



HAL
open science

Contribution à la personnalisation de l'os humain à différentes échelles

Rémi Delille

► **To cite this version:**

Rémi Delille. Contribution à la personnalisation de l'os humain à différentes échelles. Mécanique [physics.med-ph]. Université Polytechnique Hauts-de-France, 2023. tel-03965731

HAL Id: tel-03965731

<https://uphf.hal.science/tel-03965731v1>

Submitted on 31 Jan 2023

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.

HABILITATION A DIRIGER DES RECHERCHES

de

I'UNIVERSITÉ POLYTECHNIQUE HAUTS-DE-FRANCE

Discipline, spécialité selon la liste des spécialités pour lesquelles l'École Doctorale est accréditée :
MÉCANIQUE

Présentée et soutenue par Rémi DELILLE.

Le 16/01/2023, à Valenciennes

Unité de recherche :

Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines (LAMIH – UMR CNRS 8201)

CONTRIBUTION À LA PERSONNALISATION DE L'OS HUMAIN À DIFFÉRENTES ÉCHELLES

JURY

Rapporteurs :

- **Mme. Karine Bruyère-Garnier**, Directrice de Recherche, Université Gustave Eiffel, Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, Lyon.
- **M. Patrick Chabrand**, Professeur des Universités, Aix-Marseille Université, Institut des Sciences du Mouvement, Marseille.
- **M. Sébastien Laporte**, Professeur des Universités, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Paris.

Promoteur :

- **M. Eric Markiewicz**, Professeur des Universités, Université Polytechnique Hauts-de-France, Laboratoire d'Automatique de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines, Valenciennes.

Examineurs :

- **M. Olivier Gagey**, Professeur des Universités (émérite) et Praticien Hospitalier, Université Paris-Saclay.
- **M. Franck Lauro**, Professeur des Universités, Université Polytechnique Hauts-de-France, Laboratoire d'Automatique de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines, Valenciennes.
- **M. Alexandre Papy**, Professor, Royal Military Academy, Bruxelles.
- **M. Sébastien Roth**, Professeur des Universités, Université de Technologie de Belfort Montbéliard, Laboratoire Interdisciplinaire Carnot de Bourgogne, Belfort.

REMERCIEMENTS

Je ne peux commencer ces quelques lignes sans une pensée particulière pour toutes les personnes qui ont fait don de leur corps à la science, permettant à la recherche de progresser et contribuant à améliorer les conditions de vie de chacun. Sans ce don, je n'aurais pu acquérir de telles connaissances et ce mémoire n'existerait pas.

Les travaux de recherche qui ont abouti à la rédaction de ce mémoire ont été réalisés au sein du Laboratoire d'Automatique de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines, UMR CNRS 8201, Département Génie Mécanique de l'Université Polytechnique Hauts de France, dirigé par Monsieur le Professeur Laurent DUBAR à qui je présente l'expression de ma gratitude pour la mise à disposition de tous les moyens qui m'ont été nécessaires pour le bon déroulement de ces travaux.

Les travaux présentés dans ce mémoire sont issus d'un véritable travail d'équipe où tout le monde y a contribué avec motivation. L'exercice d'écrire cette Habilitation à Diriger des Recherches a été difficile pour moi puisque je ne veux en aucun cas m'approprier cette recherche. Je voudrais remercier mes collègues et amis qui ont été impliqués avec moi dans les travaux que vous lirez : **Jean-Hubert** Anceau, **Bruno** Bennani, **Benjamin** Bourel, **Fahmi** Chaari, **Grégory** Haugou, **Denis** Lesueur, **Christophe** Marechal, **Philippe** Moreau, **Hervé** Morvan et **Frédéric** Robache.

J'ai une pensée particulière pour **Denis** Lesueur, avec qui j'ai débuté mon expérience dans le domaine de la biomécanique des chocs. Nous avons tout découvert ensemble. Sans lui, je n'aurais pas pris autant de plaisir à faire ces nombreuses campagnes d'essais sur Sujet Humain Post Mortem. Il est un élément important dans ma carrière et je ne peux que le remercier vivement pour toute son implication (et tout ce qu'il fera encore 😊).

Sans trois directeurs de thèses, **Pascal** Drazetic, **Franck** Lauro et **Eric** Markiewicz, ces travaux n'existeraient pas. Merci pour la confiance que vous m'avez accordée et pour vos conseils, cela m'a permis de m'épanouir dans cette activité et de pouvoir proposer ce mémoire. Malheureusement, Pascal Drazetic ne peut, malgré lui, assister à ma défense d'HDR. J'ai une pensée pour lui et j'espère que nous pourrons prochainement travailler ensemble pour partager nos projets communs.

Bien entendu ce mémoire est issu de travaux de thèses, sans les doctorants ce travail ne serait pas là. Merci à vous de m'avoir supporté et pour les nombreux échanges que j'ai eu avec vous : **Audrey** Auperrin, **Anthony** Bracq, **Régis** Bry, **Vincent** Dorléans, **Olivier** Mayeur, **Pascal** Potier, **Manaf** Karkar et **Xavier** Roothaer.

Je tiens également à remercier toutes les personnes m'ayant aidé à avancer dans cette HDR et ayant contribué à garantir une bonne ambiance de travail : **Fabien** Béchet, **Catherine** Foucart, **Cédric** HUBERT, **Delphine** Notta-Cuvier, **Romain** Vayron, **Michel** Watremez et tous ceux que je n'ai pas cités...

Je tiens à remercier **Karine** Bruyère-Garnier, **Patrick** Chabrand et **Sébastien** Laporte pour l'honneur qu'ils me font d'être rapporteurs et pour le travail qu'ils ont réalisé. Je remercie également **Olivier** Gagey, **Alexandre** Papy et **Sébastien** Roth d'avoir jugé cette HDR.

Plus personnellement, j'ai une pensée particulière en écrivant ce mémoire pour **Maryse**, mes deux filles **Emma et Lise**, merci d'être présentes au quotidien pour me soutenir. Un grand merci aussi à l'ensemble de **ma famille** et de **mes amis** qui m'ont encouragé et supporté pendant les moments difficiles.

Désolé pour ceux que j'aurais injustement mais bien involontairement oubliés dans ces remerciements.

*« LORSQUE DEUX FORCES SONT JOINTES,
LEUR EFFICACITE EST DOUBLE »*

-ISAAC NEWTON-

TABLE DES MATIERES

1.	CURRICULUM VITAE.....	4
	1.1. DOMAINES DE COMPETENCES.....	4
	1.2. FORMATION UNIVERSITAIRE.....	5
	1.3. EXPERIENCES PROFESSIONNELLES.....	6
	1.4. ACTIVITES D'ENSEIGNEMENT.....	6
	1.5. ENCADREMENTS DOCTORAUX.....	7
	1.6. RAYONNEMENT SCIENTIFIQUE.....	7
	1.7. VIE INSTITUTIONNELLE ET SCIENTIFIQUE.....	8
	1.8. PRODUCTION SCIENTIFIQUE.....	8
2.	INTRODUCTION GENERALE.....	13
3.	LE CRANE.....	16
	3.1. PERSONNALISATION GEOMETRIQUE.....	16
	3.2. PERSONNALISATION MECANIQUE.....	21
	3.3. CONCLUSIONS.....	32
4.	LE THORAX.....	33
	4.1. PERSONNALISATION DU THORAX HUMAIN.....	33
	4.2. PERSONNALISATION DES COTES HUMAINES.....	42
	4.3. PERSONNALISATION MECANIQUE DES COTES HUMAINES.....	60
	4.4. IMPACTS BALISTIQUES NON PENETRANTS.....	66
	4.5. CONCLUSIONS.....	74
5.	LES MEMBRES APPENDICULAIRES.....	76
	5.1. PERSONNALISATION A L'ECHELLE MACROSCOPIQUE.....	76
	5.2. COMPREHENSION DE L'ARCHITECTURE MICROSCOPIQUE.....	78
	5.3. ETUDE DU COMPORTEMENT MECANIQUE ENTRE OS PORTEURS ET NON PORTEURS.....	83
	5.4. CONCLUSIONS.....	87
6.	CONCLUSIONS GENERALES & PERSPECTIVES.....	88
7.	REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	92

1. CURRICULUM VITAE

Rémi Delille

Né le 07 Décembre 1977 à Cambrai, France.

Nationalité : Française.

Célibataire, deux enfants.

Adresse professionnelle :

Université Polytechnique Hauts de France (UPHF)

LAMIH UMR CNRS 8201 (Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines)

Département mécanique (bâtiment CISIT)

Le Mont-Houy

59313 VALENCIENNES cedex

Téléphone : 03 27 51 14 07

Email : remi.delille@uphf.fr

Statut :

Ingénieur de Recherche en poste au LAMIH UMR CNRS 8201 (Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'informatique Industrielles et Humaines), au sein de l'UPHF (Université Polytechnique Hauts de France).

