%	6,9%	6,8%	6,6%	6,0%	4,7%	4,0%
7	8,1%	6,9%	6,4%	6,3%	6,4%	6,3%	6,4%	5,5%	4,2%	3,1%
8	8,1%	6,4%	6,2%	6,3%	5,9%	5,4%	5,4%	5,4%	3,8%	2,7%
9	8,0%	6,3%	5,9%	5,8%	5,0%	4,5%	4,2%	3,7%	3,6%	2,4%
10	7,6%	5,9%	5,3%	5,3%	4,4%	3,7%	3,4%	3,0%	2,5%	2,4%

Tableau 16 : Estimation moyenne sur les 4 sujets pour le frontal

X\Y	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	11,6%	11,3%	11,4%	11,4%	10,8%	10,7%	10,7%	10,6%	10,5%	10,4%
2	11,5%	11,4%	11,1%	10,7%	10,1%	9,6%	9,1%	8,7%	8,1%	8,1%
3	10,9%	10,8%	10,8%	10,3%	9,7%	8,7%	8,5%	7,8%	7,4%	7,1%
4	10,1%	9,8%	9,7%	9,8%	9,6%	8,0%	7,7%	7,4%	6,9%	5,1%
5	9,9%	9,4%	9,3%	9,3%	9,3%	8,0%	7,6%	7,0%	5,7%	3,9%
6	9,4%	9,0%	8,3%	8,2%	8,0%	8,1%	7,5%	7,1%	5,0%	3,9%
7	9,5%	9,2%	8,1%	7,7%	7,8%	7,6%	7,5%	6,6%	4,8%	2,5%
8	9,2%	8,2%	7,2%	6,7%	6,4%	6,2%	6,2%	6,1%	4,1%	1,9%
9	9,1%	7,9%	6,2%	5,6%	5,3%	4,2%	3,7%	3,7%	3,7%	1,4%
10	8,9%	6,6%	5,7%	5,1%	4,2%	3,7%	2,4%	2,2%	1,0%	1,0%

Tableau 17 : Estimation moyenne sur les 4 sujets pour le pariétal gauche

X\Y	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	13,5%	13,5%	13,0%	13,1%	13,0%	13,0%	12,2%	12,1%	12,1%	12,1%
2	13,7%	13,6%	12,7%	12,8%	12,5%	12,5%	11,8%	11,8%	11,6%	11,3%
3	12,8%	12,3%	12,2%	12,3%	12,1%	11,6%	10,5%	9,7%	9,4%	9,0%
4	12,7%	12,2%	12,3%	12,3%	12,1%	11,5%	10,5%	9,5%	9,0%	8,7%
5	12,7%	12,2%	12,1%	12,0%	12,0%	10,7%	9,8%	8,8%	7,9%	7,1%
6	12,0%	11,6%	10,8%	10,4%	10,4%	10,4%	9,0%	8,1%	6,4%	4,9%
7	11,3%	11,0%	10,1%	9,8%	9,6%	8,6%	8,4%	6,9%	5,5%	4,8%
8	11,0%	10,4%	9,6%	8,9%	8,2%	7,2%	6,9%	6,8%	4,9%	3,7%
9	10,1%	8,4%	8,2%	7,6%	5,9%	5,8%	5,7%	4,8%	4,6%	3,7%
10	10,2%	7,8%	6,8%	6,1%	5,2%	4,7%	4,1%	3,9%	3,8%	3,9%

Tableau 18 : Estimation moyenne sur les 4 sujets pour le pariétal droit

Les trois tableaux précédents (Tableau 16, Tableau 17, Tableau 18) montrent que l'erreur moyenne obtenue sur la prédiction diminue en augmentant le degré du polynôme. Il est possible d'augmenter le degré du polynôme à l'infini, mais c'est quelque chose à manier avec beaucoup d'attention. En augmentant le degré du polynôme, nous augmentons les points

d'inflexion de notre modèle et au final nous nous retrouvons avec une estimation de l'erreur et non pas une vraie estimation. Pour notre étude et la création de notre modèle, nous allons fixer le degré du polynôme à (3,3). A terme, en augmentant la base de données, il sera possible de faire ressortir un degré du polynôme "idéal", qui pourra estimer de façon efficace les paramètres souhaités.

Afin d'étudier l'évolution intra-individuelle des épaisseurs et du BV/TV par zone, nous allons utiliser notre modèle avec un point de référence sur le frontal et deux points de références sur le pariétal. Ensuite nous allons comparer les formes des courbes parallèles au coronal et au sagittal. Le modèle ne demande pas en entrée des points de références en particulier, dans notre cas les points sont choisis arbitrairement.

Analyse de l'épaisseur totale :

Si nous observons dans un premier temps l'évolution de l'épaisseur dans la partie frontale du crâne sur des lignes parallèles à la ligne coronale (Figure 75), nous remarquons une distribution d'épaisseurs quasi-constantes sur la partie avant du crâne et une légère augmentation de l'épaisseur en s'éloignant de la suture sagittale sur l'arrière de la zone frontale. On observe sur les lignes parallèles au sagittal que les épaisseurs les plus grandes sont proches de la ligne coronale puis diminuent quand on avance vers l'avant du crâne. Ces observations sont faites sur le côté droit du crâne, les mêmes tendances sont observées sur le côté gauche.

Au vu des variations interindividuelles obtenues pour le frontal, il est nécessaire d'avoir au moins deux points de références alignés sur une ligne parallèle au sagittal, pour avoir une bonne représentation des épaisseurs.

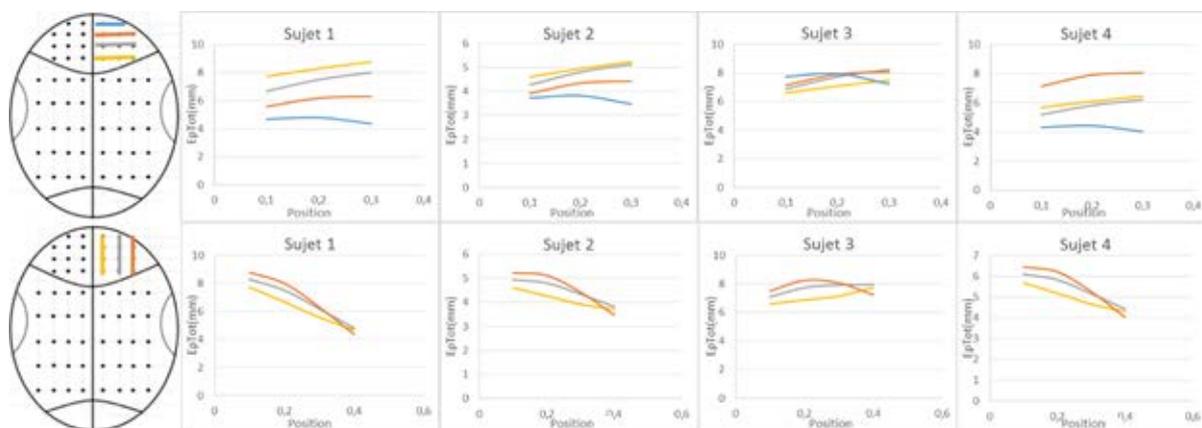


Figure 75 : évolution de l'épaisseur sur les lignes parallèles à la ligne coronale(en haut) et sagittale (en bas) pour le frontal (Position relative par rapport à la taille du crâne)

En ce qui concerne l'évolution de l'épaisseur sur les lignes parallèles à la ligne coronale pour les 2 zones pariétales (Figure 76), nous observons globalement une répartition en arc, nous indiquant que l'os à l'extérieur du pariétal est en général moins épais que celui au milieu du crâne, sauf pour le sujet 2 pour lequel les évolutions de l'épaisseur est globalement constante. La même tendance en arc est observée sur les lignes parallèles au sagittal, avec des arcs convexes ou concaves selon le sujet observé.

Pour le pariétal, à cause des variations interindividuelles, il est nécessaire d'avoir au moins 3 points, alignés sur une ligne parallèle au sagittal, pour pouvoir rendre compte de l'évolution des épaisseurs. Un quatrième point décalé de la première ligne peut améliorer la précision de la prédiction, il permettra de mieux rendre compte de la courbure des épaisseurs sur les lignes coronales.

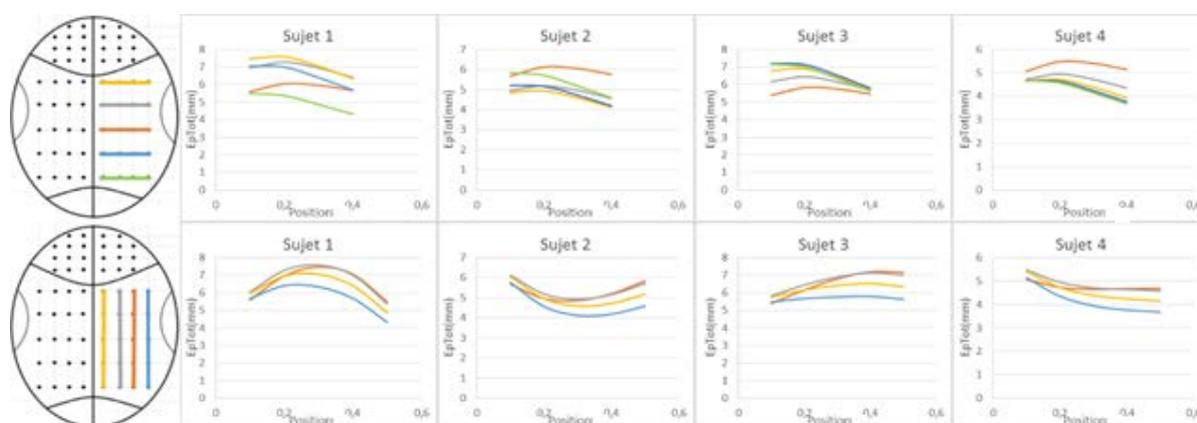


Figure 76 : évolution de l'épaisseur sur les lignes parallèles à la ligne coronale(en haut) et sagittale (en bas) pour le pariétal (Position relative par rapport à la taille du crâne)

Analyse du BV/TV :

Pour le BV/TV, nous allons pouvoir faire le même type d'observations que pour l'épaisseur totale. Pour le frontal (Figure 77), sur les courbes parallèles au coronal, nous pouvons observer que le BV/TV a une valeur plus importante à proximité de la suture sagittale et qu'il diminue en approchant de l'extrémité du crâne. Pour les lignes parallèles au sagittal, la courbure dépend grandement du sujet. Il est nécessaire d'avoir au moins deux points de références, sur une ligne parallèle au sagittal, pour avoir une bonne estimation du BV/TV sur le frontal.

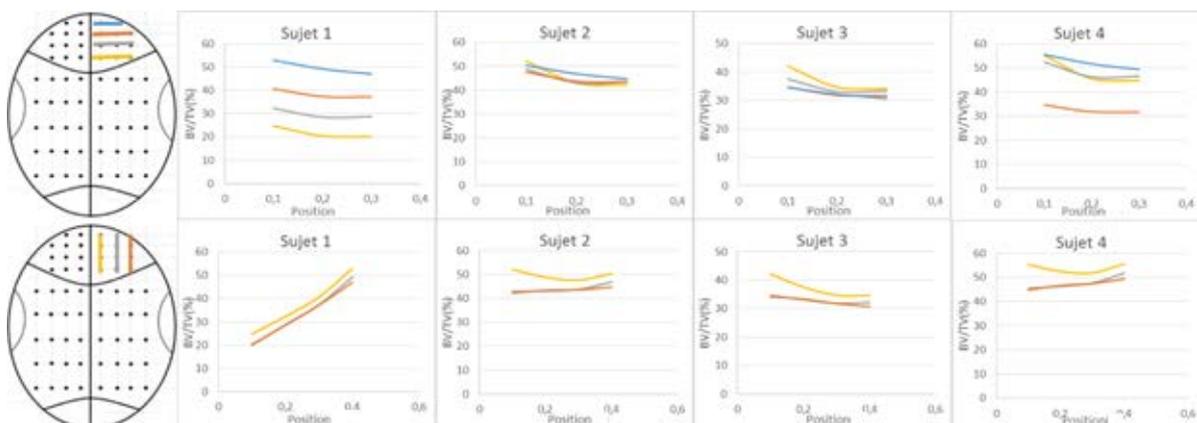


Figure 77 : évolution du BV/TV sur les lignes parallèles à la ligne coronale(en haut) et sagittale (en bas) pour le frontal (Position relative par rapport à la taille du crâne)

En ce qui concerne l'évolution du BV/TV sur les lignes parallèles à la ligne coronale pour les 2 zones pariétales (Figure 78), nous observons une répartition en arc avec un BV/TV maximum du côté de la suture sagittale, sauf pour la ligne la plus proche de l'occipital, qui présente une courbe constante pour tous les sujets.

Pour les lignes parallèles au sagittal, on observe les mêmes tendances que pour l'épaisseur totale, avec néanmoins une inversion de concavité par rapport à l'épaisseur totale.

Finalement il est nécessaire d'avoir au moins 3 points, alignés sur une ligne parallèle au sagittal, pour pouvoir rendre compte de l'évolution du BV/TV.

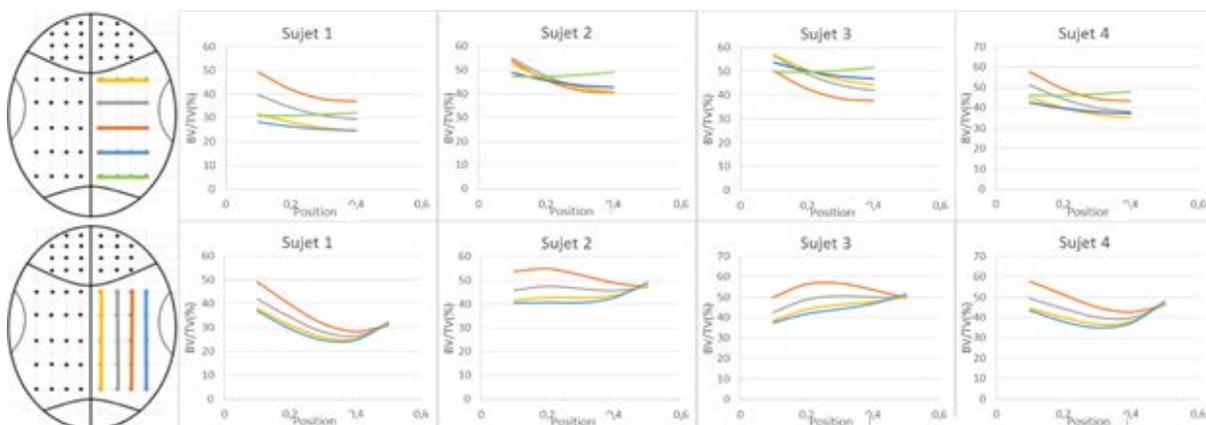


Figure 78 : évolution du BV/TV sur les lignes parallèles à la ligne coronale(en haut) et sagittale (en bas) pour le pariétal

Cette analyse a été faite en utilisant le modèle polynomial avec comme référence les échantillons de position relative (0,1 ; 0,1) pour la zone frontale et (0,1 ; 0,1), (0,1 ; 0,5) pour la zone pariétale, le Tableau 19 et le Tableau 20 présentent les valeurs de pourcentage d'erreur obtenu par sujet et par zone. On reste sur une erreur allant de 5% à 25%.

	S1	S2	S3	S4
Frontal	9,9%	10,8%	10,1%	5,7%
Pariétal Gauche	11,2%	12,1%	18,8%	20,4%
Pariétal Droit	18,0%	14,3%	11,8%	8,9%

Tableau 19 : pourcentage d'erreur obtenu sur l'épaisseur totale par zone et par sujet

	S1	S2	S3	S4
Frontal	23,5%	19,2%	16,1%	21,3%
Pariétal Gauche	23,1%	11,3%	26,5%	16,3%
Pariétal Droit	18,1%	16,8%	8,4%	11,5%

Tableau 20 Tableau 21 : pourcentage d'erreur obtenu sur le BV/TV par zone et par sujet

Même si la démarche est intéressante pour observer l'évolution de ces deux paramètres sur l'ensemble du crâne, les valeurs d'erreur obtenues restent discutables car les sujets utilisés font partie de la base de données de création du modèle. Pour pallier à ce problème, nous allons tester par la suite un sujet hors base de données afin de valider l'ordre de grandeurs d'erreur obtenu par le modèle.

2. Etude morpho-mécanique du crâne

2.1. Détermination des relations morpho-mécaniques du crâne.

Avec une étude statistique des données morphologiques et mécaniques, un ensemble de relations a été établi pour l'os frais et formolé.

En ce qui concerne les essais faits sur os formolé, que ce soit pour les tests quasi-statiques ou dynamiques, nous trouvons une évolution linéaire entre le module apparent et le BV/TV multiplié par l'épaisseur. La Figure 79 présente ces résultats pour les essais quasi-statiques et la Figure 80 pour les essais dynamiques.