Motivation de devenir titulaire de l'HDR :

L'Habilitation à Diriger des Recherches sera une valeur ajoutée dans ma carrière et permettra de diriger des recherches. Elle redynamisera l'activité de recherche en biomécanique lésionnelle dans le domaine sportif, crash et balistique ; et relancera/confortera des collaborations institutionnelles et industrielles.

1.1. DOMAINES DE COMPETENCES

- Expertise dans le domaine de la biomécanique des chocs et sur la modélisation numérique du comportement, de l'endommagement et de la rupture des matériaux ou des structures bio-polymères et composites.
- Encadrement de doctorants
- Responsable scientifique d'unités expérimentales complexes
- Conception et développement de nouveaux dispositifs expérimentaux
- Valorisation des résultats dans des revues internationales
- Gestion liée à un projet ou à une expérience
- Pilotage (de tout ou partie) d'un projet ou d'une étude liée à l'accomplissement d'un projet de Recherche

1.2. FORMATION UNIVERSITAIRE

- 1997 **Baccalauréat S** (Scientifique) spécialités : Mathématiques et Technologie.
- 1999 **D.E.U.G. Sciences et Techniques pour l'Ingénieur** (S.T.P.I.). Université de Valenciennes.
- 2000 **Licence de Technologie Mécanique** (L.T.M.). Université de Valenciennes.
- 2001 **Maîtrise de Technologie Mécanique** (M.T.M.). Université de Valenciennes.
- 2002 **Diplôme d'Etudes Approfondies** (D.E.A.) Génie Mécanique et Energétique option Solides et Structures. Université de Valenciennes.
- 2007 **Doctorat en sciences et technologie, mention mécanique.**

Titre de la thèse : Contribution à la compréhension du comportement mécanique de l'os du crâne humain sous différents moyens de conservation et de sollicitation.

Date de soutenance : 20 Décembre 2007

Directeur de thèse :

P.DRAZETIC (Professeur - LAMIH - Université de Valenciennes)

Rapporteurs :

D. CESARI (Directeur délégué – INRETS)

P. CHABRAND (Professeur – Université de la Méditerranée)

Membres du Jury :

O. GAGEY (Professeur d'Anatomie - Praticien Hospitalier en Chirurgie Orthopédique au Kremlin-Bicêtre)

E. MARKIEWICZ (Professeur - LAMIH - Université de Valenciennes)

P. PETIT (Docteur en biomécanique des chocs – Laboratoire d'Accidentologie et de Biomécanique)

J-H. ANCEAU (Ingénieur de Recherche - LAMIH - Université de Valenciennes)

K. BRUYERE (Chargée de Recherche – INRETS : Laboratoire de Biomécanique et de Mécanique des Chocs)

D. COUTELLIER (Professeur - LAMIH - Université de Valenciennes)

C. MASSON (Chargée de Recherche – INRETS : Laboratoire de Biomécanique Appliquée)

P.POTIER (Responsable du Laboratoire de traumatologie expérimentale et du service d'expérimentations biomécaniques – Centre Européen D'Etudes de Sécurité et d'Analyse des Risques)

1.3. EXPERIENCES PROFESSIONNELLES

2003-2005	Chargé de recherche au sein de la société VALUTEC
2005-2005	Ingénieur d'Etudes contractuel au LAMIH UMR CNRS 8201
2005-2014	Ingénieur d'Etudes R.F. au LAMIH UMR CNRS 8201
Depuis 2014	Ingénieur de Recherche R.F. au LAMIH UMR CNRS 8201

1.4. ACTIVITES D'ENSEIGNEMENT

Mon statut d'Ingénieur de Recherche ne me permet pas d'intégrer dans mon service des activités d'enseignement, je suis donc en vacation au sein de mon Université.

Année	Niveau	Nature	Discipline enseignée	Volume horaire (équivalent TD)
2017- 2018	Master 2	Tutorat de projets	Metallic insert as fastener in 3D printed parts Characterization of tholus material	24H
2018-2019	Licence 1	TP	Sciences des matériaux	24H
2019-2020	Master 2	Tutorat de projets	Biaxial tensile test fixture	12H
2019-2020	Licence 1	TP	Sciences des matériaux	45H
2020-2021	Master 2	Tutorat de projets	Adaptateur de traction équi-biaxial	12H
2020-2021	Master 1	Tutorat de projets	Développement d'un prototype de cœur instrumenté pour des applications balistiques	10H
2020-2021	Master 1	Tutorat de projets	Prototypage d'un poumon humain instrumenté	10H
2020-2021	Master 1	Tutorat de projets	Etude des structures radiolaires soumises à des sollicitations mécaniques	5H
2020-2021	Master 2	Tutorat de projets	Développement d'une structure active permettant d'influencer le mouvement du pied dans la chaussure	8H
2020-2021	Licence 1	TP	Sciences des matériaux	30H
2021-2022	Master 2	Tutorat de projets	Etude des différentes structures issues de la nature pour absorber des chocs	12H
2021-2022	Master 2	Tutorat de projets	Développement de prototypes d'organes humains instrumentés pour des applications balistiques	24H
2021-2022	Licence 1	Suivi apprenti	Suivi d'un apprenti	10H
2021-2022	Master 1	TP	Dimensionnement des structures	27H

1.5. ENCADREMENTS DOCTORAUX

Domaine de la biomécanique :

- 2006-2009 **Auperrin Audrey** : Caractérisation tissulaire pour la détermination du comportement de l'os crânien : essais mécaniques et imagerie médicale. (taux d'encadrement : 50%)
- 2007-2010 **Pascal Potier** : Contribution méthodologique à la thanatomécanique et à la thanatométrie. (taux d'encadrement : 50%)
- 2010-2013 **Olivier Mayeur** : Personnalisation géométrique et mécanique multi-échelles du thorax humain. (taux d'encadrement : 25%)
- 2010-2015 **Régis Bry** : Contribution à l'étude de la variabilité des propriétés mécaniques de l'os cortical diaphysaire d'un os porteur (fémur) et non-porteur (humérus). (taux d'encadrement : 45%)
- 2013-2017 **Manaf Karkar** : Personnalisation morpho-mécanique de la voûte crânienne humaine à différentes vitesses de sollicitations. (taux d'encadrement : 25%)
- 2015-2018 **Anthony Bracq** : Contribution à la prédiction du risque lésionnel thoracique lors de chocs localisés à travers la caractérisation et la modélisation d'impacts balistiques non pénétrants. (taux d'encadrement : 15%)
- 2016-2019 **Xavier Roothaer** : Approche multi-échelle du comportement mécanique des os porteurs et non-porteurs : vers une personnalisation des modèles numériques EF de l'être humain. (taux d'encadrement : 20%)
- 2020- **Martin Chauffer** : Développement d'un modèle numérique et physique du thorax sous sollicitations dynamiques hautes vitesses. Définition de mécanismes et critères lésionnels. (taux d'encadrement : 15%)
- 2022- **Sofiane Gersallah** : Micro-architecture et propriétés bio mécaniques de la muqueuse palatine humaine par expansion orthopédique et chirurgicale. (taux d'encadrement : 25%)

Domaine des polymères/composites :

- 2016-2020 **Vincent Dorléans** : Caractérisation et modélisation du comportement et de la rupture de thermoplastiques pour une large gamme de vitesse de déformation et de température (taux d'encadrement : 25%)

1.6. RAYONNEMENT SCIENTIFIQUE

- Projets nationaux (responsable des WP essais et caractérisation des matériaux) : ULTIMAT (Ultime Matériaux - pôle de compétitivité ITRANS), PROTEUS (Protection de la Tête des Usagers vulnérables – PREDIT), SUBSITETE (Développement d'un substitut physique et numérique de la tête humaine sous impact balistique - ANR), AXSur (Conception d'une protection thoracique à partir d'un matériau hybride élastomère - fibres tissées), AMABIOS

(Analyses Mécanique et Architecturale osseuses par tomographie sous conditions BIologiques contrôlées).

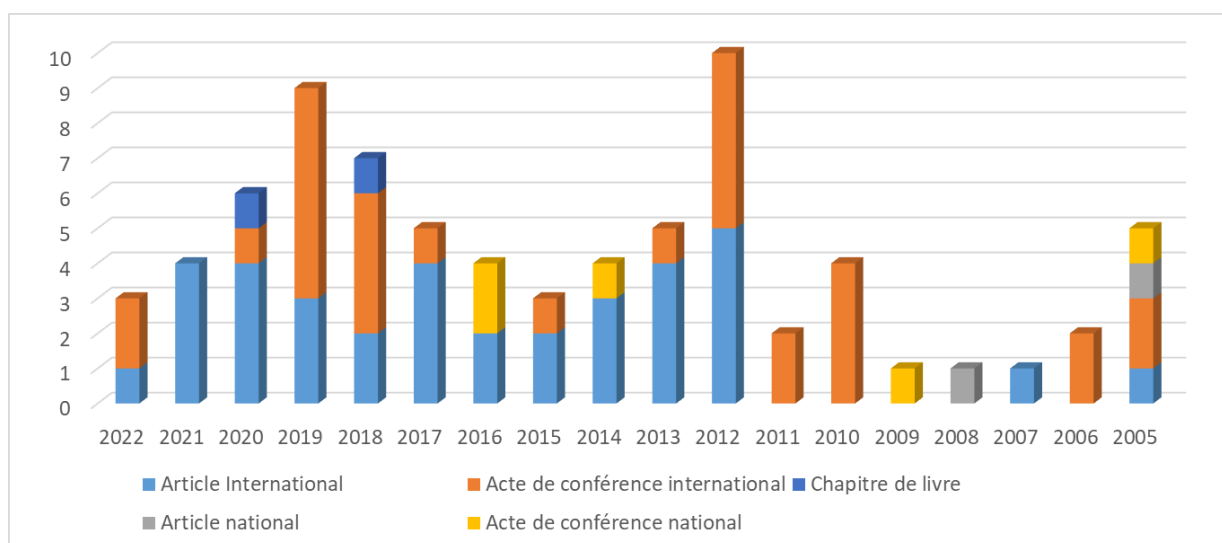
- Projet européen (responsable du WP essais et caractérisation des matériaux) : THOMO (Development of a Finite Element Model of the Human Thorax and Upper Extremities - 7ème PCRD - Thème 7 Transport-SST).
- Instigateur de contrats de thèses (Auperrin, Potier, Bry, Roothaer, Dordléans et Gersallah).
- Participation à de nombreux contrats industriels et institutionnels dans le cadre de thèses ou de contrats de recherche (moyenne de 6 par an).

1.7. VIE INSTITUTIONNELLE ET SCIENTIFIQUE

- Membre élu du Conseil de Recherche de l'UPHF (Université Polytechnique Hauts de France) depuis 2019.
- Membre élu du Conseil du Centre de Santé de l'UPHF (Université Polytechnique Hauts de France) depuis 2021.
- Membre du Groupe de travail RIPH (Recherche Impliquant les Personnes Humaines) du LAMIH (Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'informatique Industrielles et Humaines) depuis 2019
- Membre du conseil scientifique du CEESAR (Centre Européen d'Etudes de Sécurisé et d'Analyses des Risques) depuis 2015

1.8. PRODUCTION SCIENTIFIQUE

38 articles internationaux, 31 actes dans des conférences internationales, 2 articles nationaux, 2 chapitres de livre, 5 actes dans des conférences nationales et 1 dépôt de brevet français en cours (Dispositif antivibratoire pour le transport d'une substance telle qu'un vaccin à ARN messager)



- **Q1 REVUES (Journal Citation Reports)**

Domaine de la biomécanique :

- 1 Bracq A., **Delille R.**, Maréchal C., Bourel B., Lauro F., Roth S., Mauzac O. (2021). On the use of a SEBS polymer gel block as a new ballistic target to assess blunt ballistic impacts : application to a wide range of LLKE projectiles. *International Journal of Impact Engineering*, 153. [IF=4.208] [DOI=https://doi.org/10.1016/j.ijimpeng.2021.103874].
- 2 Brigaud I., Garabedian C., Bricout N., Pieuchot L., Ponche A., Deltombe R., **Delille R.**, Altan M., Bigerelle M., Anselme K. (2020). Surface Texturization of Breast Implants Impacts Extracellular Matrix and Inflammatory Gene Expression in Asymptomatic Capsules. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 145, Issue 3, pp. 542-551 [DOI=10.1097/PRS.0000000000006606].

Domaine des polymères/composites :

- 3 Potaufoux J., Odent J., Notta D., Barrau S., Magnani C., **Delille R.**, Zhang C., Liu G., Giannelis E., Muller A., Lauro F., Raquez J.-M. (2021). Mastering Superior Performance Origins of Ionic Polyurethane/Silica Hybrids. *Applied Polymer Materials*. [IF=4.089] [DOI=https://doi.org/10.1021/acsapm.1c01396].
- 4 Dorleans V., **Delille R.**, Notta D., Lauro F., Michau E. (2021). Time temperature superposition in viscoelasticity and viscoplasticity for thermoplastics. *POLYMER TESTING*, 101. [IF=4.282] [DOI=https://doi.org/10.1016/j.polymertesting.2021.107287].
- 5 Potaufoux J., Odent J., Notta D., **Delille R.**, Barrau S., Giannelis E., Lauro F., Raquez J.-M. (2020). A Comprehensive Review about the Structure-Properties of Ionic Polymeric Materials. *Polymer Chemistry*, 11, pp. 5914-5936. [IF=5.342]
- 6 Potaufoux J., Odent J., Notta D., **Delille R.**, Barrau S., Giannelis E., Lauro F., Raquez J.-M. (2020). Mechanistic insights on ultra-tough polylactide-based ionic nanocomposites. *Composites Science and Technology*. [IF=6.309] [DOI=10.1016/j.compscitech.2020.108075].
- 7 Bouzouita A., Notta D., **Delille R.**, Lauro F., Raquez J., Dubois P. (2017). Design of toughened PLA based material for application in structures subjected to severe loading conditions. Part 2. Quasi-static tensile tests and dynamic mechanical analysis at ambient and moderately high temperature. *Polymer Testing*, 57, pp. 235-244. [IF=2.35] [DOI=doi : 10.1016/j.polymertesting.2016.11.034].
- 8 Notta D., Bouzouita A., **Delille R.**, Haugou G., Raquez J., Lauro F., Dubois P. (2016). Design of toughened PLA based material for application in structures subjected to severe loading conditions. Part 1. Quasi-static and dynamic tensile tests at ambient temperature. *Polymer Testing*, 54, pp. 233-243. [IF=2.35]
- 9 Notta D., Murariu M., Odent J., **Delille R.**, Bouzouita A., Raquez J., Lauro F., Dubois P. (2015). Tailoring Polylactide Properties for Automotive Applications: Effects of Co-Addition of Halloysite Nanotubes and Selected Plasticizer. *Macromolecular materials and engineering*, 300(7), pp. 684–698, ISSN 1438-7492. [IF=2.781] [DOI=10.1002/mame.201500032].
- 10 Notta D., Odent J., **Delille R.**, Murariu M., Lauro F., Raquez J., Bennani B., Dubois P. (2014). Tailoring polylactide (PLA) properties for automotive applications: Effect of addition of designed additives on main mechanical properties. *Polymer Testing*, 36, pp. 1-9, ISSN 0142-9418. [IF=1.646]
- 11 Balieu R., Lauro F., Bennani B., **Delille R.**, Matsumoto T., Mottola E. (2013). A fully coupled elastoviscoplastic damage model at finite strains for mineral filled semi-crystalline polymer. *International Journal of Plasticity*, 51, pp. 241-270, ISSN 0749-6419. [IF=4.356]

- **Q2 REVUES (Journal Citation Reports)**

Domaine de la biomécanique :

- 1 Lam M., Vayron R., **Delille R.**, Migonney V., Falentin-Daudre C. (2022). Influence of poly(styrene sodium sulfonate) grafted silicone breast implant's surface on the biological response and its mechanical properties. *Materials Today Communications* [DOI=<https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2022.103318>].
- 2 Taddei L., Bracq A., **Delille R.**, Bourel B., Maréchal C., Lauro F., Roth S. (2021). Effect of blast loading on the risk of rib fractures:a preliminary 3D numerical investigation. *Forensic Science International*, 326, pp. 110930. [IF=2.108] [DOI=<https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2021.110930>].
- 3 Bracq A., **Delille R.**, Maréchal C., Bourel B., Roth S., Mauzac O. (2019). Rib fractures prediction method for kinetic energy projectile impact: from blunt ballistic experiments on SEBS gel to impact modeling on a human torso FE model. *Forensic Science International*, 297, pp. 177–183. [IF=1.974] [DOI=<https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2019.02.007>].
- 4 Bracq A., Haugou G., **Delille R.**, Lauro F., Roth S., Mauzac O. (2017). Experimental study of the strain rate dependence of a synthetic gel for ballistic blunt trauma assessment. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 72, pp. 138–147. [IF=3.11] [DOI=[doi:10.1016/j.jmbbm.2017.04.027](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.04.027)].
- 5 Bresson F., Ducouret J., Peyre J., Maréchal C., **Delille R.**, Colard T., Demondion X. (2012). Experimental study of the expansion dynamic of 9 mm Parabellum hollow point projectiles in ballistic gelatine. *Forensic Science International*, 219(1-3), pp. 113-118, ISSN 0379-0738. [IF=2.307]

Domaine des polymères/composites :

- 6 Nciri M., Notta D., Lauro F., Chaari F., **Delille R.**, Haugou G., Maalej Y., Zouari B. (2019). Performance over a wide range of strain rate of polypropylene reinforced by short alfa fibres. *Polymer Composites*. *Polymer Composites*, 40 (7), pp. 2850-2862. [IF=1.943]
- 7 Notta D., Nciri M., Lauro F., **Delille R.**, Chaari F., Robache F., Haugou G., Maalej Y. (2016). Coupled influence of strain rate and heterogeneous fibre orientation on the mechanical behaviour of short-glass-fibre reinforced polypropylene. *Mechanics of Materials*, 100, pp. 186-197, ISSN 0167-6636. [IF=2.636] [DOI=[10.1016/j.mechmat.2016.06.013](https://doi.org/10.1016/j.mechmat.2016.06.013)].