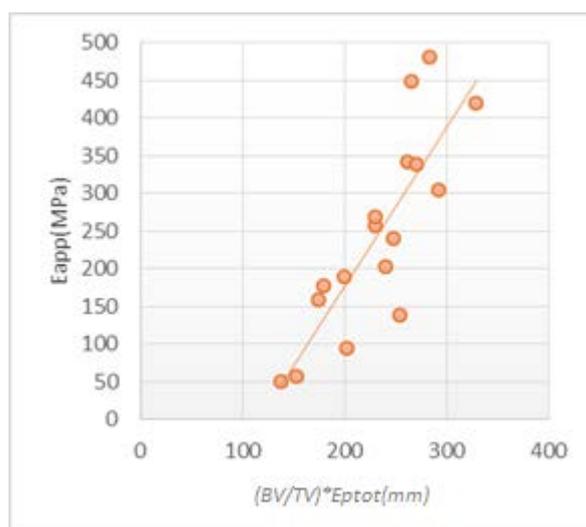


Figure 79 : Relation entre le module élastique apparent et le $BV/TV \times E_{ptot}$ pour l'os formolé en quasi-statique $n=17$

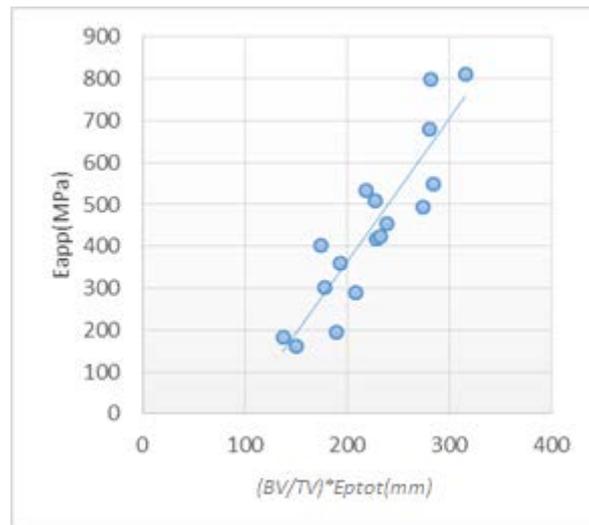


Figure 80 : Relation entre le module élastique apparent et le BV/TVx Eptot pour l'os formolé en dynamique n=18

Les relations pour la quasi-statique et la dynamique s'écrivent successivement :

$$E_{app} = 2.12x BV / TV x Eptot - 246.86 \quad R^2 = 0.702 \text{ et } n = 17 \quad [4 :2]$$

$$E_{app} = 3.43x BV / TV x Eptot - 324.41 \quad R^2 = 0.79 \text{ et } n = 18 \quad [4 :3]$$

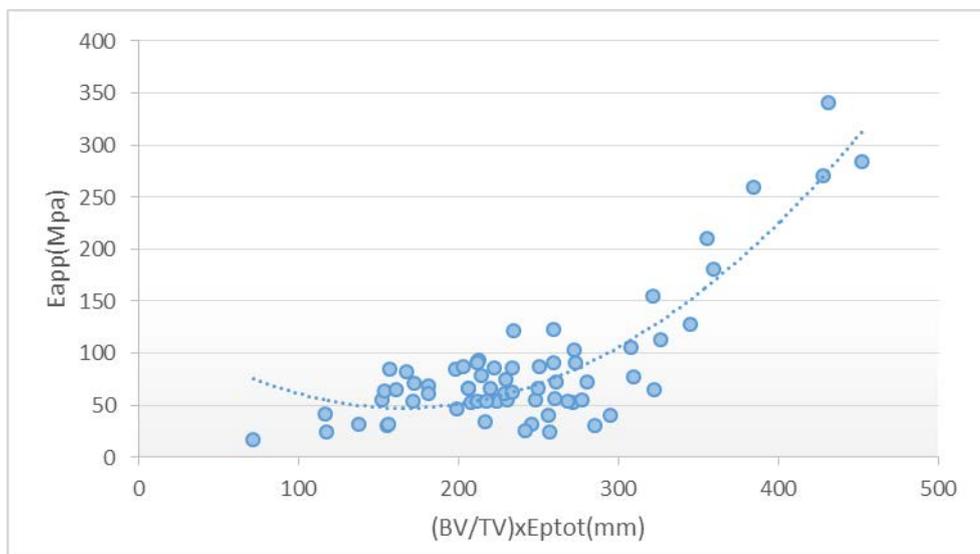


Figure 81 : Relation entre le module apparent et le BV/TVx Eptot pour l'os congelé n=68

Concernant les essais faits sur os congelé, l'évolution trouvée, qui relie le module d'élasticité au BV/TV multiplié par l'épaisseur diploé, est un polynôme d'ordre 2.

$$E_{app} = 0.0032x (BV / TV x Eptot)^2 - 1.0686x BV / TV x Eptot + 135.72 \quad [4:4]$$

$$R^2 = 0.7652 \text{ et } n = 68$$

2.2. Analyse des résultats mécaniques et morphologiques

Dans le chapitre 3 nous avons pu voir que les courbes obtenues en quasi-statique pour un matériau poreux, comme l'os crânien, ont un comportement défini selon leurs densités [Gib94]. Nous avons donc étudié cette particularité en séparant les résultats mécaniques obtenus par plages de BV/TV de 5 (Figure 82).

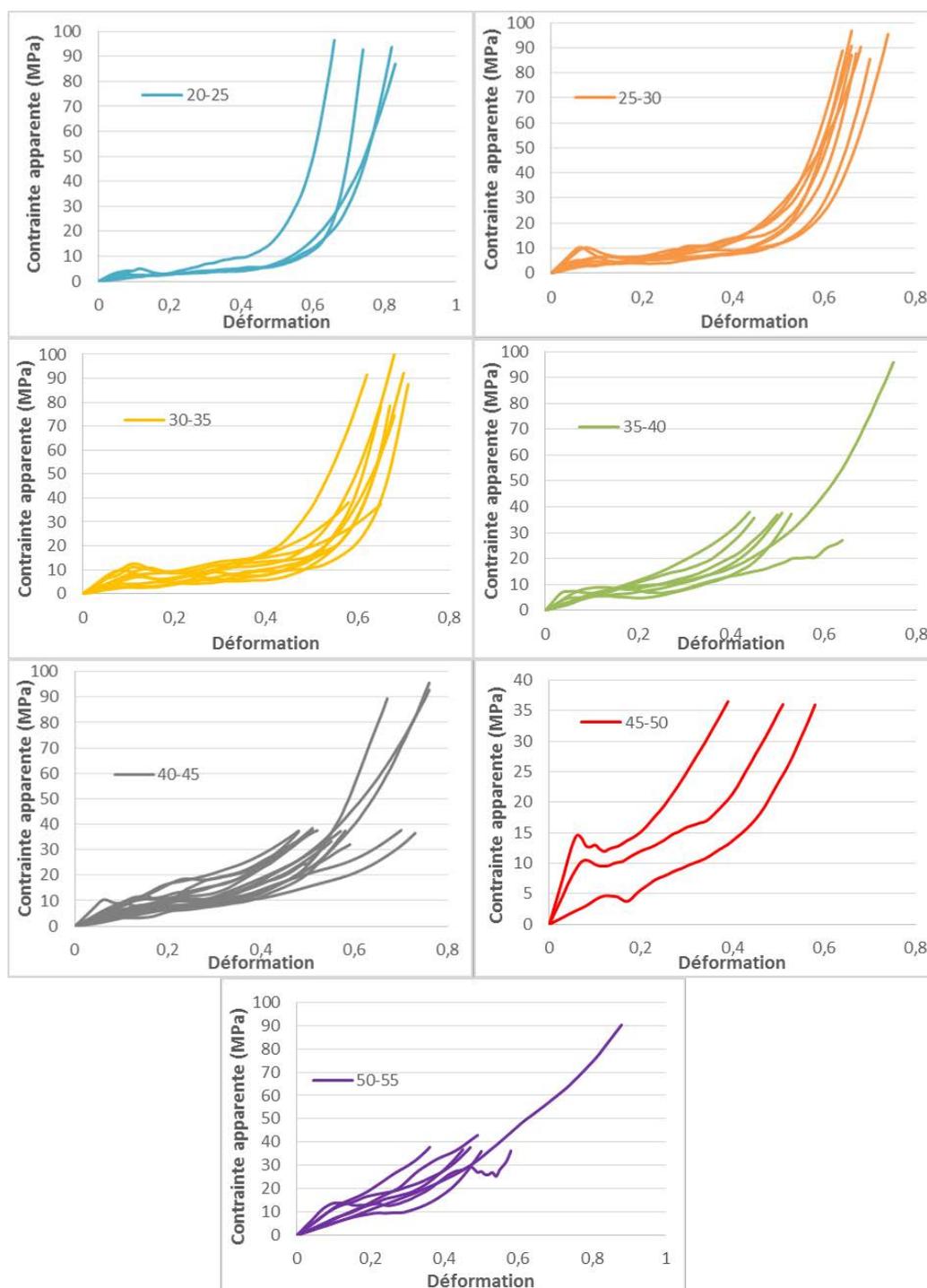


Figure 82 : Courbes contrainte/déformation réparties selon le BV/TV

Le Tableau 22 présente le nombre d'échantillons par zone de BV/TV étudié.

BV/TV	0-25	25-30	30-35	35-40	40-45	45-50	50-55
Nombres	4	9	14	7	16	3	8

Tableau 22: nombre de courbes par zone de BV/TV

En analysant les courbes d'un point de vue morphologique, il est possible de les répartir en fonction du BV/TV, indiqué dans la Figure 83. Ces courbes représentent la moyenne calculée point par point pour l'ensemble des échantillons ayant un BV/TV inclus dans la plage correspondante.

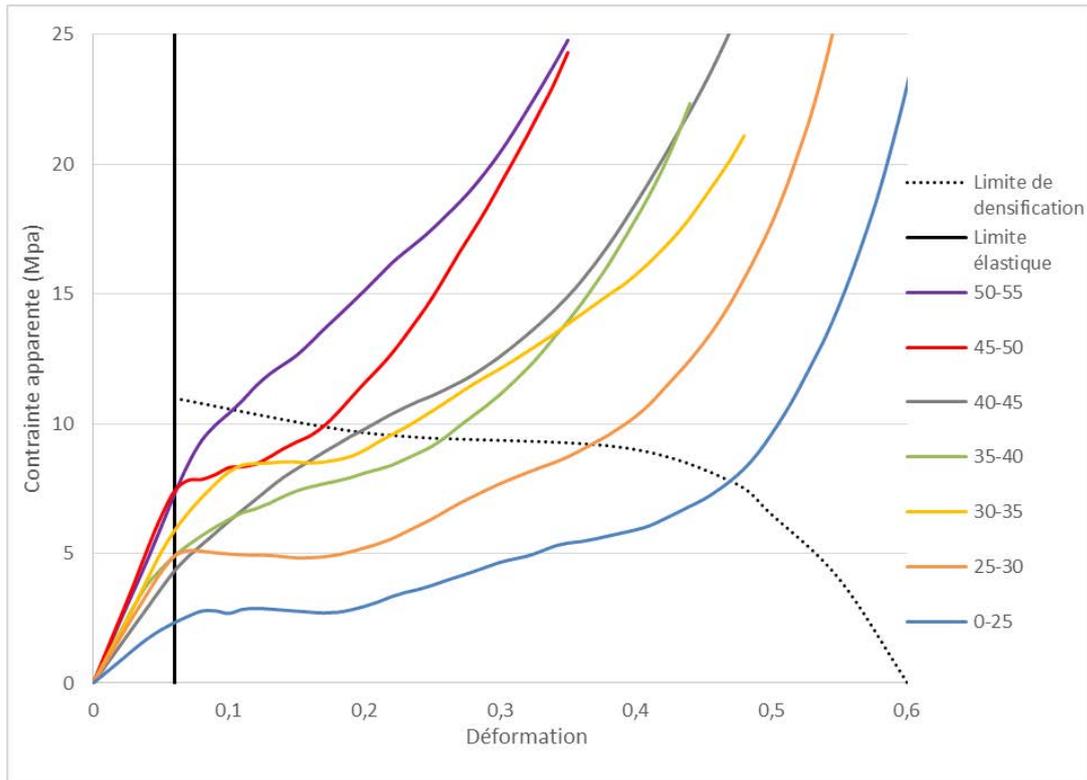


Figure 83 : Courbes de contrainte apparente en fonction de la déformation pour les sujets frais.

(Chaque couleur correspond à une plage de BV/TV avec en noir, la limite élastique et en pointillé, le début de densification)

Nous remarquons que pour le crâne la forme des courbes en compression en quasi-statique dépend globalement du BV/TV, la forme de la courbe se transforme progressivement du type2, pour les échantillons avec le BV/TV le plus faible, vers le type1, pour les échantillons avec le BV/TV le plus élevé. Ceci indique qu'il n'existe pas une séparation brusque entre les courbes de type1 et de type2.

Nous observons aussi sur la Figure 83 que la limite élastique se positionne globalement pour l'ensemble des courbes vers 5% de déformation. Sur le diagramme Figure 84, nous pouvons observer la répartition de la déformation élastique par plage de BV/TV. Les valeurs sont

dispersives, avec un minimum de 3% et un max de 18%. Il ne nous a pas été possible de mettre en évidence un lien entre le BV/TV et la limite élastique.

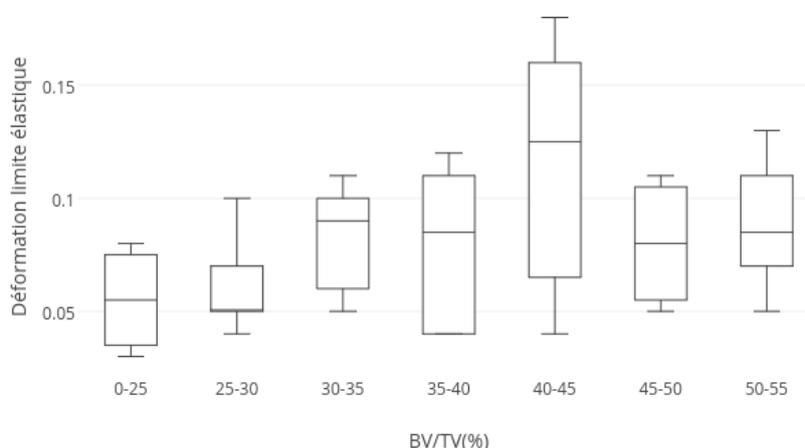


Figure 84 : Diagramme de la déformation élastique limite en fonction des plages de BV/TV

Si nous considérons que le module élastique de la structure osseuse est le même pour tous les échantillons (module de la matière osseuse sans porosité), nous pouvons construire sur les courbes moyennes du sujet 1 de la deuxième campagne, la limite élastique et la limite de densification comme montré sur la Figure 85.

Dans notre exemple nous avons utilisé la courbe moyenne pour différentes plages de BV/TV (Figure 83). Si on regarde en détail sur la première plage de BV/TV, nous remarquons le même type de tendance que celle observée pour les matériaux cellulaires décrits par Gibson [Gib99], avec toutefois une différence. Pour le comportement observé pour le crâne, nous remarquons sur certaines courbes une chute de la contrainte qui intervient entre la zone élastique et le plateau, cette chute de contrainte n'étant pas prévue par le modèle proposé par [Gib99].

Afin d'encadrer les courbes moyennes de contraintes/déformation en fonction du BV/TV, nous avons utilisé une méthode statistique. L'ensemble des courbes des 4 sujets de la deuxième campagne est utilisé. Pour créer un encadrement avec un niveau de confiance noté C , il faut calculer pour chaque position X_i , la moyenne M_i et l'écart-type e_i des valeurs issues des courbes du groupe souhaité.

Donc pour chaque groupe, nous obtenons une courbe moyenne comme sur la Figure 83 et un écart-type pour chaque position X_i . Nous utilisons une table de loi normale centrée réduite pour définir un coefficient c correspondant à notre niveau de confiance. C'est la loi de Gausse dite en cloche, pour un ensemble de moyennes 0 et d'écart types 1 .

Un $C=80\%$ est choisi, on obtient donc un $c=1.28155$.

L'intervalle pour un X_i , avec un nombre de courbes n s'écrit donc :

La borne inférieure :

$$Y_i^- = M_i - \frac{c \cdot e_i}{\sqrt{n}}$$

La borne supérieure :

$$Y_i^+ = M_i + \frac{c \cdot e_i}{\sqrt{n}}$$

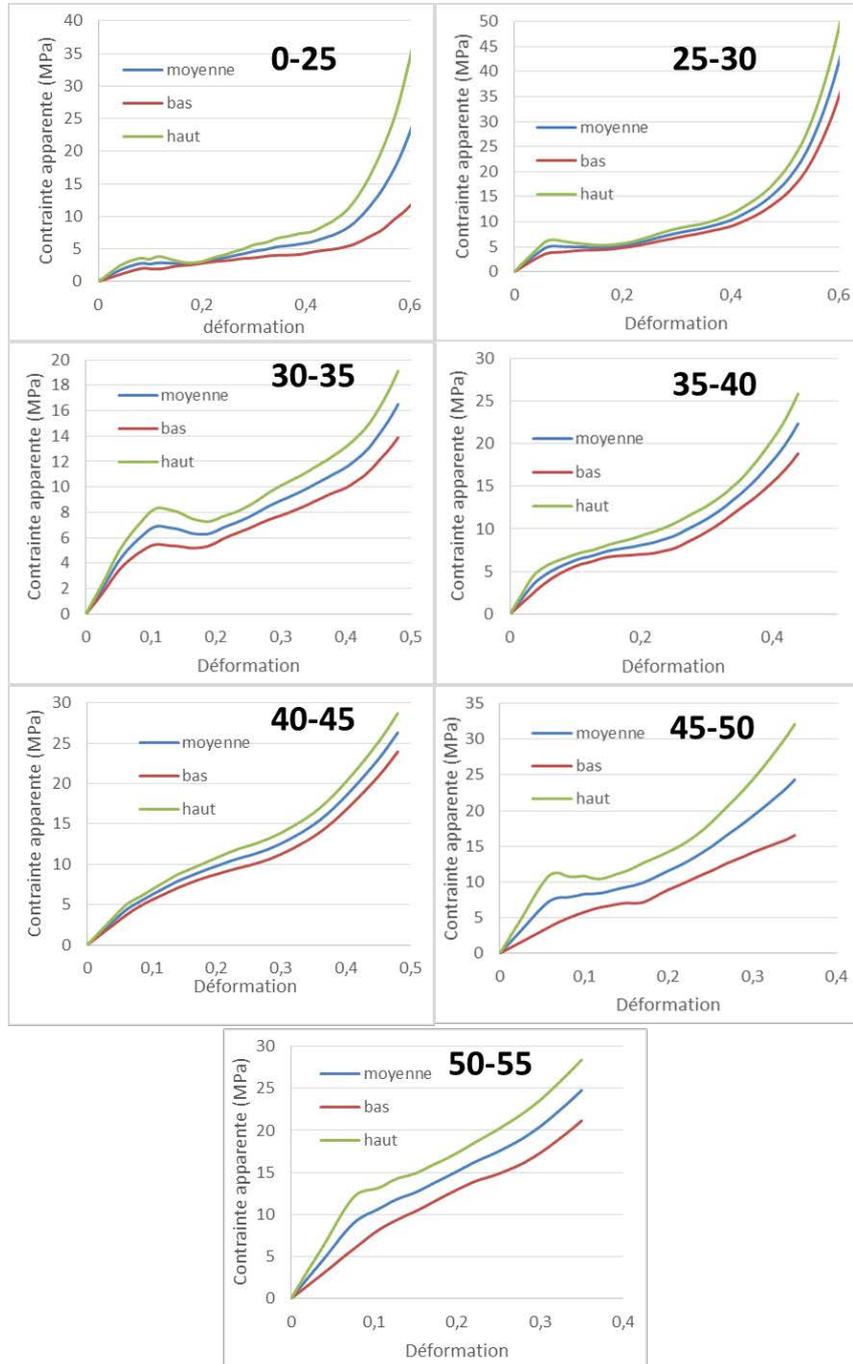


Figure 85 : Courbes d'intervalles contrainte/déformation réparties selon le BV/TV

La Figure 85 présente les différents intervalles de confiance à 80% centrés sur les moyennes par zone BV/TV. Plus le nombre des courbes dans la base de données est important, plus

l'encadrement sera précis. Au final, avec suffisamment de courbes, il sera possible de prendre des intervalles de BV/TV encore plus petits avec une meilleure précision.

Avec la loi morpho-mécanique [4 :2] et les courbes moyennes obtenues pour chaque intervalle de BV/TV, il est possible de mettre en place une loi semblable à celle obtenue pour la mousse [Gib99].

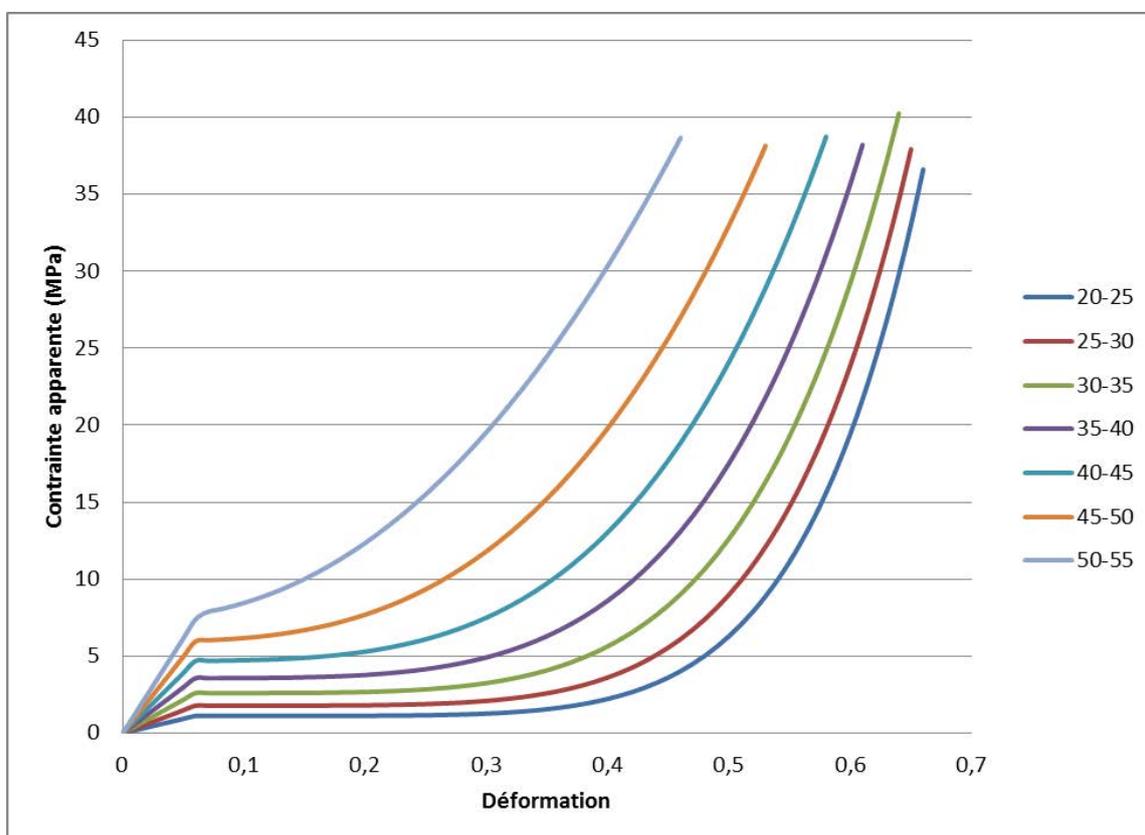


Figure 86 : Courbes contrainte/déformation théoriques pour l'os du crâne humain frais par intervalle de BV/TV

La Figure 86 présente les différentes courbes obtenues par le modèle élasto-plastique de l'os. La partie élastique est obtenue par l'équation [4 :4], jusqu'à une limite de déformation élastique de 6%.

La partie plastique a été obtenue par identification des courbes moyennes de la Figure 85 avec :

$$\sigma_{app}(\varepsilon) = A * \varepsilon^B + C \quad [4 :5]$$

Et :

$$A(BV/TV) = 1660 * e^{-0.043*(BV/TV)}$$

$$B(BV/TV) = -0,1573 * (BV/TV) + 10,466$$

$$C(E_{app}) = 0.06 * E_{app}$$

Avec, σ_{app} la contrainte apparente, BV/TV la Fraction osseuse et E_{app} le module apparent.

3. Validation locale du modèle morpho-mécanique

A partir de l'étude menée pour établir une cartographie morphologique du crâne et les relations morpho-mécaniques observées, nous avons mis en place une procédure de vérification et de validation sur un crâne non utilisé dans l'étude. Pour cela, des échantillons de 9mm ont été prélevés du côté droit du crâne d'un sujet masculin de 61ans. La Figure 87 présente la procédure suivie pour estimer les paramètres morphologiques et mécaniques des échantillons prélevés. Pour réaliser cette validation, nous utilisons l'épaisseur totale et le BV/TV de 3 échantillons de références, pris sur le frontal et le pariétal droit, comme données de référence pour déterminer notre polynôme d'estimation. Le degré choisi du polynôme est (3,3). L'épaisseur et le BV/TV des autres échantillons sont quant à eux estimés. Grace à l'épaisseur totale, l'épaisseur du diploé est estimée avec l'équation qui les lie [2 :6]. Finalement le module apparent est estimé à partir de l'épaisseur et du BV/TV utilisés dans l'équation qui les lie [4 :4].

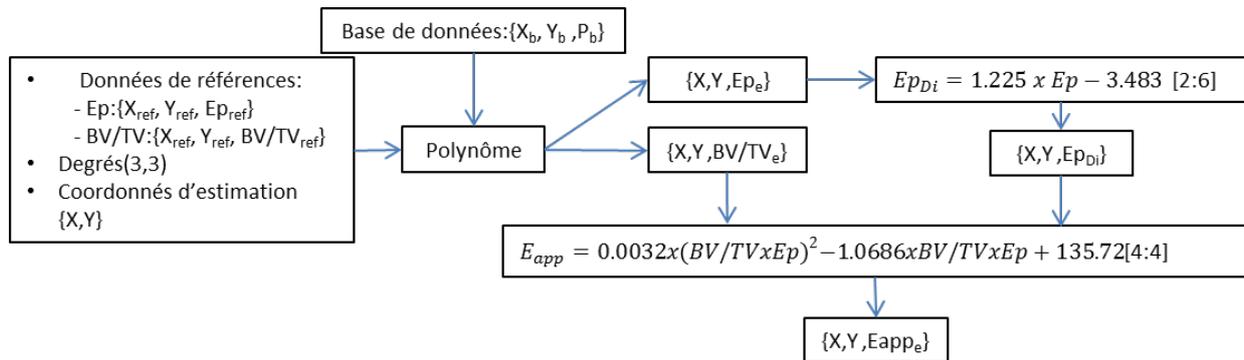


Figure 87 : Schéma de présentation de la méthode d'estimation utilisée pour la validation

Les échantillons ont été prélevés suivant le même protocole que pour les autres études morphologiques. L'ensemble des échantillons a été scanné par micro-tomographe à une résolution de 10 μ m puis la moitié des échantillons a été testée en quasi-statique (Figure 88).

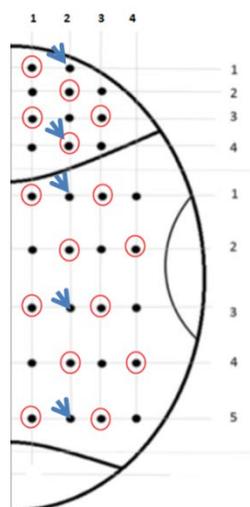


Figure 88 : Echantillons prélevés et testés en quasi-statique (encerclés) avec les échantillons de références (flèches)

Dans le Tableau 23 et le Tableau 24 sont présentés les résultats obtenus pour les épaisseurs et le BV/TV pour l'ensemble des échantillons de validation. Pour l'épaisseur totale, nous obtenons une erreur moyenne de 8.1% pour le frontal et de 15% pour le pariétal. Pour l'épaisseur diploé, nous obtenons une erreur moyenne de 19.4% pour le frontal et de 22.2% pour le pariétal. Pour le BV/TV, nous obtenons une erreur moyenne de 4,6% pour le frontal et de 8.1% pour le pariétal. Globalement nous obtenons une meilleure estimation sur le frontal pour l'ensemble des paramètres.

	Ep _{tot} (mm)			Ep Diploé (mm)			BV/TV		
	Expé	Estimée	Erreur	Expé	Estimée	Erreur	Expé	Estimée	Erreur
RF11	9,14	8,65	5%	5,71	6,18	8%	53,93	54,49	1%
RF12	8,30	8,30	0%	5,45	5,45	0%	52,20	52,20	0%
RF21	8,22	7,82	5%	5,28	5,40	2%	52,97	45,67	14%
RF22	8,87	8,37	6%	6,80	5,92	13%	52,44	45,00	14%
RF23	8,03	7,66	5%	6,17	5,25	15%	55,59	51,09	8%
RF31	6,00	7,00	17%	3,20	4,62	44%	55,89	52,17	7%
RF32	8,40	8,02	4%	5,74	5,59	3%	50,66	49,28	3%
RF33	8,33	8,06	3%	5,19	5,63	9%	47,42	53,24	12%
RF41	5,65	6,28	11%	2,45	3,94	61%	53,76	67,13	25%
RF42	6,96	6,96	0%	3,93	3,93	0%	49,32	49,32	0%
RF43	7,46	7,14	4%	5,80	4,76	18%	47,81	52,73	10%
Moyenne			5%			16%			9%

Tableau 23 : Résultats obtenus pour les épaisseurs et le BV/TV pour le frontal

	Ep _{tot} (mm)			Ep Diploé (mm)			BV/TV		
	Expé	Estimée	Erreur	Expé	Estimée	Erreur	Expé	Estimée	Erreur
RP11	4,21	3,29	22%	1,67	1,10	34%	75,32	83,69	11%
RP12	3,53	3,46	2%	0,97	0,97	0%	69,95	69,95	0%
RP13	4,33	3,28	24%	1,88	1,10	42%	64,56	65,66	2%
RP14	5,59	3,42	39%	3,23	1,22	62%	52,41	71,30	36%
RP21	4,18	7,22	73%	2,04	4,83	137%	66,03	67,87	3%
RP22	6,91	7,04	2%	4,65	4,66	0%	52,02	58,26	12%
RP23	7,95	6,23	22%	5,87	3,89	34%	50,96	54,51	7%
RP24	8,46	6,14	27%	5,92	3,80	36%	52,74	56,51	7%
RP31	8,17	9,83	20%	5,74	7,30	27%	50,78	54,48	7%
RP32	9,06	9,18	1%	7,14	7,14	0%	46,67	46,67	0%
RP33	8,13	7,82	4%	6,42	5,40	16%	47,22	45,54	4%
RP34	6,85	7,47	9%	4,78	5,07	6%	48,03	45,94	4%
RP41	9,39	10,45	11%	7,06	7,90	12%	50,41	47,30	6%
RP42	8,67	9,59	11%	6,52	7,08	9%	46,60	44,10	5%
RP43	8,04	8,10	1%	5,46	5,66	4%	45,15	42,52	6%
RP44	7,11	7,73	9%	4,58	5,31	16%	41,47	42,43	2%
RP51	8,63	8,62	0%	6,69	6,16	8%	47,18	47,35	0%
RP52	7,75	7,92	2%	6,18	6,18	0%	47,73	47,73	0%
RP53	6,88	6,78	1%	4,97	4,41	11%	48,31	47,83	1%
RP54	4,88	5,66	16%	1,89	3,35	77%	37,20	48,04	29%
Moyenne			15%			26%			7%

Tableau 24 : Résultats obtenus pour les épaisseurs et le BVTV pour le pariétal

En utilisant l'équation [4 :4], il est possible de faire une estimation du module d'élasticité apparent. Le **Erreur ! Source du renvoi introuvable.** et le

	Module (MPa)		
	Expé	Estimée	Erreur
RF11	301,93	342,55	13%
RF22	389,35	187,18	52%
RF31	121,4	172,26	42%
RF33	228,55	266,67	17%

RF42	103,75	146,02	41%
Moyenne			33%

	Module (MPa)		
	Expé	Estimée	Erreur
RP11	68,369	84,193	23%
RP13	48,723	54,05	11%
RP22	160,83	236,07	47%
RP24	189,97	150,12	21%
RP33	136,01	161,23	19%
RP42	230,45	256,39	11%
RP51	180,56	232,53	29%
RP53	82,501	125,64	52%
Moyenne			27%

Tableau 25 présentent l'ensemble des résultats obtenus pour le frontal et le pariétal respectivement.

	Module (MPa)		
	Expé	Estimée	Erreur
RF11	301,93	342,55	13%
RF22	389,35	187,18	52%
RF31	121,4	172,26	42%
RF33	228,55	266,67	17%
RF42	103,75	146,02	41%
Moyenne			33%

Module (MPa)		
Expé	Estimée	Erreur

RP11	68,369	84,193	23%
RP13	48,723	54,05	11%
RP22	160,83	236,07	47%
RP24	189,97	150,12	21%
RP33	136,01	161,23	19%
RP42	230,45	256,39	11%
RP51	180,56	232,53	29%
RP53	82,501	125,64	52%
Moyenne			27%

Tableau 25 : Résultats obtenus pour le module pour le pariétal

En ce qui concerne le frontal on obtient une erreur moyenne de 33% sur 5 échantillons testés et pour le pariétal on obtient une erreur moyenne de 27% sur 8 échantillons testés.

Pour mieux comprendre ce résultat obtenu, on analyse la position des points du sujet de validation par rapport à la courbe obtenue par les autres sujets (Figure 89).

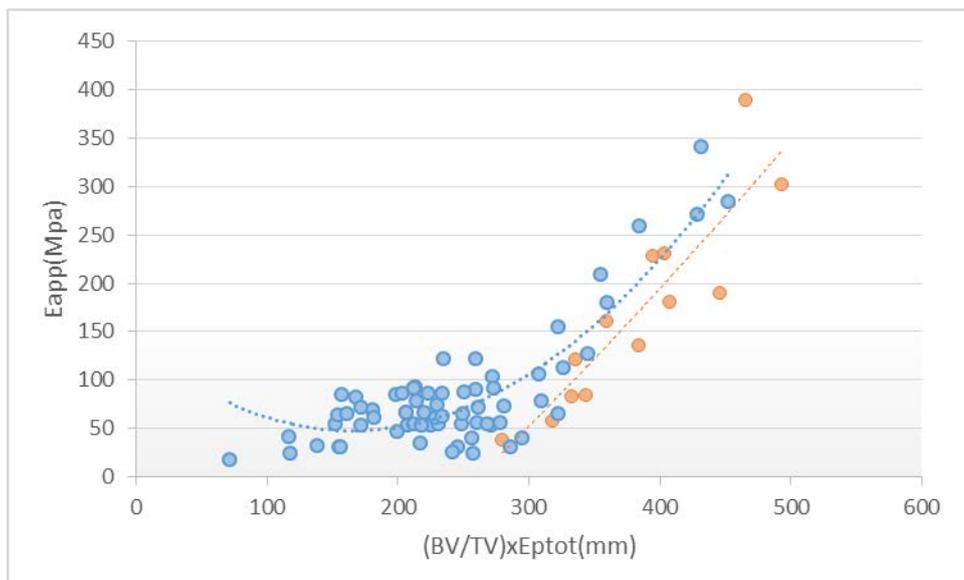


Figure 89 : Relation entre le module apparent et le BV/TVxEptot pour les échantillons de l'étude (orange) et les échantillons de validation (bleu)

On remarque que les modules obtenus pour le sujet de validation peuvent s'inscrire dans la continuité du modèle déjà en place, avec néanmoins un léger décalage, sachant que les échantillons de validation présentent une épaisseur très importante en moyenne (7,23mm), ce qui représente la fourchette haute des épaisseurs de crâne. Le modèle présenté tend à être amélioré en augmentant la base de données utilisée, avec un intervalle de valeurs de plus en plus large.