- **Q3 REVUES (Journal Citation Reports)**

Domaine de la biomécanique :

- 1 Roothaer X., **Delille R.**, Morvan H., Bennani B., Markiewicz é., Fontaine C. (2018). A three-dimensional geometric quantification of human cortical canals using an innovative method with micro-computed tomographic data. *Micron*, 114, pp. 62-71 [DOI=[10.1016/j.micron.2018.07.006](https://doi.org/10.1016/j.micron.2018.07.006)].
- 2 Rahmoun J., Auperrin A., **Delille R.**, Naceur H., Drazetic P. (2014). Characterization and micromechanical modeling of the human cranial bone elastic properties. *Mechanics Research Communications*, 60, pp. 7-14, ISSN 0093-6413. [IF=1.05]
- 3 Auperrin A., **Delille R.**, Lesueur D., Bruyere K., Masson C., Drazetic P. (2014). Geometrical and material parameters to assess the macroscopic mechanical behaviour of fresh cranial bone samples. *Journal of Biomechanics*, 47, pp. 1180-1185, ISSN 0021-9290. [IF=2.716] [DOI=[10.1016/j.jbiomech.2013.10.060](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.10.060)].

- 4 Delannoy Y., Becart A., Colard T., **Delille R.**, Tournel G., Hedouin V., Gosset D. (2012). Skull wounds linked with blunt trauma (hammer example). A report of two depressed skull fractures - Elements of biomechanical explanation. *Legal Medicine*, 14(5), pp. 258-262, ISSN 1344-6223. [IF=1.08]
- 5 **Delille R.**, Lesueur D., Potier P., Drazetic P., Markiewicz é. (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(2), pp. 101-108, ISSN 1358-8265

- **Q4 REVUES (Journal Citation Reports)**

Domaine de la biomécanique :

- 1 Karkar M., Maréchal C., **Delille R.**, Haugou G., Bresson F., Drazetic P., Colard T. (2018). INFLUENCE OF THE BONE MORPHOLOGY ON MECHANICAL BEHAVIOR OF HUMAN SKULL FOR TWO STRAIN RATE CASES. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 18, n°4, pp. 1-14 [DOI=10.1142/S021951941850046X].
- 2 Bracq A., Maréchal C., **Delille R.**, Bourel B., Roth S., Mauzac O. (2017). Methodology for ballistic blunt trauma assessment. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20, pp. 31-32. [IF=1.909] [DOI=10.1080/10255842.2017.1382846].
- 3 Bodo M., Bracq A., **Delille R.**, Maréchal C., Roth S. (2017). Thorax injury criteria assessment through non-lethal impact using an enhanced biomedical model. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 17, n°7, pp. 1-17. [IF=0.934] [DOI:10.1142/S0219519417400279].
- 4 **Delille R.**, Bennani B., Lesueur D., Drazetic P., Fontaine C., Morvan H. (2013). Experimental protocol to characterise damage of appendicular bone. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16(S1), pp. 284-286, ISSN 1025-5842. [IF=1.393]
- 5 Maréchal C., Karkar M., **Delille R.**, Haugou G., Bresson F., Colard T. (2013). Original experimental ballistic set-up for mechanical behaviour characterisation of the cranial bone. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16(S1), pp. 209-210, ISSN 1025-5842. [IF=1.393]
- 6 Mayeur O., Chaari F., **Delille R.**, Drazetic P., Markiewicz é. (2012). Analysis of the cortical bone thickness of human thorax based on multi-scale imaging techniques. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(S1), pp. 279-280, ISSN 1025-5842. [IF=1.393]
- 7 Bry R., Bennani B., **Delille R.**, Morvan H., Hault-dubrulle A., Fontaine C. (2012). Mechanical characterisation under cycling loading of humerus cortical bone. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(S1), pp. 274-276, ISSN 1025-5842. [IF=1.393]
- 8 Hault-dubrulle A., Robache F., **Delille R.**, Lesueur D., Drazetic P., Morvan H., Wavreille G., Demondion X., Fontaine C. (2012). Influence of pre-crash driver posture on injury outcome: airbag interaction with human upper extremities. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(S1), pp. 295-297, ISSN 1025-5842. [IF=1.393]
- 9 Vandenbulcke F., Bruyere K., Masson C., **Delille R.**, Lesueur D., Drazetic P. (2012). Comparison of geometrical models of cranial bone samples for the identification of an apparent elastic modulus. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(S1), pp. 303-304, ISSN 1025-5842. [IF=1.393]
- 10 Delille C., Masson C., Drazetic P., **Delille R.**, Markiewicz é., Canaple B., Cesari D. (2002). Quasi-static testing of specimens from embalmed human skull : experimental data. *Archives of Physiology and Biochemistry*, 110, pp. 28

- 11 **Delille R.**, Delille C., Drazetic P., Masson C., Markiewicz é., Canaple B., Cesari D. (2002). Quasi-static testing of specimens from embalmed human skull : numerical phase. Archives of Physiology and Biochemistry, 110, pp. 39

- **REVUES (non référencé dans Journal Citation Reports)**

Domaine de la biomécanique :

- 1 Roothaer X., **Delille R.**, Morvan H., Markiewicz é., Fontaine C. (2020). A Comparison Between Bearing and Non-bearing Human Bone: Mechanical Testing and Micro-Architecture Assessment. Mechanics of Biological Systems and Materials & Micro-and Nanomechanics, 4, pp. 49-56
- 2 Bracq A., **Delille R.**, Bourel B., Maréchal C., Haugou G., Lauro F., Roth S., Mauzac O. (2019). Numerical Recreation of Field Cases on a Biofidelic Human FE Model Involving Deformable Less-Lethal Projectiles. Human Factors and Mechanical Engineering for Defense and Safety, 3 (1), pp. 5
- 3 Autuori B., Delille C., **Delille R.**, Bruyere K., Masson C., Drazetic P. (2005). Assessment of the FE model mesh influence on the mechanical properties identified for cranial bone on cranial bone: experimental and numerical investigations. Revue Européenne des Elements Finis, Biomechanics of impact, 14(4/5), pp. 379-395

Domaine des polymères/composites :

- 4 Mars J., Wali M., **Delille R.**, Dammak F. (2015). Low Velocity Impact Behavior of Glass Fibre-Reinforced Polyamide. Multiphysics Modelling and Simulation for Systems Design and Monitoring, 2, pp. 469-479, ISSN 2363-698X

2. INTRODUCTION GENERALE

Comme vous avez pu le constater dans mon CV, mon parcours est purement universitaire. Après l'obtention de mon Diplôme d'Etudes Approfondi en 2002, Monsieur le Professeur Pascal Drazetic m'a fait confiance en me proposant un poste d'Ingénieur d'Etudes contractuel au LAMIH UMR CNRS 8201 (Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'informatique Industrielles et Humaines) au sein de l'UPHF (Université Polytechnique Hauts de France). J'ai intégré une équipe de recherche dans le domaine de la biomécanique des chocs dans le cadre du programme PREDIT GO4 PROTEUS (PROtection de la TEte des USagers vulnérables). L'expérience acquise dans ce projet m'a permis d'obtenir en 2005 le concours externe d'Ingénieur d'Etudes RF en techniques expérimentales. La reconnaissance de mes compétences scientifiques s'est traduite par l'obtention d'une thèse de doctorat en 2007 intitulée « Contribution à la compréhension du comportement mécanique de l'os du crâne humain sous différents moyens de conservation et de sollicitation ». J'ai développé de nombreuses compétences dans le domaine expérimental qui m'ont permis de devenir Ingénieur de Recherche RF en 2014. Mes compétences expérimentales vont au-delà du domaine de la biomécanique mais ne feront pas l'objet de ce mémoire. J'ai préféré focaliser mon HDR (Habilitation à Diriger des Recherches) sur mes activités dans le domaine de la biomécanique des chocs.