4. Validation sur modèle éléments finis des modèles morpho-mécaniques développés.

Afin de vérifier l'exactitude des modèles morpho-mécaniques développés, nous avons mis en place une simulation par éléments finis sur 4 échantillons issus du crâne de validation. Une simulation d'une compression sur voûte crânienne complète a aussi été menée. Les paramètres d'essais de ce modèle ainsi que les géométries et les conditions limites se basent sur des tests de compression réalisés sur voûte crânienne par Delille [Del07]. En effet n'ayant pas pu mener une campagne d'essais pour tester un crâne complet en compression, nous avons eu recours aux données fournies dans la thèse de Delille [Del07].

4.1. Validation locale par éléments finis

Pour la validation locale du modèle élasto-plastique morpho-mécanique du crâne humain frais, nous avons simulé les comportements de 4 échantillons issus du sujet de validation (RF11, RF33, RP33, RP42).

Le modèle éléments finis de l'échantillon cylindrique 9mm est fait sur Lsdyna en 3 couches (Figure 90) :

- Table externe et interne : Les tables externe et interne sont homogénéisées et modélisées avec un matériau élastique, de 15GPa pour la table externe et de 10 GPa pour la table interne [Mce70], une masse volumique de 2000Kg/m³ et un coefficient de poisson de 0.24. Chaque zone est composée 32 éléments élastiques (001-ELASTIC).
- Diploé, modélisé avec un matériau mousse (063-CRUSHABLE_FOAM). Comme entrée du modèle nous utilisons l'équation [4 :5] selon les valeurs du BV/TV et du module de l'échantillon.
- Le modèle comporte aussi deux plateaux, modélisés en acier avec un matériau élastique, on utilise un `surface_to_surface` pour modéliser le contact.

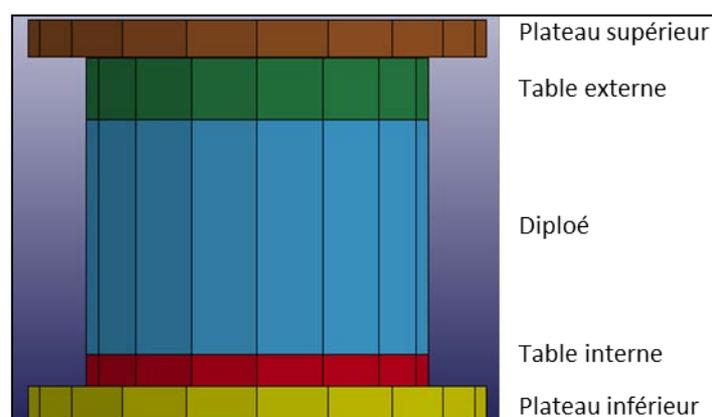


Figure 90 : Modèle éléments finis pour la simulation des essais sur échantillons

En ce qui concerne les tables interne et externe, nous n'avons pas de valeurs de module d'élasticité très précises et les valeurs de la littérature présentent une grande dispersion. Néanmoins, pour notre simulation en compression, nous n'avons pas besoin d'une grande précision dans la valeur du module pour les deux tables, car généralement, il est proche de la dizaine de GPa, alors que le module du diploé est limité à quelque centaine de MPa. Nous avons pu évaluer l'influence du module d'élasticité des deux tables sur le résultat de la simulation en compression, en faisant varier ce module de 5 à 15GPa pour la table interne et de 10 à 20 GPa pour la table externe. On remarque sur la Figure 91 que la variation sur le module est très peu significative et on n'observe pas de variation sur contrainte maximale.

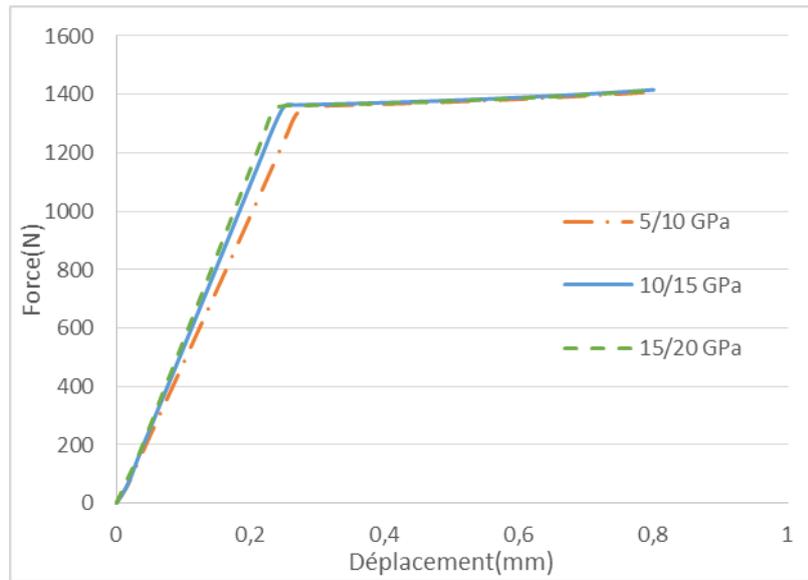


Figure 91 : Courbes Force/Déplacement avec 3 modules élastiques différents pour le cortical

En ce qui concerne le choix de prendre un élément en épaisseur par couche, il permet d'avoir un modèle avec un nombre de nœuds faible et donc peu gourmand en temps de calcul. Nous avons procédé à une convergence de maillage pour justifier de la pertinence de ce choix. La Figure 92 présente le résultat obtenu pour 3 configurations différentes (1élément par couche, 2 éléments par couches et 3 éléments par couches). Le résultat obtenu par la simulation converge bien, même avec un seul élément par couche.

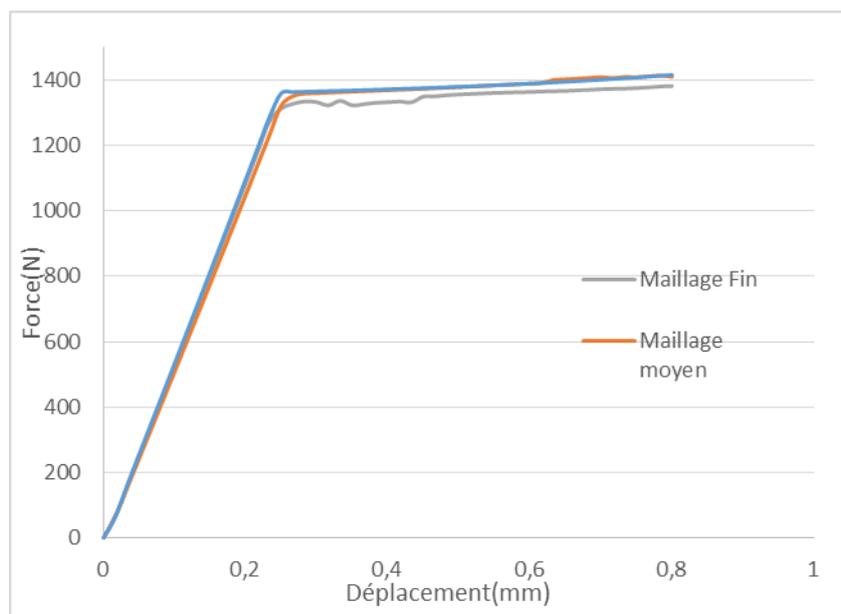


Figure 92 : Courbes Force/Déplacement avec 3 maillages différents

Pour la validation, nous avons comparé les courbes de mesure de force/déplacement expérimentales avec les résultats issus de la simulation. Le déplacement est relevé sur un nœud du plateau supérieur et la force est déterminée à l'interface de contact entre l'échantillon et le plateau supérieur.

La Figure 93 présente les résultats obtenus pour les 4 échantillons. Pour la partie élastique, on observe graphiquement l'erreur obtenue dans le **Erreur ! Source du renvoi introuvable.** et le

	Module (MPa)		
	Expé	Estimée	Erreur
RF11	301,93	342,55	13%
RF22	389,35	187,18	52%
RF31	121,4	172,26	42%
RF33	228,55	266,67	17%
RF42	103,75	146,02	41%
Moyenne			33%

	Module (MPa)		
	Expé	Estimée	Erreur
RP11	68,369	84,193	23%
RP13	48,723	54,05	11%
RP22	160,83	236,07	47%

RP24	189,97	150,12	21%
RP33	136,01	161,23	19%
RP42	230,45	256,39	11%
RP51	180,56	232,53	29%
RP53	82,501	125,64	52%
Moyenne			27%

Tableau 25 (erreur autour des 15% en module). Pour la partie plastique, les échantillons RF33 et RP33 sont bien représentés, alors que pour le RF11 et le RP42, nous pouvons remarquer un écart sur le résultat. Nous remarquons que le modèle ne simule pas très bien la chute de contrainte quand celle-ci existe. Globalement, avec une modélisation basée sur la morphologie de l'os, nous avons réussi à simuler le comportement complet d'échantillons de crâne en compression avec une erreur inférieure à 30%.

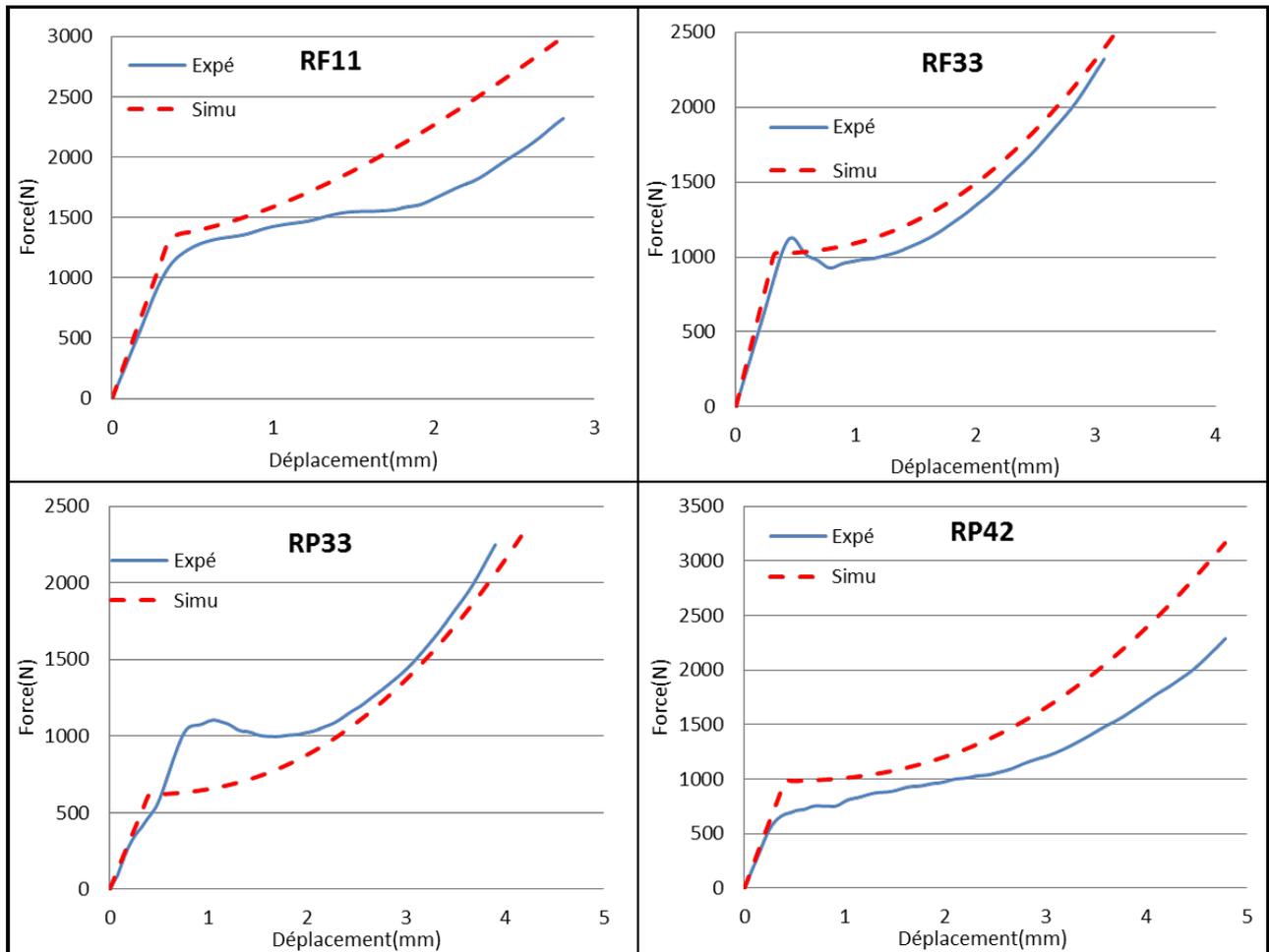


Figure 93 : courbes force/déplacement expérimentales et numériques pour les 4 échantillons

4.2. Conception du modèle éléments finis

Le crâne utilisé pour la conception et la validation du modèle est le T33, issu de la thèse de Delille [Del07]. Il est prélevé sur un sujet masculin de 76 ans frais. Le crâne fait 180mm en longueur et 160mm en largeur comme indiqué sur la Figure 94. La voûte est prélevée sur le sujet selon le plan de Francfort, puis elle est testée en compression quasi-statique à 10mm/min grâce à un impacteur cylindrique de diamètre 50mm.

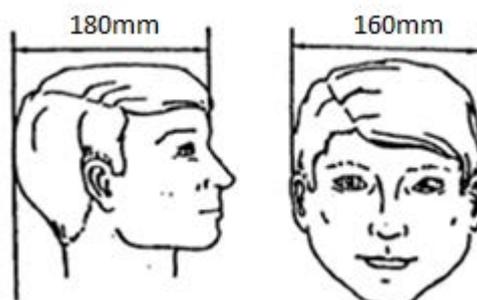


Figure 94 : Les dimensions du crâne T33

Les données du scan de la géométrie extérieure ont été utilisées pour modéliser la surface du crâne sur Hypermesh® (Figure 95). Ce modèle de base peut être personnalisé avec les données géométriques de n'importe quel crâne en connaissant ses dimensions.

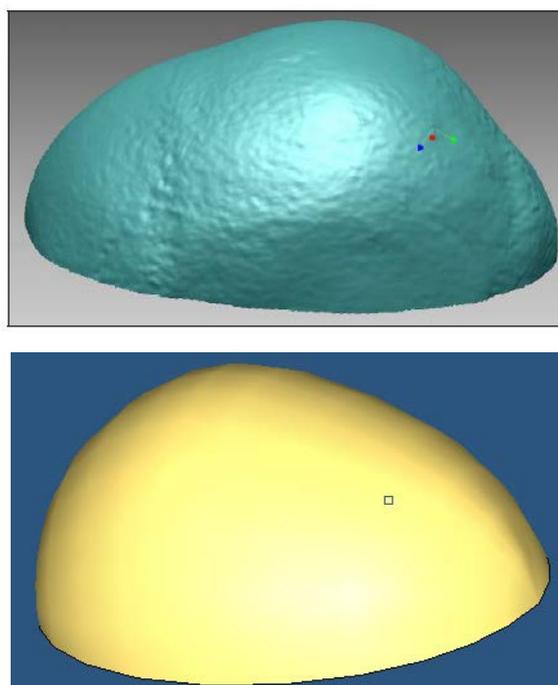


Figure 95 : Scan du crâne T33 [Del07] (Haut), modèle de la surface du crâne correspondant sur Hypermesh (Bas)

Le modèle de la surface du crâne est utilisé comme base pour la création d'un maillage, d'abord surfacique, puis avec des éléments cubiques. Le passage en volume se fait sur Matlab, en utilisant l'algorithme de prédiction validé précédemment. Il permet d'identifier les différentes épaisseurs des couches de l'os en chaque nœud, puis de les importer sur Ls-

Dyna[®]. Le modèle est divisé en 4 zones composées d'éléments de taille 2cm, comme indiqué sur la Figure 96. Les sutures, en marron sur le modèle, considérées comme homogènes, sont modélisées avec un matériau élastique, avec 54 éléments (001-ELASTIC), avec une masse volumique de 2000 Kg/m³, un module élastique de 5GPa et un coefficient de poisson de 0,24. [Del07] [Aut04].

L'os frontal et les deux os pariétaux gauche et droit sont modélisés en 3 couches comme présenté sur la Figure 97 :

- Les tables externe et interne sont homogénéisées et modélisées avec un matériau élastique, de 15GPa pour la table externe et de 10 GPa pour la table interne [Mce70], une masse volumique de 2000Kg/m³ et un coefficient de poisson de 0.24. Chaque zone est composée de 32 éléments élastiques (001-ELASTIC).
- La couche diploé, présentée sur la Figure 98, utilise des paramètres mécaniques individuels pour chaque élément (définis par une couleur sur la figure), l'algorithme de prédiction est utilisé sur Matlab pour définir le module élastique pour chaque position. Ces paramètres sont exportés sur Lsdyna[®], avec 32 éléments élastiques (001-ELASTIC) par zone.

Les données sont approchées selon différentes valeurs de la littérature présentée dans le chapitre 1.

Au final nous obtenons un modèle comportant 342 éléments solides élastiques, tenant compte de la variation d'épaisseur entre les différentes couches du crâne et les variations de comportement entre les différents os.

Tous les nœuds du bas du crâne sont bloqués sur les 6 degrés de liberté.

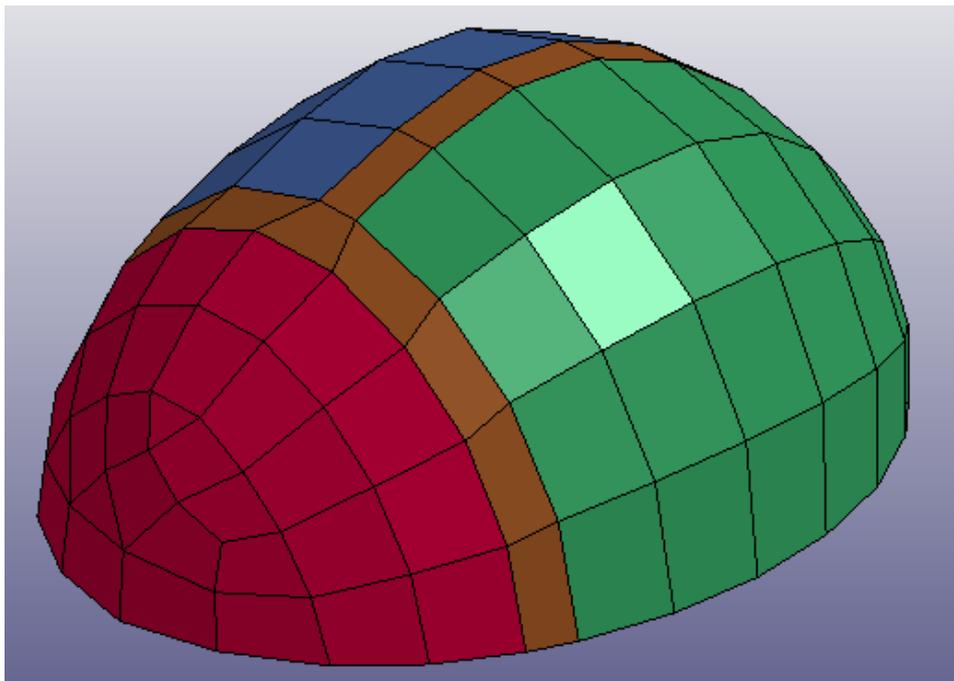


Figure 96 : Modèle éléments finis du crâne complet sur LSDyna® avec le frontal en rouge, le pariétal droit en bleu, le pariétal gauche en vert et les sutures en marron

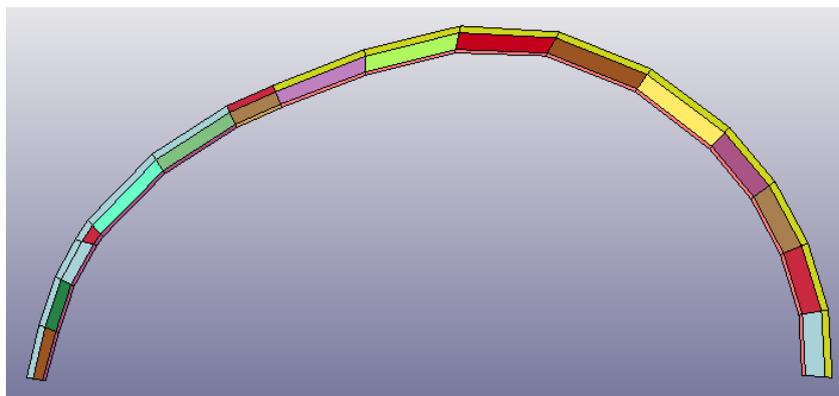


Figure 97 : Coupe du modèle montrant les différentes couches

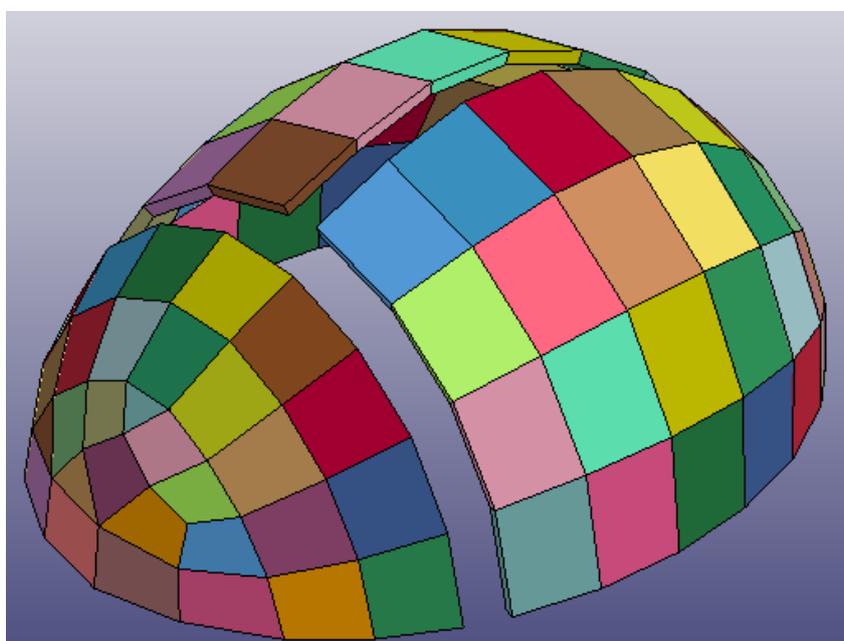


Figure 98 : Modèle de la couche diploé pour les 3 zones

Le poinçon est un cylindre diamètre 50mm et de hauteur de 10mm modélisé comme un solide rigide (solide 020-RIGID de LsDyna®), de comme présenté sur la Figure 99. Il est placé sur chacun des trois essais au centre de la zone testée (frontal et les deux pariétaux). L'auteur ne donne pas une position précise pour le positionnement du poinçon.

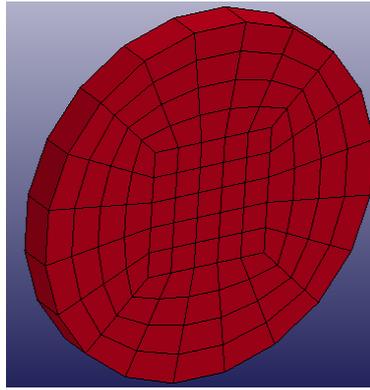


Figure 99 : Modèle du poinçon.

Dans ce modèle les zones occipitale et temporale n'ont pas été pris en compte, pour des raisons de simplification et ont été intégrées au pariétal. Pour plus de précision, il serait donc nécessaire de mener une campagne expérimentale dédiée pour comprendre le comportement mécanique de ces deux zones.

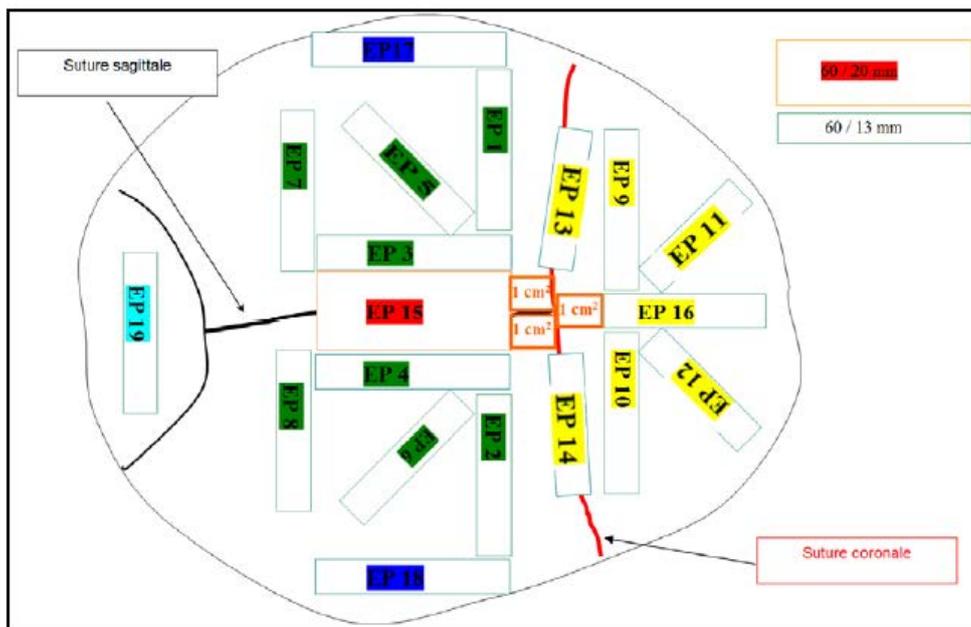


Figure 100 : Carte de prélèvement des éprouvettes [Del07]

Grâce à la carte de prélèvement des éprouvettes (Figure 100) et des données fournies pour les épaisseurs, une estimation a été faite en utilisant l'approximation polynomiale décrite au début du chapitre. Les éprouvettes 01, 02 et 10 ont été utilisées comme référence pour le modèle d'estimation. La position (X, Y) sur la surface du crâne de chaque échantillon a été évaluée grâce aux données fournies dans la thèse de Delille [Del07].

T33	X	Y	Eptot(mm)	Estim (mm)	Erreur
EP01	-0,31	-0,08	6,0	6,00	0,0%
EP02	0,31	-0,08	5,8	5,80	0,0%
EP03	-0,09	-0,22	5,5	6,50	18,1%
EP04	0,09	-0,22	5,5	5,98	8,8%
EP05	-0,31	-0,22	6,8	6,56	3,5%
EP06	0,31	-0,22	5,8	5,78	0,3%
EP07	-0,25	-0,44	7,0	6,46	7,7%
EP08	0,25	-0,44	5,5	5,69	3,5%
EP09	-0,22	0,08	7,0	6,90	1,4%
EP10	0,22	0,08	5,3	5,30	0,0%
EP11	-0,22	0,28	6,5	6,39	1,7%
EP12	0,22	0,28	6,1	4,84	20,7%
EP13	-0,25	0,00	6,2	7,07	14,0%
EP14	0,25	0,00	6,5	5,35	17,7%
EP16	0,00	0,22	5,5	4,76	13,4%
				Moyenne	7,4%

Tableau 26 : Données de l'épaisseur totale des échantillons de référence et de l'estimation obtenue.

Le Tableau 26 présente le résultat obtenu par le modèle d'estimation de l'épaisseur sur le crâne T33. Avec 3 échantillons de références (1 par zone), l'estimation obtenue présente une erreur moyenne de 7,4%.

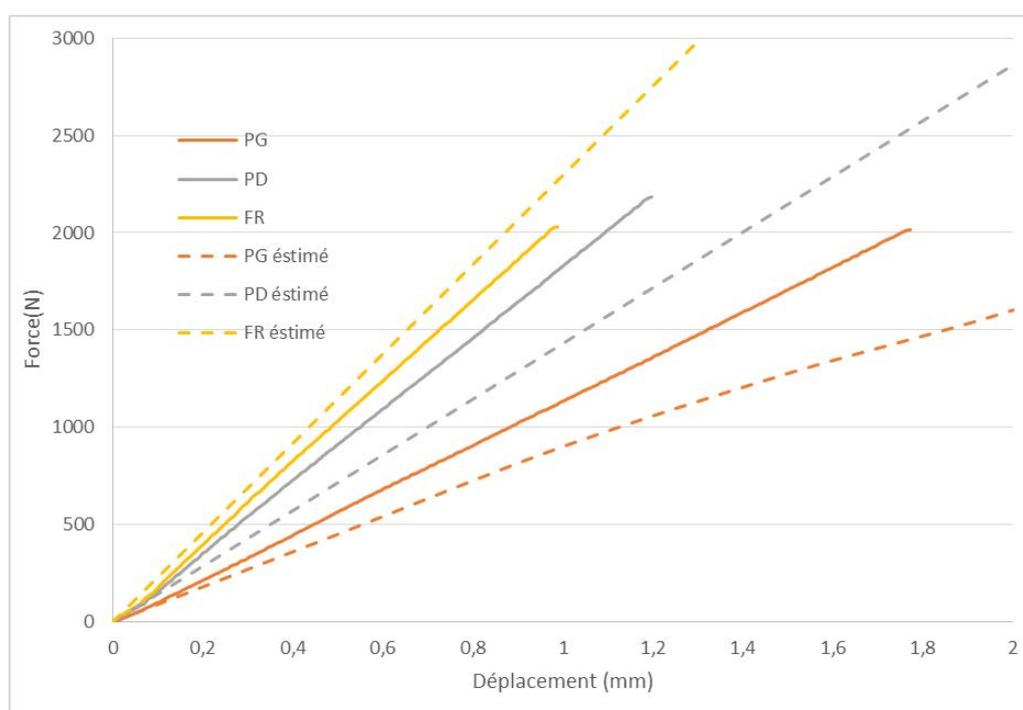


Figure 101 : Courbe force en fonction du déplacement expérimental et estimé

Le modèle a permis d'estimer le résultat d'un essai de compression quasi-statique avec une vitesse de 10mm/min sur 3 parties du crâne avec une précision de 22% pour le pariétal

gauche, 20% pour le pariétal droit et de 9% pour le frontal en raideur par rapport à l'expérimental.

Le résultat est obtenu en comparant la pente des courbes force déplacement, sur une plage de déplacement très faible (2mm), et donc sur le début de la partie élastique. Pour confronté notre ce modèle à la réalité, il faudra faire des essais plus pousser sur plusieurs crâne et évaluer la précision obtenu.

L'ensemble des résultats présentés dans ce chapitre montre la pertinence d'un modèle morpho-mécanique pour le crâne humain. Néanmoins, il est nécessaire d'avoir une base de données plus importante et de mener des essais complémentaires sur la voute complète pour pouvoir améliorer la précision du modèle.

D'abord notre base de données d'échantillons a été utilisée pour développer le modèle morpho-mécanique polynomial. Avec la longueur, la largeur et quelques échantillons de références, il est possible d'estimer les épaisseurs, le BV/TV et le comportement mécanique d'un crâne humain de façon personnalisée. Le travail fourni consiste aussi dans le développement d'un modèle numérique en élément finis utilisant les estimations du modèle morpho-mécanique.

- Le modèle numérique a été validé sur un essai de compression en quasi-statique. Sachant qu'il existe un effet vitesse sur le comportement mécanique de l'os, il sera nécessaire d'introduire ce critère dans le modèle après une étude expérimentale.
- Une séparation des couches d'os en 5 zones a été proposée, cette idée semble avoir énormément d'avantages, car elle permet de séparer le cortical et le spongieux plus précisément. Une étude ostéologique est nécessaire pour pouvoir mettre en place les critères de cette séparation avec plus de précision.

Conclusions et perspectives :

Les travaux présentés ici ont pour objectifs d'améliorer la connaissance du comportement mécanique du crâne humain et de proposer un modèle numérique personnalisable, se basant sur les propriétés morphologiques individuelles du crâne afin de fournir une estimation fiable de son comportement. La compréhension approfondie des liens entre les paramètres morphologiques et mécaniques du crâne ont permis d'obtenir un modèle plus précis et plus performant que les modèles numériques actuels. De plus, la personnalisation du crâne permet d'adapter le modèle selon le cas appréhendé en ajustant les caractéristiques géométriques au plus proche de la réalité.

En premier lieu, un état de l'art recense l'ensemble des études menées sur ces thématiques. Les travaux traitant les paramètres géométriques et morphologiques montrent qu'il existe de grandes disparités interindividuelles et intra-individuelles entre les personnes qui peuvent être liées à l'âge, le sexe ou l'historique des sujets. Aussi les études menées sur le comportement mécanique de l'os en général et du crâne en particulier montrent aussi de grandes disparités dépendant de l'origine de l'os, de la zone anatomique, de la technique de conservation, du mode de sollicitation et d'autres paramètres... L'ensemble de ces paramètres a permis de mettre en place un certain nombre de modèles numériques de l'os du crâne pouvant être utilisés essentiellement dans les simulations de crash par l'industrie du transport. Ces modèles actuels sont donc basés sur une base de données très hétérogènes ce qui donne au final des modèles très différents.

Dans le deuxième chapitre, une étude morphologique est présentée sur la base de deux groupes de sujets. Le premier groupe comportant 5 sujets formolés sur lesquels ont été prélevés 50 échantillons cylindriques du pariétal droit et le deuxième groupe comportant 4 sujets frais sur lesquels ont été prélevés 240 échantillons cylindriques. L'ensemble des échantillons a été scanné par micro-tomographie et les paramètres morphologiques obtenus étudiés. Pour analyser les images micro-tomographiques, une méthode permettant de distinguer les différentes couches des échantillons d'os a été proposée. Elle a comme intérêt de prendre en compte les variations de phases entre chaque couche. Il a donc été mis en évidence d'un point de vue morphologique, qu'il était possible de distinguer 5 couches dans l'épaisseur des échantillons. Par contre, pour la création de notre modèle, nous nous sommes limités à une configuration classique en 3 couches étant dans l'incapacité de caractériser mécaniquement les 2 couches d'interface entre l'os cortical et l'os spongieux.