Ce mémoire d'HDR s'inscrit principalement dans le contexte de la sécurité automobile, puis s'est étendu au fur et à mesure des années dans les domaines sportifs et balistiques. Conscient, d'un point de vue mécanique, que les vitesses de déformation ne sont pas du tout les mêmes suivant ces trois applications, ma contribution sera différente en termes de protocoles, de caractérisations, etc

Ma recherche se focalise principalement sur la personnalisation géométrique et mécanique de différents segments anatomiques humains à différentes échelles. La difficulté de travailler sur du vivant est que chaque être est unique. Des stratégies seront décrites dans ce mémoire (comme normaliser des variables d'un sujet par rapport à une valeur de référence) pour développer des lois paramétriques. Je parlerai souvent d'inter individualité et d'intra individualité. « L'inter » permet de regarder un même paramètre dans différents SHPM et « l'intra » permet d'analyser ce même paramètre dans un même sujet. Le mot « personnalisation » peut être compris de différentes manières donc je préfère expliquer ce que j'entends derrière ce mot : je souhaite trouver des passerelles entre les différentes échelles des segments anatomiques et leurs comportements mécaniques. Concrètement, je souhaiterais que l'on obtienne, avec une variable (ou plusieurs) architecturale, le comportement mécanique du segment humain étudié. Si je pousse un peu plus loin l'idée, je souhaiterais qu'à l'aide d'une variable non intrusive (émanant par exemple d'un scanner médical), on puisse prédire le comportement mécanique. Je parle de différentes échelles car les capacités actuelles des scanners médicaux vont encore évoluer. Je pense que nous

pourrons avoir accès, dans plusieurs années, à des paramètres microscopiques sur des patients.

D'un point de vue architecture, ce mémoire permettra de mettre en exergue plusieurs techniques de mesures possibles suivant les différentes zones anatomiques étudiées. Je parlerai principalement de deux échelles : la macroscopique pour des mesures de l'ordre du millimètre et microscopique pour des mesures aux microns.

Au niveau de l'expérimentation en biomécanique, on peut faire notre recherche (donc des essais mécaniques) sur des personnes volontaires, des SHPM (Sujet Humain Post Mortem), des animaux (vivant ou mort) ou des mannequins (substituts de l'être vivant). Dans ce mémoire, les études mécaniques présentées, proviendront principalement de SHPM. Ce type d'expérimentation est le meilleur choix actuel puisque c'est celui qui se rapproche le mieux de l'être humain vivant. D'autres problématiques viennent se rajouter à l'étude sur SHPM, la principale est l'effet du moyen de conservation que l'on a employé pour garder le sujet le plus proche d'un être vivant. Il en existe trois : l'un dit « frais » (le SHPM ou la pièce anatomique est conservé à 4°C maximum 15 jours après son décès), les liquides de conservation et la congélation. La congélation à -20°C est celle la plus usitée actuellement puisque les liquides de conservation ont fort été décriés ces dernières années. Trois sont ou ont été utilisés : le formol (plus utilisé actuellement), le Winckler (composé de formol, alcool et glycérine) et le Biomet (méthanol, eau distillée, glycérine et phénol). Pas mal d'études se sont attachées à connaître l'influence du moyen de conservation sur la réponse mécanique. Il en sort que le formol est celui qui altère le plus l'os. Pour le reste, des études se contredisent et il est assez difficile de dire qu'un moyen de conservation est mieux qu'un autre. L'étude que l'on cite le plus souvent est celle de Crandall [CRA 94] où il étudie 6 méthodes de conservation. Malheureusement son étude s'est portée sur des côtes prélevées sur 13 vaches. On pourrait se poser la question si l'influence observée sur des côtes de vaches serait la même sur une côte humaine. Si je résume sur les moyens de conservation, il est important de garder en mémoire pour chaque expérimentation biomécanique le moyen de conservation utilisé. Dans ce mémoire, des échantillons proviendront de SHPM dits « frais », congelés, conservés dans du Winckler et du Biomet. J'aurai donc l'occasion de donner mon analyse sur l'influence du moyen de conservation sur la réponse mécanique.

Si je fais le même parallèle que l'influence du moyen de conservation, pas mal d'études ont confronté l'âge et le sexe des sujets testés aux réponses mécaniques. Nous aurons également l'opportunité d'en reparler dans ce mémoire mais sans vouloir « spoiler » la fin, je préfère m'intéresser aux paramètres architecturaux d'un sujet plutôt que son âge ou son sexe. La qualité de vie du sujet étant pour moi un facteur important sur la réponse mécanique d'un échantillon provenant d'un SHPM.

La localisation/l'orientation des échantillons prélevés, ainsi que les conditions d'essais (type, vitesse, etc) sont également des paramètres importants sur la réponse mécanique. Le protocole d'expérimentation (de l'extraction des éprouvettes aux essais mécaniques) est un élément important dans les expérimentations biomécaniques. Il est déjà important pour des

applications classiques et devient majeur pour les applications biomécaniques. Beaucoup de facteurs sont à prendre en compte, chaque éprouvette est unique. Pour les différentes études présentées par la suite, une attention particulière a été portée sur le protocole d'extraction d'éprouvette. Je n'entrerai pas dans les détails des protocoles expérimentaux dans ce mémoire, je vais uniquement me concentrer sur l'analyse des essais pour aller vers de la personnalisation, les détails étant dans les mémoires de thèse. Il faut juste garder en mémoire que pour moi la qualité du protocole permet d'avoir une confiance au niveau des résultats.

Afin de personnaliser l'os humain, je vais chercher à identifier les architectures à différentes échelles, de les quantifier et développer des modèles mathématiques pour retrouver des paramètres architecturaux, bien sûr en minimisant les paramètres d'entrée du modèle. On pourra voir qu'il est possible de retrouver des paramètres à l'échelle microscopique à l'aide de paramètres à l'échelle macroscopique (et inversement). La partie comportement mécanique sera évidemment présentée et on essaiera de trouver des relations entre les paramètres architecturaux et mécaniques. Des stratégies très proches (pour ne pas dire les mêmes) seront appliquées sur trois régions anatomiques : le crâne, le thorax et les membres appendiculaires (humérus et fémur).

3. LE CRANE

Le crâne humain est le segment corporel que j'ai le plus étudié et qui a permis de faire de nombreuses collaborations avec l'Université Gustave Eiffel (ex IFSTTAR, Institut Français des Sciences et Technologies des Transports, de l'Aménagement et des Réseaux), le CEESAR (Centre Européen d'Etudes de Sécurité et d'Analyse des Risques), le LAB (laboratoire d'accidentologie, biomécanique et d'études du comportement humain), DAIMLER, le PMOI (Laboratoire de Physiopathologie des Maladies Osseuses Inflammatoires), les Universités de Strasbourg, Lille et Paris. J'ai eu l'opportunité d'encadrer 2 thèses sur le sujet, celle d'Audrey Auperrin [AUP 09] en 2009 (Caractérisation tissulaire pour la détermination du comportement de l'os crânien : essais mécaniques et imagerie médicale) et celle de Karkar Manaf [KAR 17] en 2017 (Personnalisation morpho-mécanique de la voûte crânienne humaine à différentes vitesses de sollicitations). Bien entendu, je me permettrai d'intégrer ma thèse [DEL 07] à cette liste.

Deux stratégies ont été employées pour étudier le crâne humain : l'une où on considère l'épaisseur du crâne humain homogène et l'autre où l'on distingue les trois couches (table interne/externe et diploë). Bien entendu, en fonction des cas, nous serons à différentes échelles. L'objectif général étant de personnaliser d'un point de vue géométrique et mécanique le crâne humain.

3.1. PERSONNALISATION GEOMETRIQUE

3.1.1 Echelle macroscopique

A l'échelle macroscopique, l'étude s'est portée sur 15 SHPM masculins dont le moyen de conservation est dit « frais ». La médiane des sujets en terme d'âge est de 72 ans (Figure 3-2). Les calottes ont été prélevées à l'aide d'une scie chirurgicale. A cette échelle, la stratégie est de personnaliser l'épaisseur globale du crâne. On souhaite à l'aide d'une seule épaisseur (mesurée) savoir si on peut estimer la variation d'épaisseur d'une calotte entière. Pour extraire les épaisseurs, un scanner 3D sans contact VIVID 910 de chez Konica Minolta a été employé. On s'est arrêté sur cet équipement puisqu'il permettait d'avoir une résolution de 0.1 mm alors qu'à l'époque, les scanners médicaux que l'on disposait permettaient d'avoir une résolution de 0.8 mm. 22 acquisitions pour chaque crâne ont été réalisées à l'aide du scanner 3d sans contact. Après reconstruction des acquisitions, un modèle STL est généré. Les modèles numériques (STL) étant reconstruits, il a fallu définir un repère « anatomique » qui pouvait être reproduit sur les 15 crânes. Il a été choisi de prendre un plan parallèle XY au plan de Francfort et qui passe par les sinus. L'origine passe par le maximum de la calotte en Z et par le centre de la suture sagittale (Figure 3-1).