Une relation pouvant relier l'épaisseur totale et l'épaisseur de la zone diploé a donc été mise en évidence avec une très bonne corrélation ($R^2=0.7742$) :

$$Ep_{Di} = 1.225 \times Ep_{tot} - 3.483 \quad [2:6]$$

Avec l'épaisseur totale et l'épaisseur de diploé, deux autres équations permettent de déduire les épaisseurs des tables interne et externe :

$$Ep_{TI} = \frac{Ep - Ep_{Di}}{3.05} \quad [2:15]$$

$$Ep_{TE} = 2.05x \frac{(Ep - Ep_{Di})}{3.05} \quad [2:16]$$

Le travail présenté dans ce chapitre a aussi permis de mettre en place toute la base de données nécessaires pour la création de la carte morphologique et pour les lois de comportement morpho-mécanique.

Dans le troisième chapitre, une étude mécanique expérimentale a été menée. Les échantillons ont pu être testés en compression radiale quasi-statique à une vitesse de 10mm/min, en dynamique à une vitesse de 8m/s.

L'étude en quasi-statique a permis d'arriver à plusieurs conclusions. L'effet du mode de conservation sur le comportement mécanique a été confirmé avec une augmentation de 40% du module apparent de l'os formolé par rapport à l'os frais. Ensuite, les résultats vont dans le sens d'un effet du BV/TV sur le comportement mécanique, une étude plus poussée va être menée par la suite pour vérifier cette hypothèse.

L'étude en dynamique a permis de mettre en évidence l'effet vitesse sur le comportement mécanique de l'os formolé avec une augmentation de 240% du module apparent en passant de 10mm/min à 8m/s. Ce résultat n'a pas pu être généralisé à l'os frais en l'absence d'essais mécaniques.

Finalement l'ensemble des paramètres mécaniques obtenus peut être utilisé pour la suite dans l'étude morpho-mécanique.

Dans le dernier chapitre, plusieurs points ont été abordés. Premièrement, une carte morphologique personnalisable du crâne humain a été mise en place. Elle intègre une base de données comportant les informations sur la taille du crâne, des positions surfaciques des échantillons ainsi que leurs épaisseurs et leurs BV/TV. Cette carte morphologique permet d'estimer, avec un modèle polynomial, l'épaisseur et le BV/TV des zones frontales et pariétales en ayant comme données d'entrée la taille totale du crâne et la valeur d'un échantillon de référence par zone. Elle utilise aussi le résultat du travail statistique, pour faire le lien entre les paramètres morphologiques et mécaniques. Ce travail a permis de mettre en place une relation qui lie le module apparent avec le BV/TV multiplié par l'épaisseur ($R^2=0.63$) :

$$E_{app} = 0.0032x(BV/TVxE_{ptot})^2 - 1.0686x(BV/TVxE_{ptot}) + 135.72 \quad [4:4]$$

Le modèle a été validé grâce à un nouveau crâne, qui n'est pas utilisé dans la base de données. Il a été scanné en micro-tomographie et testé mécaniquement en compression quasi-

Conclusions et perspectives :

statique, les valeurs obtenues ont été comparées au modèle. La précision moyenne obtenue par la validation est de 8% pour le frontal et de 15% pour le pariétal en ce qui concerne l'épaisseur et de 18% en ce qui concerne le module apparent.

Finalement un modèle numérique morpho-mécanique personnalisable a été présenté, il permet, grâce à la carte morphologique et à l'estimation du module, de faire une simulation précise du comportement mécanique d'un crâne. Il nécessite comme prérequis de connaître les géométries extérieures du crâne et les valeurs d'épaisseur et de BV/TV d'au moins 3 échantillons. Ce modèle est complètement modulable, il est fait sur LS-dyna[®] et peut être intégré dans n'importe quel modèle de tête car il ne dépend pas d'un maillage précis. Il peut être aussi utilisé pour faire des calculs d'impact, car il n'est pas complètement homogénéisé et il prend en compte les variations locales dans le crâne humain.

Le travail fourni dans cette thèse a permis de lever le voile sur plusieurs points concernant le comportement du crâne humain et a fourni un modèle personnalisable précis et peu couteux en temps de calcul. Mais plusieurs questions restent en suspens et nécessiteront des réponses :

- La thèse s'est intéressée à l'étude morphologique et mécanique du frontal et des deux pariétaux. Pour pouvoir proposer un crâne complet, il est nécessaire de mettre en place une campagne expérimentale dédiée à l'étude spécifique de la zone temporale et occipitale ainsi qu'à l'étude des sutures.
- La thèse a pu mettre en évidence l'effet de la vitesse sur le comportement mécanique de l'os formolé, mais il est nécessaire de faire une étude dynamique sur de l'os frais pour pouvoir avoir plus de précisions sur l'influence de la vitesse sur le crâne humain.
- La base de données proposée pour la mise en place de la carte morphologique et le modèle d'estimation du module apparent inclut 4 crânes issus de sujets humains âgés. Pour améliorer la qualité de la carte et du modèle d'estimation, il est nécessaire d'agrandir la base de données avec des sujets de tout âge.
- Une moyenne statistique se basant sur le BV/TV a été proposée pour définir le comportement mécanique complet de l'os. Une plus grande base de données permettra d'améliorer la qualité de cette moyenne et de réduire le pas du BV/TV choisi.
- Le modèle numérique a été validé sur un essai de compression en quasi-statique. Sachant qu'il existe un effet vitesse sur le comportement mécanique de l'os, il sera nécessaire d'introduire ce critère dans le modèle après une étude expérimentale.
- Une séparation des couches d'os en 5 zones a été proposée, cette idée semble avoir énormément d'avantage, car elle permet de séparer le cortical et le spongieux plus précisément. Une étude ostéologique est nécessaire pour pouvoir mettre en place les critères de cette séparation avec plus de précisions.

Références bibliographiques:

[All91] Allsop, D.L., Perl, T.R., and Warner, C.Y. (1991). Force/deflection and fracture characteristics of the temporo-parietal region of the human head (SAE Technical Paper).

[Alb99] Al-Bsharat, A.S., Hardy, W.N., Yang, K.H., Khalil, T.B., Tashman, S., and King, A.I. (1999). Brain/skull relative displacement magnitude due to blunt head impact. In SAE, p.

[Aut04] Autuori, B. (2004). Modélisation par éléments finis de la face humaine en vue de la simulation de sa réponse au choc. Institut national des sciences appliquées de Lyon.

[Aup09] Auperrin, A. (2009). Caractérisation tissulaire pour la détermination du comportement de l'os crânien : essais mécaniques et imagerie médicale. phdthesis. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis.

[Bar70] Barber, T.W., Brockway, J.A., and Moffatt, C.A. (1969). Static compression testing of specimens from an embalmed human skull. Texas Reports on Biology and Medicine 28, 497–508.

[Bau01] Baumgartner, D. (2001). Mécanismes de lésion et limites de tolérance au choc de la tête humaine—Reconstruction numérique et expérimentale de traumatismes crâniens. Ph. D. dissertation, Université Louis Pasteur Strasbourg I, France.

[Bea06] Beaupied, H., Dupuis, A., Arlettaz, A., Brunet-Imbault, B., Bonnet, N., Jaffré, C., Benhamou, C.-L., and Courteix, D. (2006). The mode of bone conservation does not affect the architecture and the tensile properties of rat femurs. Bio-Medical Materials and Engineering 16, 253–259.

[Bou10] Bouxsein, M.L., Boyd, S.K., Christiansen, B.A., Guldborg, R.E., Jepsen, K.J., and Müller, R. (2010). Guidelines for assessment of bone microstructure in rodents using micro-computed tomography. J Bone Miner Res 25, 1468–1486.

Références bibliographiques:

[**Car77**] Carter, D.R., and Hayes, W.C. (1977). The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 59, 954–962.

[**Cra94**] Crandall, J.R. (1994). The preservation of human surrogates for biomechanical studies. Degree doctor of philosophy in Mechanical, Aerospace, and nuclear Engineering. University of Virginia, School of Engineering and Applied Science, 271 p.

[**Del02**] Delille, C. (2002). Contribution à l'identification de lois matérielles de l'os du crâne humain en quasi-statique à partir d'expérimentations et de simulations numériques. Valenciennes.

[**Del07**] Delille, R. (2007). Contribution à la compréhension du comportement mécanique de l'os du crâne humain sous différents moyens de conservation et de sollicitation. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis.

[**Del07B**] Delille, R., Lesueur, D., Potier, P., Drazetic, P., and Markiewicz, E. (2007). Experimental study of the bone behaviour of the human skull bone for the development of a physical head model. *International Journal of Crashworthiness* 12, 101–108.

[**Fol03**] Follet, H. (2003). Caractérisation Biomécanique et Modélisation 3D par Imagerie X et IRM haute résolution de l'os spongieux humain : Evaluation du risque fracturaire. INSA, Lyon.

[**Gib85**] Gibson, L.J. (1985). The mechanical behaviour of cancellous bone. *Journal of Biomechanics* 18, 317–328.

[**Gib99**] Gibson, L.J., and Ashby, M.F. (1999). *Cellular Solids: Structure and Properties* (Cambridge University Press).

[**Gou94**] Goulet, R.W., Goldstein, S.A., Ciarelli, M.J., Kuhn, J.L., Brown, M.B., and Feldkamp, L.A. (1994). The relationship between the structural and orthogonal compressive properties of trabecular bone. *Journal of Biomechanics* 27, 375–389.

[**Hub71**] Hubbard, R.P. (1971). Flexure of layered cranial bone. *Journal of Biomechanics* 4, 251–263.

[Hah92] Hahn, M., Vogel, M., Pompesius-Kempa, M., and Delling, G. (1992). Trabecular bone pattern factor—a new parameter for simple quantification of bone microarchitecture. *Bone* 13, 327–330.

[Hil97] HILDEBRAND, T., and RÜEGSEGGER, P. (1997). Quantification of Bone Microarchitecture with the Structure Model Index. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 1, 15–23.

[Har01] Hardy, W.N., Foster, C.D., Mason, M.J., Yang, K.H., King, A.I., and Tashman, S. (2001). Investigation of Head Injury Mechanisms Using Neutral Density Technology and High-Speed Biplanar X-ray. *Stapp Car Crash Journal* 45, 337–368.

[Hal09] Halgrin, J. (2009). Influence des paramètres architecturaux sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire. phdthesis. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis.

[Iwa07] Iwamoto, M., Nakahira, Y., Tamura, A., Kimpara, H., Watanabe, I., and Miki, K. (2007). Development of advanced human models in THUMS. In *Proc. 6th European LS-DYNA Users' Conference*, pp. 47–56.

[Jun07] JUNDT, G. (2007). Modèles d'endommagement et de rupture des matériaux biologiques. Université de la méditerranée.

[Kui95] Kuijpers, A., Claessens, M.H.A., and Sauren, A. (1995). The influence of different boundary conditions on the response of the head to impact: a two-dimensional finite element study. *Journal of Neurotrauma* 12, 715–724.

[Kui99] Kang, H.S., and Willinger, R. (1999). Modélisation de la tête humaine sous accélérations extrêmes par la méthode des éléments finis: Application au choc et à l'hypergravité = Finite element modelling of the human head under high accelerations: Application to the crash analysis and to the hypergravity.

[Kle02] Kleiven, S. (2002). Finite element modeling of the human head.

Références bibliographiques:

[**Kim06**] Kimpara, H., Nakahira, Y., Iwamoto, M., Miki, K., and others (2006). Investigation of anteroposterior head-neck responses during severe frontal impacts using a brain-spinal cord complex FE model. *Stapp Car Crash Journal* 50, 509.

[**Las03**] Last, D. (2003). Caractérisation de l'architecture tridimensionnelle du tissu trabéculaire in vitro et in vivo par IRM. Université Paris Sud-Paris XI.

[**Mce70**] McElhaney, J.H., Fogle, J.L., Melvin, J.W., Haynes, R.R., Roberts, V.L., and Alem, N.M. (1970). Mechanical properties of cranial bone. *Journal of Biomechanics* 3, 495–511.

[**Mul98**] Müller, R., Van Campenhout, H., Van Damme, B., Van der Perre, G., Dequeker, J., Hildebrand, T., and Rügsegger, P. (1998). Morphometric analysis of human bone biopsies: a quantitative structural comparison of histological sections and micro-computed tomography. *Bone* 23, 59–66.

[**Mar08**] Marjoux, D., Baumgartner, D., Deck, C., and Willinger, R. (2008). Head injury prediction capability of the HIC, HIP, SIMon and ULP criteria. *Accident Analysis & Prevention* 40, 1135–1148.

[**Nah77**] Nahum, A.M., Smith, R., and Ward, C.C. (1977). Intracranial pressure dynamics during head impact (SAE Technical Paper).

[**Nyq86**] Nyquist, G.W., Cavanaugh, J.M., Goldberg, S.J., and King, A.I. (1986). Facial impact tolerance and response (SAE Technical Paper).

[**Nis95**] Nishimoto, T., Murakami, S., Abe, T., and Ono, K. (1995). Mechanical properties of human cranium and effect of cranial fractures on extradural hematoma. *Nippon Kikai Gakkai Ronbunshu A Hen, Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Part A* 61, 2386–2392.

[**Ots75**] Otsu, N. (1975). A threshold selection method from gray-level histograms. *Automatica* 11, 23–27.

[**Pel83**] Pelker, R.R., Friedlaender, G.E., Markham, T.C., Panjabi, M.M., and Moen, C.J. (1983). Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone. *Journal of Orthopaedic Research* 1, 405–411.

[**Pan85**] Panjabi, M.M., Krag, M., Summers, D., and Videman, T. (1985). Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens. *Journal of Orthopaedic Research* 3, 292–300.

[**Pra99**] Prange, M.T., Kiralyfalvi, G., and Margulies, S.S. (1999). Pediatric rotational inertial brain injury: the relative influence of brain size and mechanical properties (SAE Technical Paper).

[**Per08**] Perilli, E., Baleani, M., Öhman, C., Fognani, R., Baruffaldi, F., and Viceconti, M. (2008). Dependence of mechanical compressive strength on local variations in microarchitecture in cancellous bone of proximal human femur. *Journal of Biomechanics* 41, 438–446.

[**Rua91**] Ruan, J.S., Khalil, T., and King, A.I. (1991). Human head dynamic response to side impact by finite element modeling. *Journal of Biomechanical Engineering* 113, 276–283.

[**Rua93**] Ruan, J.S., Khalil, T.B., and King, A.I. (1993). Finite element modeling of direct head impact (SAE Technical Paper).

[**Run04**] Rungen, P. (2004). Enrichissement des modèles physique et numérique de la tête en vue de mieux représenter la cinématique cérébrale lors d'un choc (Valenciennes).

[**Sch88**] Schaffler, M.B., and Burr, D.B. (1988). Stiffness of compact bone: Effects of porosity and density. *Journal of Biomechanics* 21, 13–16.

[**Sch94**] Schueler, F., Zimmer, G., Min, J.-X., and Mattern, R. (1994). Assessment of mechanical properties of the human skull-cap through basic biomechanical tests and quantitative computed tomography (QCT). In *Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Injury Conference*, (International Research Council on Biomechanics of Injury), pp. 23–37.

Références bibliographiques:

[Sob06] Sobotta - Atlas Human Anatomy Volume1 14th Edition p.35

[San07] Santis, R.D., Ambrosio, L., Mollica, F., Netti, P., and Nicolais, L. (2007). Mechanical Properties of Human Mineralized Connective Tissues. In *Modeling of Biological Materials*, F. Mollica, L. Preziosi, and K.R. Rajagopal, eds. (Birkhäuser Boston), pp. 211–261.

[Sal15] Salmon, P.L., Ohlsson, C., Shefelbine, S.J., and Doube, M. (2015). Structure model index does not measure rods and plates in trabecular bone. *Front. Endocrinol.* 162.

[Tro92] Trosseille, X., Tarriere, C., Lavaste, F., Guillon, F., and Domont, A. (1992). Development of a FEM of the human head according to a specific test protocol (SAE Technical Paper).

[Teo06] Teo, J.C.M., Si-Hoe, K.M., Keh, J.E.L., and Teoh, S.H. (2006). Relationship between CT intensity, micro-architecture and mechanical properties of porcine vertebral cancellous bone. *Clinical Biomechanics* 21, 235–244.

[Uen89] Ueno, K., Melvin, J.W., Lundquist, E., and Lee, M.C. (1989). Two-dimensional finite element analysis of human Brain Impact Responses: Application of a Scaling Law. *Crashworthiness and Occupant Protection in Transportation Systems*, Ed TB Khalil, AMD-Vol 106, 123–124.

[Uen95] UENO, K., MELVIN, J.W., LI, L., and LIGHTHALL, J.W. (1995). Development of tissue level brain injury criteria by finite element analysis. *Journal of Neurotrauma* 12, 695–706.

[Ulr99] Ulrich, D., Van Rietbergen, B., Laib, A., and Ruegsegger, P. (1999). The ability of three-dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular bone. *Bone* 25, 55–60.

[Ver06] Verscuere, P., Berckmans, D., Verpoest, I., Goffin, J., van der Perre, G., and others (2006). Analysis of fracture characteristics of cranial bone for FE modelling. In Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Injury Conference, (International Research Council on Biomechanics of Injury), p.

[Woo71] Wood, J.L. (1971). Dynamic response of human cranial bone. *Journal of Biomechanics* 4, 1–12.

[War80] Ward, C., and Chan, M. (1980). Rotation generated shear strains in the brain. In Proceedings, 8th Annual International Workshop on Human Subjects for Biomechanical Research, pp. 11–29.

[Wil99] Willinger, R., Kang, H.S., and Diaw, B.M. (1999). Développement et validation d'un modèle mécanique de la tête humaine. *Comptes Rendus de l'Académie Des Sciences-Series IIB-Mechanics-Physics-Astronomy* 327, 125–131.

[Yog95] Yoganandan, N., Pintar, F.A., Sances, A., Walsh, P.R., Ewing, C.L., Thomas, D.J., and Snyder, R.G. (1995). Biomechanics of Skull Fracture. *Journal of Neurotrauma* 12, 659–668.

[Zho97] Zhou, C., Khalil, T.B., King, A.I., and Dragovic, L.J. (1997). Head injury assessment of a real world crash by finite element modeling. NASA.

[Zha01] Zhang, L., Yang, K.H., Dwarampudi, R., Omori, K., Li, T., Chang, K., Hardy, W.N., Khalil, T.B., and King, A.I. (2001). Recent advances in brain injury research: a new human head model development and validation. *Stapp Car Crash J* 45, 369–394.

Annexes

Campagne1 :

C1	EpDi(mm)	EpTE(mm)	EpTI(mm)	Eptot(mm)	BV/TV(%)	Tb.Th(mm)	Tb.N(mm ⁻¹)	Tb.Sp(mm)
S1E1	1,53	1,03	0,36	2,92	68	0,33	2,04	0,30
S1E2	1,75	1,15	1,11	4,01	57	0,31	1,84	0,42
S1E4	1,27	1,07	0,70	3,04	63	0,30	2,12	0,35
S1E5	0,89	1,39	1,53	3,82	65	0,33	1,96	0,35
S1E6	0,76	1,87	1,39	4,01	54	0,31	1,76	0,48
S1E7	1,07	1,53	1,61	4,21	63	0,35	1,79	0,38
S1E8	0,62	1,59	2,25	4,45	63	0,36	1,76	0,40
S1E9	0,40	1,79	1,49	3,68	62	0,30	2,11	0,30
S1E10	0,20	2,62	0,89	3,72		0,18	4,02	0,16
S2E1	2,60	1,33	0,44	4,37	62	0,31	2,00	0,33
S2E2	2,52	0,68	1,77	4,97	57	0,33	1,71	0,42
S2E3	3,08	0,68	0,68	4,43	52	0,30	1,72	0,43
S2E4	3,20	0,64	0,68	4,51	40	0,27	1,46	0,53
S2E5	3,80	0,89	0,24	4,93	59	0,29	2,04	0,34
S2E6	1,61	1,19	2,38	5,19	55	0,32	1,69	0,43
S2E7	1,35	1,47	1,81	4,63	56	0,28	2,02	0,37
S2E8	2,54	1,33	1,33	5,21	61	0,34	1,80	0,37
S2E9	1,91	1,35	1,05	4,31	59	0,32	1,81	0,39
S2E10	1,39	1,05	1,29	3,74	61	0,32	1,93	0,34
S3E1	4,61	1,55	0,62	6,78	41	0,26	1,61	0,50
S3E2	2,88	0,76	0,50	4,13	46	0,27	1,75	0,43
S3E3	2,42	1,41	1,05	4,89	41	0,27	1,51	0,53
S3E4	5,58	0,48	0,34	6,40	38	0,29	1,29	0,66
S3E5	4,81	0,36	0,56	5,72	39	0,28	1,42	0,60
S3E6	5,37	0,83	0,97	7,17	40	0,28	1,44	0,52
S4E1	2,15	1,11	1,21	4,47	45	0,32	1,41	0,53
S4E2	1,01	0,81	0,87	2,70	56	0,38	1,47	0,52
S4E3	1,37	0,74	0,64	2,74	50	0,33	1,51	0,58
S4E4	1,97	1,01	1,21	4,19	57	0,33	1,71	0,42
S4E5	1,97	0,78	0,83	3,58	51	0,34	1,50	0,51
S4E6	1,39	0,76	0,78	2,92	47	0,36	1,31	0,64
S4E7	1,65	1,61	0,62	3,88	46	0,36	1,29	0,71
S4E8	1,35	1,05	0,68	3,08	62	0,37	1,68	0,42
S4E9	1,07	0,87	0,79	2,74	64	0,37	1,70	0,33
S5E1	1,37	1,25	0,56	3,18	48	0,30	1,61	0,55
S5E2	1,35	1,65	0,56	3,56	49	0,30	1,62	0,47
S5E3	1,17	1,99	2,21	5,37	61	0,37	1,65	0,42
S5E4	0,76	2,07	1,27	4,09	57	0,29	1,96	0,41
S5E5	1,59	1,57	1,99	5,15	55	0,30	1,82	0,40
S5E7	1,39	1,67	1,67	4,73	60	0,32	1,89	0,45
S5E10	0,89	0,99	1,45	3,34	62	0,26	2,41	0,26

Annexe 1 : Table des paramètres morphologiques pour la campagne1

	ϵ_y	σ_y	Σ	Σ_v	E_{app}	$E_{réel}$
unité	-	MPa	mJ	mJ.mm ⁻³	MPa	MPa
S1E1	0,283	28,78	466,9	3,9586	106,3	155,82
S1E5	0,717	70,51	2154	22,976	114,3	176,44
S1E7	0,361	44,46	674,5	7,7487	133,9	212,73
S1E9	1,035	62,14	1451	27,761	75,57	120,95
S2E1	0,213	43,39	878,8	4,5918	212,4	343,14
S2E3	0,258	47,56	1420	6,0762	192,7	371,22
S2E5	0,11	27,8	395	1,515	241	407,8
S2E7	0,49	46,7	1278	10,55	101	178,7
S2E9	0,3	19,8	422	2,837	68,9	116,9
S3E1	0,08	9,26	118	0,382	120	290
S3E4	0,05	8,58	73,7	0,201	191	509,1
S3E6	0,05	5,96	49,3	0,14	133	335,5
S4E1	0,32	22,4	580	3,435	77	170,2
S4E3	0,28	6,71	94,2	0,89	23,8	47,26
S4E5	0,1	8,36	57,5	0,429	85,1	167,9
S4E7	0,29	21,4	376	2,94	75,9	164,3
S4E9	0,44	31	579	6,257	73,3	115,4
S5E1	0,22	27,4	305	3,008	125	259,9
S5E3	0,32	43,1	608	6,535	134	218,6
S5E5	0,2	37,8	439	3,785	191	346,6
S5E7	0,25	45	575	5,499	193	322,6

Annexe 2 : Table des paramètres mécaniques de la campagne1

Campagne2 :

Sujet1 :

	EpDi(mm)	EpTE(mm)	EpTI(mm)	Eptot(mm)	BV/TV(%)	Tb.Th(mm)	Tb.N(mm ⁻¹)	Tb.Sp(mm)
LF11	1,47	1,53	0,94	3,95	65,76	0,40	1,64	0,48
LF12	1,58	1,75	0,82	4,15	52,78	0,34	1,56	0,56
LF21	3,17	1,78	1,59	6,54	30,22	0,32	0,93	0,75
LF22	3,93	1,78	1,29	7,00	23,91	0,29	0,82	0,99
LF23	3,66	1,79	0,55	6,00	27,29	0,29	0,93	0,82
LF31	4,80	1,96	0,85	7,61	31,75	0,32	1,00	0,85
LF32	5,60	1,93	1,05	8,58	42,09	0,21	1,96	0,23
LF33	4,83	1,47	0,52	6,83	28,46	0,27	1,04	0,75
LF41	3,84	2,04	2,45	8,32	25,52	0,26	0,97	0,95
LF42	5,71	1,73	0,75	8,18	25,95	0,25	1,05	0,84
LF43	5,05	1,54	0,27	6,86	26,36	0,26	1,03	0,82
LP11	2,89	1,76	1,37	6,02	41,60	0,33	1,25	0,77
LP12	3,94	1,68	0,80	6,42	26,19	0,28	0,95	0,87
LP13	2,83	1,58	1,00	5,42	25,33	0,25	1,01	0,76
LP14	1,78	1,21	0,75	3,74	35,97	0,32	1,13	0,93
LP21	4,14	1,59	0,72	6,46	34,28	0,31	1,09	0,92
LP22	3,34	1,38	1,22	5,95	28,91	0,28	1,02	0,78
LP23	2,74	1,17	1,30	5,22	34,78	0,32	1,09	0,72
LP31	4,35	1,52	0,59	6,47	29,12	0,29	1,00	0,85
LP32	4,87	0,91	0,34	6,13	30,24	0,30	1,02	0,75
LP33	3,07	1,11	0,59	4,77	25,70	0,28	0,91	0,93
LP34	1,40	2,11	0,48	3,99	39,78	0,30	1,32	0,68
LP41	3,30	1,58	1,03	5,92	25,63	0,29	0,89	1,03
LP42	3,35	1,43	0,90	5,69	29,59	0,28	1,07	0,74
LP43	1,53	1,61	1,34	4,49	27,31	0,28	0,98	0,97
LP44	1,84	2,44	1,03	5,31	38,18	0,33	1,15	0,73
LP51	3,72	1,59	0,99	6,31	31,99	0,31	1,03	0,97
LP52	2,06	1,94	1,10	5,10	27,56	0,29	0,95	0,96
LP53	0,74	2,08	1,10	3,92	45,96	0,30	1,55	0,57
LP54	3,18	2,05	1,22	6,45	48,03	0,36	1,33	0,85
RF11	1,74	1,84	0,85	4,42	64,61	0,38	1,63	0,46
RF12	2,85	1,86	0,97	5,68	24,35	0,27	0,83	0,93
RF21	2,68	1,88	1,21	5,77	43,14	0,35	1,17	0,83
RF22	4,85	1,78	1,27	7,90	29,08	0,28	0,97	0,90
RF23	2,63	1,70	0,63	4,95	43,89	0,33	1,27	0,70
RF32	6,23	1,93	1,19	9,35	29,16	0,28	0,98	0,82
RF33	5,10	1,47	0,91	7,48	32,91	0,27	1,15	0,75
RF41	3,90	2,22	1,55	7,67	27,97	0,27	0,96	0,94
RF42	5,18	1,54	1,05	7,77	26,75	0,26	0,95	0,95
RF43	5,30	1,52	0,68	7,50	20,34	0,23	0,79	0,94
RP11	1,29	2,10	1,69	5,08	50,75	0,35	1,41	0,74

RP12	3,19	1,70	1,33	6,22	32,07	0,30	1,01	0,83
RP13	3,44	1,23	0,95	5,63	30,62	0,26	1,12	0,68
RP14	3,88	1,57	0,49	5,95	43,70	0,20	2,12	0,53
RP21	4,52	1,68	1,01	7,21	36,31	0,31	1,11	0,84
RP22	4,70	1,70	0,82	7,22	30,56	0,29	0,97	0,73
RP23	2,65	0,97	0,82	4,44	34,64	0,28	1,16	0,77
RP24	1,17	1,83	0,95	3,95	39,43	0,29	1,28	0,71
RP31	5,64	1,56	0,54	7,74	32,32	0,28	1,08	0,88
RP32	5,18	1,09	0,29	6,56	32,40	0,31	0,99	0,75
RP33	1,51	1,22	0,96	3,70	31,97	0,29	1,03	0,92
RP34	1,83	1,96	0,44	4,22	16,95	0,28	0,54	1,20
RP41	3,34	1,98	1,12	6,44	28,16	0,28	0,95	0,87
RP42	3,99	1,28	0,36	5,64	29,84	0,27	1,04	0,75
RP43	2,27	1,18	0,34	3,79	30,93	0,27	1,07	0,99
RP44	0,74	1,52	0,77	3,04	53,15	0,29	1,76	0,50
RP51	4,10	3,04	0,72	7,86	54,49	0,29	1,12	0,94
RP52	3,72	1,69	0,76	6,17	55,95	0,31	1,11	0,82
RP53	2,33	2,14	0,90	5,37	38,52	0,31	1,16	0,82
RP54	2,05	2,58	1,08	5,71	45,74	0,32	1,35	0,64

Annexe 3 : Table des paramètres morphologiques pour le sujet 1 de la campagne2

	ϵ_y	σ_y	Σ	Σ_v	E_{app}	$E_{réel}$
unité	-	MPa	mJ	mJ.mm ⁻³	MPa	MPa
RF11	0,20	5,97	76,75	0,61	30,52	48,74
RF12	0,08	2,31	17,38	0,09	30,99	138,69
RF21	0,11	5,78	59,22	0,32	54,19	131,75
RF22	0,05	3,46	27,12	0,09	74,39	274,68
RF23	0,24	7,58	180,99	0,92	34,18	81,58
RF32	0,05	4,59	47,48	0,12	102,67	377,96
RF33	0,09	2,62	43,73	0,13	30,66	99,19
RF41	0,06	9,75	71,53	0,28	77,55	683,71
RF42	0,09	4,19	70,22	0,20	52,21	210,99
RF43	0,04	2,29	17,49	0,05	54,52	297,26
RP11	0,21	4,58	45,44	0,48	23,48	48,17
RP12	0,05	7,71	45,32	0,22	45,80	484,81
RP13	0,06	9,16	65,42	0,29	52,89	534,18
RP14	0,04	3,40	17,36	0,07	90,29	216,51
RP21	0,05	3,47	27,60	0,09	71,35	207,93
RP22	0,04	2,52	15,61	0,05	66,13	231,56
RP23	0,05	2,91	12,38	0,07	63,47	194,48
RP24	0,36	10,32	170,19	1,77	29,52	78,87
RP31	0,11	6,75	145,73	0,38	65,04	214,50
RP32	0,04	1,89	12,03	0,04	53,37	175,57

RP33	0,12	2,73	17,76	0,17	23,30	77,76
RP34	0,16	2,48	25,05	0,19	16,57	110,83
RP41	0,05	3,17	17,11	0,08	67,84	259,34
RP42	0,06	4,93	42,08	0,16	81,59	293,09
RP43	0,06	2,33	10,61	0,07	41,28	142,67
RP44	0,45	28,07	379,37	5,87	64,39	125,87
RP51	0,05	14,24	106,83	0,39	270,12	831,30
RP52	0,10	12,27	163,94	0,65	126,66	373,05
RP53	0,09	6,16	46,79	0,30	65,56	179,52
RP54	0,13	6,97	66,24	0,47	55,58	127,06

Annexe 4 : Table des paramètres mécaniques pour le sujet 1 la campagne 2

Sujet2 :

	EpDi(mm)	EpTE(mm)	EpTI(mm)	Eptot(mm)	BV/TV(%)	Tb.Th(mm)	Tb.N(mm ⁻¹)	Tb.Sp(mm)
LF11	1,86	1,21	0,70	3,77	58,51	0,27	2,20	0,37
LF12	1,10	1,49	0,43	3,03	48,42	0,25	1,92	0,39
LF21	1,80	1,83	0,87	4,49	38,67	0,25	1,56	0,63
LF22	2,21	1,51	0,37	4,09	33,01	0,27	1,21	0,90
LF31	1,49	1,29	0,95	3,74	55,90	0,28	2,02	0,43
LF32	2,43	1,49	0,71	4,63	34,08	0,24	1,42	0,69
LF33	2,00	1,47	0,87	4,34	38,39	0,24	1,61	0,59
LF41	3,13	1,41	1,23	5,78	35,34	0,22	1,58	0,59
LF42	2,64	1,41	0,89	4,94	29,21	0,22	1,35	0,72
LF43	3,77	1,08	0,63	5,49	44,86	0,28	1,62	0,65
LP13	2,84	0,88	0,60	4,32	52,77	0,29	1,84	0,46
LP21	2,88	1,28	1,15	5,32	76,12	0,34	2,22	0,20
LP23	3,02	1,19	0,65	4,86	36,36	0,25	1,46	0,62
LP24	1,89	1,81	0,61	4,30	64,23	0,30	2,11	0,29
LP31	3,66	1,25	0,64	5,56	46,79	0,26	1,80	0,49
LP32	3,32	1,12	0,45	4,89	39,11	0,24	1,63	0,56
LP33	2,96	0,75	0,70	4,41	35,60	0,22	1,65	0,58
LP34	3,40	1,40	0,31	5,12	51,51	0,28	1,84	0,51
LP41	3,25	1,31	0,69	5,26	50,70	0,27	1,89	0,46
LP42	2,93	1,07	0,60	4,60	42,10	0,26	1,64	0,51
LP43	3,02	0,99	0,67	4,68	32,49	0,24	1,36	0,65
LP44	2,50	1,46	0,27	4,23	45,09	0,27	1,65	0,54
LP51	2,57	1,35	0,61	4,53	72,40	0,35	2,05	0,28
LP53	2,47	1,13	0,55	4,15	42,83	0,26	1,62	0,61
LP54	2,59	1,38	0,64	4,61	46,68	0,26	1,83	0,46
RF12	1,57	1,32	0,51	3,41	43,94	0,25	1,76	0,48
RF21	1,97	1,46	0,58	4,01	49,11	0,26	1,85	0,55
RF22	2,72	1,13	1,17	5,03	44,72	0,27	1,58	0,55
RF23	1,88	1,46	0,59	3,93	48,64	0,28	1,74	0,52
RF31	2,62	1,28	1,21	5,12	53,15	0,30	1,73	0,49