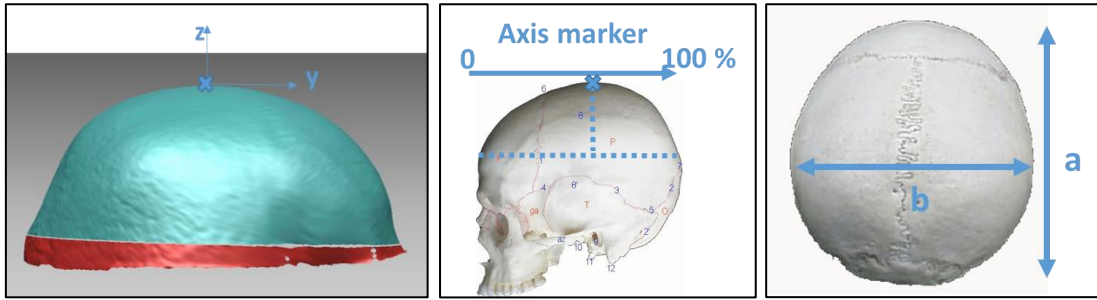


FIGURE 3-1 : DEFINITION DU REPERE ANATOMIQUE.

L'indice céphalique Ich (rapport entre la largeur maximale et la longueur maximale du crâne) de nos sujets a pu être déterminé et a permis de mettre en avant une majorité (8) de sujets mésocéphales (du grec ancien kephalè : tête, et mésos : milieu). La répartition des familles des crânes est décrite Figure 3-2.

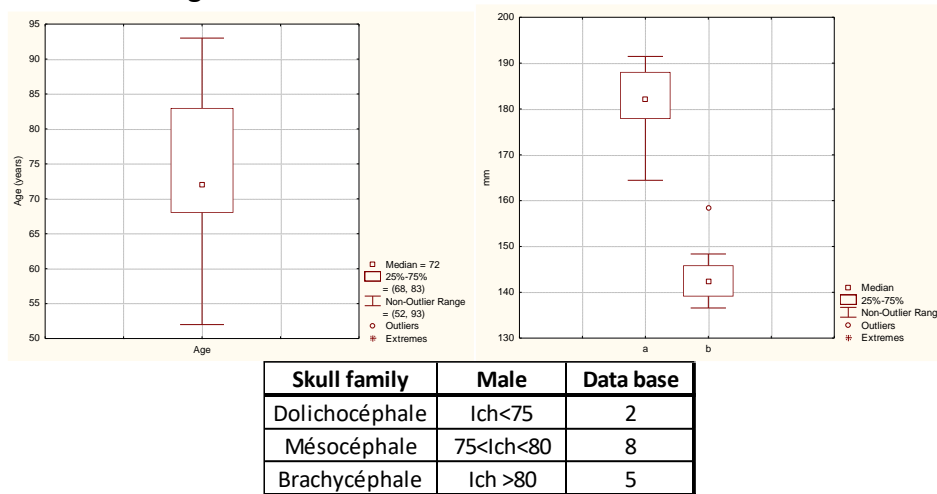


FIGURE 3-2 : REPARTITION DES AGES DES 15 CALOTTES PRELEVEES ET DES FAMILLES DE CRANES.

Pour l'ensemble des sujets, 8 plans XZ équidistants ont été définis (figure3-3). L'intersection entre la surface externe de la table externe et ces plans permet de définir des courbes. Pour chacune de ces courbes, 10 points équidistants sont définis. Pour chacun de ces points, la distance minimale entre ce point et la surface interne de la table interne est déterminée. Pour chaque crâne, nous disposons donc de 80 épaisseurs, situées anatomiquement aux mêmes proportions. Un exemple de répartition d'épaisseur sur un sujet est présenté Figure 3-3.

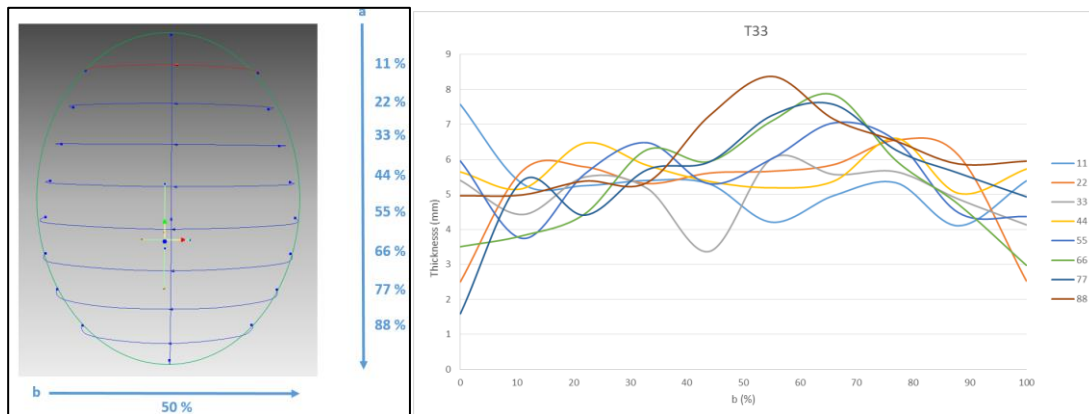
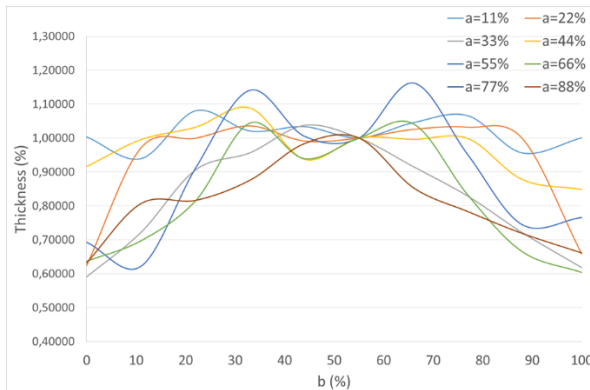


FIGURE 3-3 : EXEMPLE DE VARIATION D'ÉPAISSEUR SUR UN SUJET.

Pour mettre en place le paramétrage de l'épaisseur, il a été choisi de normaliser chaque épaisseur des plans XZ par sa valeur de b égale à 55% (pour éviter d'avoir un point sur la suture sagittale). C'est la première fois que je parle de normalisation d'un paramètre. Sans cela, il est impossible de comparer les sujets entre eux et de développer des lois paramétriques permettant la personnalisation. Pour les épaisseurs du crâne ; l'idée ici étant de dire que si on connaît les 10 épaisseurs proches de la suture sagittale (b=55%), on arrive à prédire les 70 autres épaisseurs (Figure 3-4). Une moyenne a été réalisée pour chaque « coupe a » des 15 crânes. Ensuite un polynôme a été identifié pour chaque coupe.



a (%)	Modèle prédictif de la médiane des épaisseurs
11	$Th_{a=11} = 0.9569 + 0.0281 * b - 0.0025 * b^2$
22	$Th_{a=22} = -0.069 + 0.9511 * b - 0.2844 * b^2 + 0.0336 * b^3 - 0.0011 * b^4 - 2.6348E-5 * b^5$
33	$Th_{a=33} = 0.8877 + 0.0598 * b - 0.0064 * b^2$
44	$Th_{a=44} = 0.5063 + 0.1595 * b - 0.0148 * b^2$
55	$Th_{a=55} = 0.398 + 0.232 * b - 0.0201 * b^2$
66	$Th_{a=66} = 0.3824 + 0.2266 * b - 0.0208 * b^2$
77	$Th_{a=77} = 0.4213 + 0.1883 * b - 0.017 * b^2$
88	$Th_{a=88} = 0.5063 + 0.1595 * b - 0.0148 * b^2$

FIGURE 3-4 : REPARTITION DES MEDIANES POUR CHAQUE COUPE APRES NORMALISATION ET MODELE PARAMETRIQUE DE PREDICTION.