RF32	3,08	0,96	1,27	5,32	39,94	0,26	1,52	0,69
RF33	3,54	1,37	0,63	5,55	37,25	0,25	1,41	0,66
RF41	1,29	1,50	0,85	3,65	77,73	0,34	2,29	0,21
RF42	3,28	1,23	0,91	5,43	36,61	0,24	1,43	0,71
RF43	3,54	1,38	1,13	6,06	33,37	0,23	1,45	0,62
RP12	3,43	0,94	1,02	5,40	52,14	0,28	1,83	0,49
RP13	3,46	1,11	0,87	5,45	47,09	0,26	1,73	0,52
RP14	2,70	0,95	0,91	4,56	39,07	0,23	1,70	0,50
RP21	2,97	1,20	0,57	4,74	54,35	0,28	1,91	0,41
RP22	2,45	1,63	0,75	4,83	32,5	0,23	1,31	0,74
RP24	3,36	1,75	0,65	5,76	40,14	0,24	1,56	0,58
RP31	3,09	1,01	1,23	5,34	52,66	0,26	1,92	0,45
RP32	3,01	0,77	0,71	4,49	49,49	0,26	1,91	0,46
RP33	2,87	1,36	0,47	4,70	33,32	0,20	1,59	0,58
RP34	3,05	2,01	0,47	5,53	27,67	0,25	1,12	0,91
RP41	3,18	1,18	0,93	5,30	51,29	0,27	1,91	0,44
RP42	3,10	0,81	0,62	4,53	46,83	0,25	1,76	0,49
RP43	2,91	1,03	0,66	4,60	33,53	0,23	1,45	0,66
RP44	3,52	1,63	0,55	5,71	38,21	0,28	1,31	0,75
RP51	3,31	1,47	1,19	5,98	60,2	0,25	1,79	0,49
RP52	2,48	1,05	0,80	4,33	49,27	0,26	1,90	0,41
RP53	2,49	1,36	0,68	4,53	44,95	0,25	1,74	0,49
RP54	2,58	1,23	0,55	4,36	50,40	0,27	1,89	0,41

Annexe 5 : Table des paramètres morphologiques pour le sujet 2 de la campagne2

	ϵ_y	σ_y	Σ	Σ_v	E_{app}	$E_{réel}$
unité	-	MPa	mJ	mJ.mm ⁻³	MPa	MPa
RF22	0,05	2,54	11,40	0,06	52,88	123,77
RF31	0,16	7,79	113,07	0,61	52,11	101,88
RF33	0,04	4,34	21,55	0,09	65,60	299,57
RF42	0,07	8,42	65,03	0,30	84,43	359,49
RP13	0,11	4,39	54,35	0,23	39,88	88,46
RP22	0,12	10,03	105,98	0,63	84,56	277,24
RP24	0,15	8,23	133,68	0,57	54,10	141,85
RP31	0,12	8,20	104,90	0,49	71,99	142,09
RP33	0,15	18,21	265,02	1,32	30,67	417,23
RP42	0,06	5,15	30,91	0,15	90,99	202,99
RP44	0,10	5,20	66,94	0,28	52,97	146,29
RP51	0,06	10,10	64,47	0,29	179,85	406,88
RP53	0,14	11,84	139,96	0,81	86,01	200,28

Annexe 6 : Table des paramètres mécaniques pour le sujet 2 la campagne 2

Sujet3 :

	EpDi(mm)	EpTE(mm)	EpTI(mm)	Eptot(mm)	BV/TV(%)	Tb.Th(mm)	Tb.N(mm ⁻¹)	Tb.Sp(mm)
LF11	6,93	0,92	0,23	8,08	32,35	0,20	1,62	0,50
LF12	4,48	1,01	0,29	5,79	41,33	0,25	1,68	0,44
LF21	4,33	1,17	0,93	6,44	43,40	0,27	1,63	0,54
LF22	5,57	1,21	0,56	7,34	42,73	0,25	1,72	0,51
LF23	5,49	1,21	0,54	7,24	42,70	0,24	1,78	0,46
LF31	5,09	1,24	0,65	6,98	40,90	0,24	1,67	0,53
LF32	5,84	1,19	0,77	7,80	47,91	0,24	1,97	0,47
LF33	5,76	1,26	0,75	7,77	39,70	0,24	1,66	0,55
LF41	4,15	1,61	0,30	6,07	50,16	0,27	1,82	0,57
LF42	4,90	1,64	0,92	7,47	45,56	0,26	1,75	0,57
LF43	4,76	1,83	0,84	7,43	39,92	0,26	1,53	0,65
LP11	3,30	0,94	0,44	4,68	65,04	0,27	2,44	0,36
LP12	4,02	1,29	0,15	5,47	47,04	0,26	1,82	0,48
LP13	4,20	0,97	1,30	6,48	43,17	0,24	1,82	0,48
LP14	5,81	0,56	0,46	6,83	58,14	0,27	2,15	0,36
LP21	4,30	1,05	0,51	5,87	60,44	0,28	2,14	0,38
LP22	6,48	1,22	0,51	8,21	43,71	0,25	1,77	0,53
LP23	3,83	1,05	0,80	5,69	49,16	0,26	1,86	0,46
LP24	4,61	1,72	0,23	6,56	49,50	0,26	1,92	0,44
LP31	5,18	1,88	1,00	8,05	33,11	0,24	1,39	0,66
LP32	5,70	1,21	1,21	8,12	43,48	0,26	1,67	0,49
LP33	4,26	0,63	1,11	6,01	58,47	0,28	2,12	0,40
LP34	3,26	0,67	0,49	4,42	59,84	0,28	2,13	0,36
LP41	6,74	1,10	0,98	8,83	59,77	0,27	2,18	0,37
LP42	5,49	0,64	0,61	6,74	51,25	0,26	1,97	0,42
LP43	4,11	0,93	0,38	5,43	52,68	0,25	2,07	0,37
LP44	4,06	0,97	0,19	5,23	51,62	0,27	1,95	0,45
LP51	4,55	1,33	0,37	6,26	43,53	0,24	1,83	0,50
LP52	5,67	1,31	0,73	7,71	58,71	0,27	2,16	0,42
LP53	5,36	1,69	0,52	7,56	51,41	0,26	1,94	0,44
LP54	3,82	1,12	0,59	5,54	51,92	0,25	2,05	0,42
RF12	4,54	0,81	1,02	6,38	43,15	0,22	1,94	0,40
RF21	5,72	1,18	0,44	7,34	33,73	0,25	1,33	0,66
RF22	4,52	1,21	0,56	6,30	51,84	0,23	1,74	0,48
RF23	5,33	0,57	0,54	6,44	52,76	0,25	2,12	0,38
RF31	4,56	1,10	0,39	6,06	45,11	0,24	1,76	0,51
RF32	5,74	1,00	0,45	7,19	42,09	0,24	1,78	0,53
RF33	6,07	0,70	0,36	7,13	45,23	0,22	1,97	0,41
RF41	3,49	1,85	0,91	6,25	39,82	0,28	1,45	0,62
RF42	5,45	1,28	0,13	6,86	51,82	0,23	1,69	0,55

Annexes

RF43	6,04	0,93	0,20	7,17	47,33	0,24	1,94	0,48
RP11	2,50	1,73	0,21	4,43	54,55	0,27	1,92	0,47
RP12	4,44	1,05	0,63	6,13	44,66	0,26	1,72	0,56
RP13	4,29	1,47	0,73	6,50	32,79	0,22	1,38	0,66
RP14	5,41	0,88	0,24	6,53	50,47	0,26	1,94	0,40
RP21	3,17	1,33	0,24	4,74	56,59	0,27	2,11	0,43
RP22	4,90	0,80	0,70	6,41	60	0,25	1,90	0,45
RP23	3,62	0,98	0,59	5,20	50,33	0,27	1,87	0,41
RP24	4,82	1,22	0,62	6,67	51,33	0,25	2,03	0,40
RP31	6,49	1,03	0,53	8,05	56,18	0,25	2,20	0,41
RP32	5,81	1,01	0,73	7,55	52,57	0,26	2,02	0,41
RP33	3,67	0,93	0,55	5,16	44,54	0,26	1,65	0,47
RP34	3,40	0,96	0,29	4,65	57,85	0,26	2,19	0,36
RP41	5,19	1,05	0,55	6,79	52,56	0,24	2,16	0,46
RP42	5,18	1,24	0,84	7,26	44,39	0,27	1,78	0,48
RP43	4,22	1,26	0,69	6,18	48,28	0,25	1,96	0,43
RP44	2,95	1,07	0,28	4,30	60,31	0,26	2,12	0,36
RP51	4,04	1,29	0,59	5,93	46,88	0,24	1,88	0,49
RP52	4,73	1,17	0,77	6,68	55,15	0,27	2,05	0,42
RP53	5,36	1,29	0,30	6,95	62,15	0,28	1,93	0,48
RP54	4,42	1,00	0,33	5,76	54,23	0,25	2,19	0,44

Annexe 7 : Table des paramètres morphologiques pour le sujet 3 de la campagne2

	ϵ_y	σ_y	Σ	Σ_v	E_{app}	$E_{réel}$
unité	-	MPa	mJ	mJ.mm ⁻³	MPa	MPa
RF22	0,06	6,89	66,83	0,22	111,95	281,00
RF31	0,13	10,98	220,26	0,70	90,36	209,60
RF33	0,04	2,35	17,71	0,04	64,96	150,26
RF42	0,03	6,62	38,98	0,11	209,07	538,53
RP11	0,05	0,75	3,10	0,02	25,16	28,85
RP13	0,12	10,81	173,79	0,59	92,34	299,93
RP22	0,05	13,70	122,00	0,38	259,40	540,43
RP31	0,07	11,48	178,97	0,41	283,97	302,61
RP33	0,07	4,34	39,36	0,16	61,22	143,89
RP42	0,07	9,83	115,26	0,33	154,67	319,66
RP44	0,08	9,09	68,85	0,35	121,82	224,31
RP51	0,16	8,60	194,08	0,68	54,90	122,31
RP53	0,07	22,30	265,10	0,74	340,55	628,88

Annexe 8 : Table des paramètres mécaniques pour le sujet 3 la campagne 2

Sujet4 :

	EpDi(mm)	EpTE(mm)	EpTI(mm)	Eptot(mm)	BV/TV(%)	Tb.Th(mm)	Tb.N(mm ⁻¹)	Tb.Sp(mm)
LF11	3,25	1,33	0,07	4,65	58,51	0,27	2,20	0,37
LF12	1,71	1,56	2,18	5,45	48,42	0,25	1,92	0,39
LF21	1,51	1,38	1,51	4,41	38,67	0,25	1,56	0,63
LF22	2,05	1,38	2,41	5,84	33,01	0,27	1,21	0,90
LF31	2,17	1,70	1,35	5,22	55,90	0,28	2,02	0,43
LF32	3,34	1,66	1,29	6,30	34,08	0,24	1,42	0,69
LF33	3,98	1,42	1,20	6,61	38,39	0,24	1,61	0,59
LF41	3,26	1,43	0,97	5,67	35,34	0,22	1,58	0,59
LF42	3,26	1,56	0,79	5,62	29,21	0,22	1,35	0,72
LF43	2,35	2,11	1,65	6,11	44,86	0,28	1,62	0,65
LP13	1,77	1,31	0,96	4,04	52,77	0,29	1,84	0,46
LP14	2,25	1,32	0,47	4,04	63,87	0,30	2,15	0,30
LP24	0,99	1,14	1,33	3,47	64,23	0,30	2,11	0,29
LP31	2,74	1,29	1,19	5,23	46,79	0,26	1,80	0,49
LP32	3,34	1,05	0,78	5,18	39,11	0,24	1,63	0,56
LP33	2,45	0,74	0,99	4,18	35,60	0,22	1,65	0,58
LP34	1,65	1,45	1,59	4,70	51,51	0,28	1,84	0,51
LP41	2,52	1,44	0,44	4,40	50,70	0,27	1,89	0,46
LP42	3,09	0,81	0,97	4,87	42,10	0,26	1,64	0,51
LP43	2,52	1,24	0,97	4,73	32,49	0,24	1,36	0,65
LP44	1,33	1,83	2,06	5,22	45,09	0,27	1,65	0,54
LP53	2,27	1,07	0,82	4,16	42,83	0,26	1,62	0,61
LP54	2,31	1,84	1,14	5,29	46,68	0,26	1,83	0,46
RF11	1,63	1,32	1,47	4,43	52,84	0,28	1,48	0,61
RF12	1,48	1,35	1,55	4,39	43,94	0,25	1,76	0,48
RF21	0,77	1,65	1,40	3,83	49,11	0,26	1,85	0,55
RF22	2,33	1,32	1,80	5,45	46,11	0,27	1,58	0,55
RF23	2,25	1,50	1,48	5,24	48,64	0,28	1,74	0,52
RF31	2,29	1,45	1,33	5,08	46,23	0,30	1,73	0,49
RF32	2,81	1,56	1,69	6,06	39,94	0,26	1,52	0,69
RF41	3,03	1,73	1,55	6,31	77,73	0,34	2,29	0,21
RF42	3,01	1,44	1,41	5,87	52,82	0,24	1,43	0,71
RF43	3,23	1,23	1,30	5,77	33,37	0,23	1,45	0,62
RP11	2,22	1,46	1,15	4,83	55,55	0,29	1,95	0,40
RP12	2,88	1,32	1,25	5,46	52,14	0,28	1,83	0,49
RP13	2,80	1,18	1,12	5,11	33,79	0,26	1,73	0,52
RP14	1,88	1,29	1,00	4,17	39,07	0,23	1,70	0,50
RP22	3,15	1,00	0,90	5,06	61	0,23	1,31	0,74
RP24	1,90	1,61	0,58	4,09	57,18	0,24	1,56	0,58
RP32	2,84	0,74	1,29	4,87	49,49	0,26	1,91	0,46
RP33	3,78	0,77	0,10	4,65	45,54	0,20	1,59	0,58

Annexes

RP41	2,07	1,41	1,12	4,60	51,29	0,27	1,91	0,44
RP42	2,58	1,21	0,21	4,00	45,39	0,25	1,76	0,49
RP43	2,23	0,88	1,57	4,68	33,53	0,23	1,45	0,66
RP51	1,54	1,79	1,48	4,81	61,31	0,25	1,79	0,49
RP53	2,43	1,01	1,21	4,65	47,88	0,25	1,74	0,49
RP54	1,77	1,39	1,34	4,50	50,40	0,27	1,89	0,41

Annexe 9 : Table des paramètres morphologiques pour le sujet 4 de la campagne2

	ϵ_y	σ_y	Σ	Σ_v	E_{app}	$E_{réel}$
unité	-	MPa	mJ	mJ.mm ⁻³	MPa	MPa
RF11	0,23	18,50	258,41	2,13	85,75	206,50
RF22	0,19	16,20	246,96	1,47	86,96	203,54
RF31	0,11	12,47	104,15	0,67	121,22	236,98
RF42	0,11	8,00	87,77	0,43	77,31	223,36
RP11	0,11	5,85	46,30	0,31	53,75	96,42
RP13	0,22	15,38	340,24	1,65	70,98	157,43
RP22	0,06	5,81	34,19	0,16	105,20	344,92
RP24	0,27	16,74	312,28	2,15	62,41	163,64
RP33	0,14	11,96	209,82	0,80	90,57	289,21
RP42	0,18	10,12	167,63	0,90	61,19	136,51
RP51	0,12	4,76	30,90	0,29	39,98	90,46
RP53	0,09	7,72	59,30	0,36	85,18	198,34

Annexe 10 : Table des paramètres mécaniques pour le sujet 4 la campagne 2

Résumé :

Aujourd'hui, les modèles numériques sont couramment utilisés dans le monde de la recherche, mais aussi de l'industrie, de la santé, de la finance, etc... La qualité du résultat sera toujours liée à la finesse et à la précision avec laquelle l'ingénieur est capable de formaliser les phénomènes physiques rencontrés. Dans le cadre plus spécifique de la modélisation biomécanique, énormément de paramètres rentrent en compte, rendant très compliquée la standardisation des modèles. Cette thèse s'inscrit donc dans une démarche d'amélioration de la qualité des modèles numériques du crâne humain au travers de plusieurs études ayant pour objectif d'analyser les paramètres morphologiques du crâne et de les utiliser pour la personnalisation d'un modèle morpho-mécanique. La méthode de scan par micro-tomographie a été utilisée pour scanner plus de 360 échantillons prélevés sur 10 crânes, puis des essais mécaniques de compression quasi-statiques et dynamiques ont été menés sur une partie de ces échantillons. Les résultats obtenus ont permis de développer une carte d'évolution d'un certain nombre de paramètres morphologiques du crâne basés sur un modèle polynomiale. Une étude comparative statistique a permis de mettre en évidence les liens existants entre la morphologie et le comportement mécanique de ces échantillons. Au final, la liaison de ces deux études a permis de proposer un modèle morpho-mécanique personnalisable, puis de le valider pour différentes simulations éléments finis sur des échantillons osseux et sur une voûte crânienne complète.

Mot clés : Personnalisation, Crâne humain, morphologie, comportement mécanique, modèle numérique

Abstract:

Today, the digital models are usually used in the world of research, but also in industry, health, finance, etc.... The quality of the results will always be connected to the accuracy with which the engineer is able of formalizing the physical phenomena. More specifically in the biomechanical modelling, working with a high number of parameters, making very complicated the standardization of the models. This thesis has an approach of improvement in the quality of the digital models of the human skull through several studies having for aim the analysis of the morphological parameters of the skull and their use for the personalization of a morpho-mechanical model.

The method of scan by micro-tomography was used to scan more than 360 samples taken from 10 skulls, and then mechanical tests of compression in quasi-statics and dynamics were led on a part of these samples. The results we obtained allowed us to develop a card of evolution of a number of morphological parameters of the skull based on a polynomial model. A statistical comparative study allowed to highlight the existing links between the morphology and the mechanical behaviour of these samples. Finally, the connection of these two studies allowed to propose a customizable morpho-mechanical model, and to validate it for various finite elements simulations on bones samples and on complete human skull.

Keywords: Personalization, Human Skull, Morphology, Mechanical behaviour, numerical model