Pour aller plus loin dans la personnalisation et n'avoir qu'une seule épaisseur en entrée du modèle, le même type d'analyse a été réalisé sur la coupe sagittale à b=55%. On décide de normaliser cette coupe par l'épaisseur à a=0%, ce qui correspond à une épaisseur dans la zone frontale du crâne. On obtient après normalisation :

$$Th_{b=55} = 1.26 - 0.33 * a + 0.053 * a^2 - 0.0023 * a^3 \quad (1)$$

Ne pouvant pas afficher toutes les courbes, la Figure 3-5 présente le résultat obtenu sur la coupe sagittale à b=55% pour 2 sujets. Pour le sujet 148, nous obtenons une erreur médiane de 8.4 % entre la prédiction et l'épaisseur réelle et pour le sujet T33 de 15.7 %.

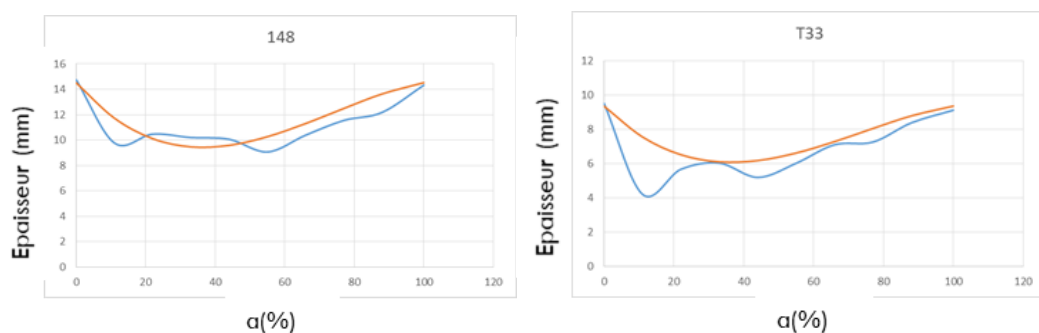


FIGURE 3-5 : EXEMPLE SUR 2 SUJETS DE LA VARIATION D'ÉPAISSEUR RÉELLE (EN BLEU) ET LE MODÈLE PRÉDICTIF (EN ORANGE).

Cette analyse a été réalisée sur l'ensemble des courbes et a permis d'observer une erreur moyenne de 16.4 % sur l'ensemble des 80 points de mesure par sujet. En fonction des coupes, cette erreur fluctue entre 12 et 24 %. Pour rappel, 1230 épaisseurs ont permis d'identifier ce modèle paramétrique. Ce modèle de prédiction à l'échelle macroscopique permet en

connaissant une seule épaisseur d'un sujet (dans notre cas une épaisseur de la zone frontale) de prédire l'épaisseur de l'ensemble du crâne. Ce résultat est très intéressant puisqu'il a permis de montrer, qu'inter-individuellement et intra-individuellement, on pouvait trouver des relations géométriques globales entre les sujets étudiés.

3.1.2 Echelle microscopique

Nous avons mis en évidence, qu'à l'échelle macroscopique, nous arrivons à prédire l'épaisseur du crâne dans les trois zones osseuses (frontal, pariétaux gauche et droit). L'enjeu à l'échelle microscopique est donc de trouver un lien entre l'épaisseur totale et les trois couches constitutives de l'épaisseur d'un crâne (diploé, tables externe et interne).

Pour cette étude, nous avons utilisé 4 crânes (le moyen de conservation étant la congélation) d'âge moyen de 78 ans. Un sujet sur les quatre était féminin. Les sujets font principalement partie de la famille des dolichocéphales.

Des carottages de diamètre 9 mm ont été réalisés en utilisant une cartographie précise sur les 4 calottes. Cela a permis d'extraire 220 échantillons (Figure 3-6). Le nombre de carottes est fonction de la taille des sujets.

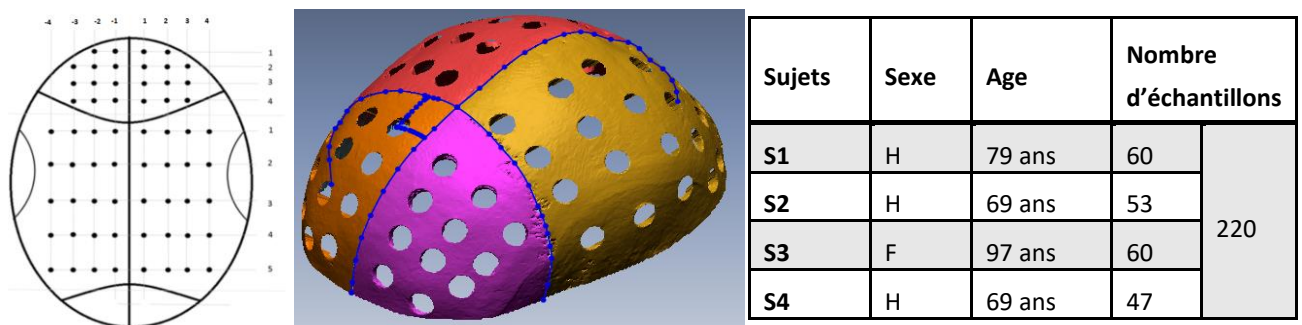


FIGURE 3-6 : CARTOGRAPHIE DE PRELEVEMENT DES ECHANTILLONS.

Chaque échantillon a été scanné à l'aide du μ tomographe Skyscan 1172 à une résolution de 10 μ m (tension de 80KV et ampérage de 100 μ A). Un algorithme d'Otsu a été utilisé pour seuiller les échantillons afin d'être le moins dépendant de l'utilisateur.

Il faut savoir qu'il est très difficile de définir les transitions entre les différentes couches (entre la table externe et le diploé et de même entre le diploé et la table interne). Dans la littérature, on trouve des valeurs fixes comprises entre 0.7 et 0.8 de Ba/Ta; Ba étant le Bone Area (surface d'os) et Ta, le Total Area (la surface totale) pour chaque coupe d'os. Afin d'être non arbitraire, on a choisi d'effectuer en parallèle de l'analyse du Ba/Ta, la dérivée de celle-ci ; le pic de la dérivée étant pour nous la frontière entre les couches. Afin d'avoir la meilleure transition entre les couches, il a été choisi de repositionner les échantillons, d'un côté par rapport à la normale à la surface externe de la table externe et de l'autre côté la normale à la surface interne de la table interne. Sur la Figure 3-7, les points P2 et P5 permettent de déterminer la limite entre chaque couche. La valeur de la limite fluctue effectivement entre 0.7 et 0.8 du Ba/Ta mais n'est pas fixe entre les échantillons et sujets.

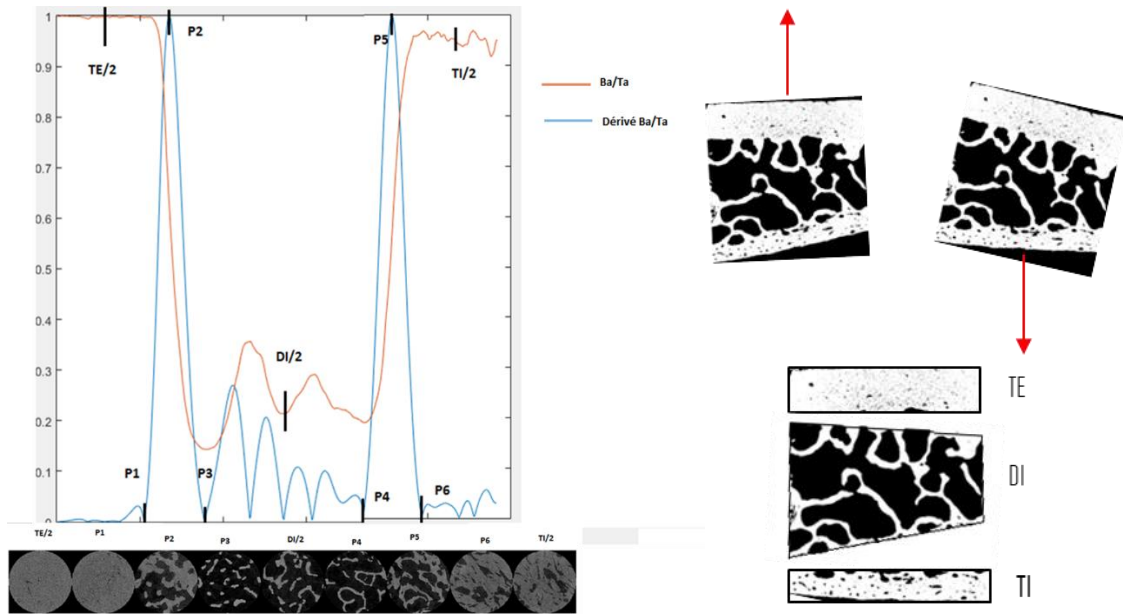


FIGURE 3-7 : EXEMPLE D'ANALYSE DES COUPES SUR UN ECHANTILLON.

Après séparation des 3 couches sur l'ensemble des 220 échantillons, une analyse descriptive a permis de mettre en avant un lien fort entre l'épaisseur de diploé et l'épaisseur totale (Figure 3-8) :

$$Th_{\text{diploé}} = 1.225 * Th_{\text{total}} - 3.483 \quad R^2=0.77 \text{ et } n=220. \quad (2)$$

La variation d'épaisseur entre table externe et interne a été considérée constante :

$$\frac{Th_{TE}}{Th_{TI}} = 2.05 \quad (3)$$

Et on obtient :

$$Th_{TI} = \frac{Th_{\text{total}} - Th_{\text{Diploé}}}{3.05} \quad (4)$$

$$Th_{TE} = 2.05 * \frac{Th_{\text{total}} - Th_{\text{Diploé}}}{3.05} \quad (5)$$

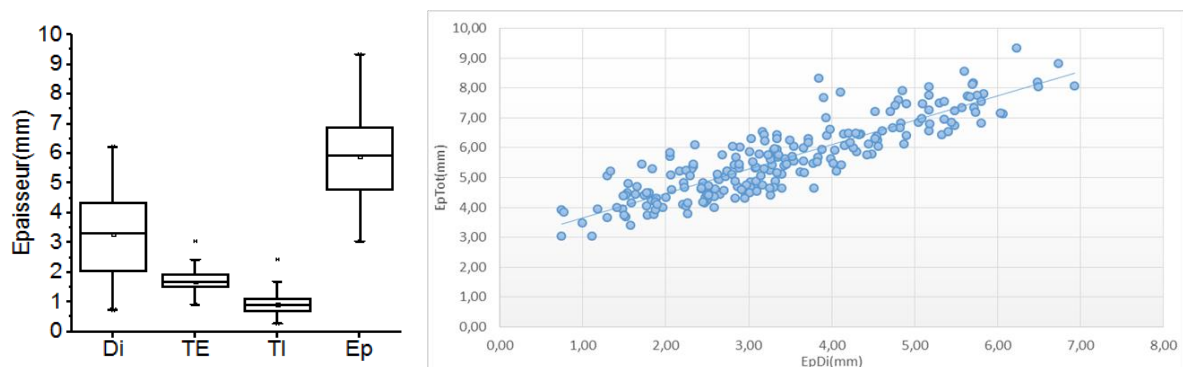


FIGURE 3-8 : RELATION ENTRE L'ÉPAISSEUR DE DIPLOE ET L'ÉPAISSEUR TOTALE : N=220.

La stratégie à cette échelle n'a pas été de passer par de la normalisation vu qu'un lieu fort a été trouvé entre le diploé et l'épaisseur totale. Connaissant les polynômes des variations d'épaisseurs globales, on peut également trouver facilement ceux des épaisseurs de diploés.

Le modèle à l'échelle microscopique a été validé sur 1 sujet non utilisé pour déterminer les relations. C'est un homme de 61 ans, 3 échantillons pris dans la zone frontale et pariétale ont servi de référence. Le même protocole que précédemment a été réalisé sur ce sujet (même résolution au niveau μ tomographe). En donnée d'entrée, seule l'épaisseur totale a été utilisée. Lorsque l'on compare les valeurs prédites et réelles au niveau de l'épaisseur totale, nous obtenons une erreur moyenne de 8.1% dans la zone frontale et 15 % pour les zones pariétales. Concernant l'épaisseur de diploé, une erreur moyenne de 19.4 % a été observée dans la zone frontale et 22.2 % pour le pariétal.

Bien entendu, on observe que plus l'erreur sur l'épaisseur totale est minime, plus le modèle prédit correctement l'épaisseur de diploé. Les erreurs observées peuvent paraître importantes mais permettent de faire une avancée au niveau de la personnalisation des épaisseurs de couches.

En couplant les deux échelles étudiées, cela permet avec une seule épaisseur de paramétrer un modèle Eléments Finis (ou autre) avec 3 couches dans trois zones osseuses (frontale, pariétale droit et gauche).

3.2. PERSONNALISATION MECANIQUE

La personnalisation mécanique est un enjeu très important vu que l'on souhaite trouver des relations inter et intra individuelles sur les paramètres mécaniques. Afin d'éviter de faire des tests mécaniques, il faut identifier des relations entre paramètres architecturaux et mécaniques. Concernant le crâne, deux stratégies ont été employées. L'une où les trois couches du crâne sont considérées homogènes, des essais de flexions trois points sur échantillons ont été réalisés. L'autre où les trois couches sont distinctes, des essais de compressions sur éprouvettes ont été menés.

3.2.1 Comportement mécanique en flexion trois points avec trois couches homogènes (échelle macroscopique)

Le premier objectif du modèle homogène du crâne humain a été de disposer d'une base de données importante sur des échantillons issus de SHPM dit « frais ». En effet, dû à l'inter et intra individualité des réponses mécaniques des sujets, il est très difficile de dire si une dispersion observée lors de tests mécaniques est dû aux moyens de conservations ou non.

21 sujets masculins, d'âge moyen 75 ans (entre 52 et 95 ans) dit « frais » (Figure 3-9) ont permis d'extraire 307 éprouvettes suivant un protocole spécifique de cartographie de prélèvement des échantillons. En termes de répartition en famille de crâne, 7 % sont dolichocéphales, 53 % mésocéphales et 40 % de Brachycéphales. On aura donc tendance à avoir des épaisseurs de crânes représentatives de sujets moyens et grands. Il est dommage que l'on n'ait pas pu avoir accès aux tailles et poids des SHPM.

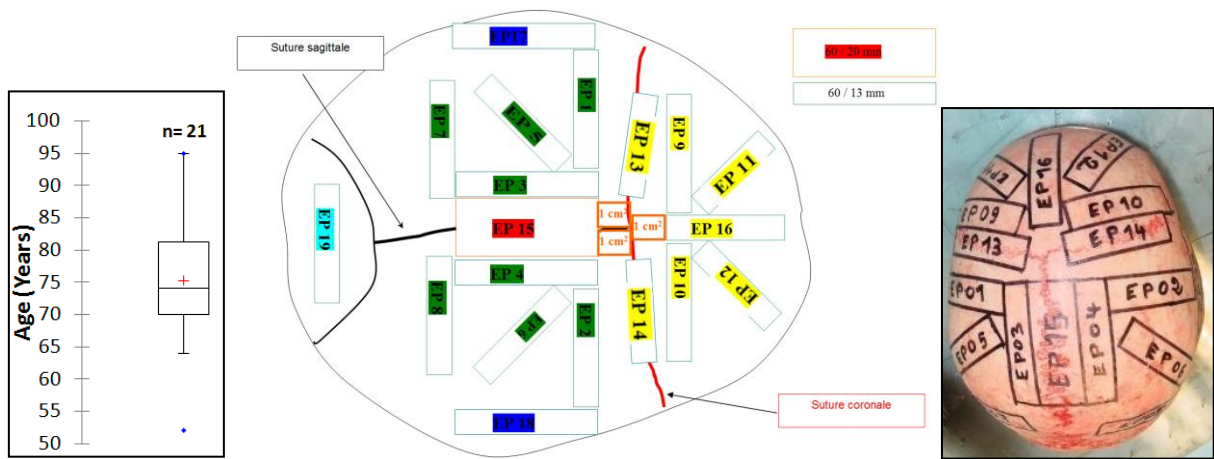


FIGURE 3-9 : CARTOGRAPHIE SCHEMATISEE DE LA TETE.

Le prélèvement des éprouvettes a été réalisé à l'aide d'une scie chirurgicale. Les échantillons ont été ensuite testés en flexion trois points à 10 mm/min. Les 3 appuis ont les mêmes dimensions : demi-cylindres de diamètre 5 mm et longueur 30 mm. L'écartement entre les deux appuis est fixé à 40 mm. Le déplacement machine (impacteur du haut) et une cellule d'effort de 5 KN sont employés.

Pour calculer le module d'élasticité équivalent, la théorie des poutres est utilisée (hypothèse d'une poutre droite avec largeur et épaisseur constantes). La seule subtilité se trouve au niveau du calcul de l'inertie quadratique. Elle est calculée en fonction de l'épaisseur et de la largeur au centre de l'éprouvette propre à chaque échantillon. Le profil de la poutre est considéré creux afin de prendre en compte la porosité. Le pourcentage minéral (spécimen calciné pendant 40 minutes à 600°C) de chaque échantillon intervient dans le calcul de la section. La porosité de l'échantillon est ramenée au centre de l'élément.

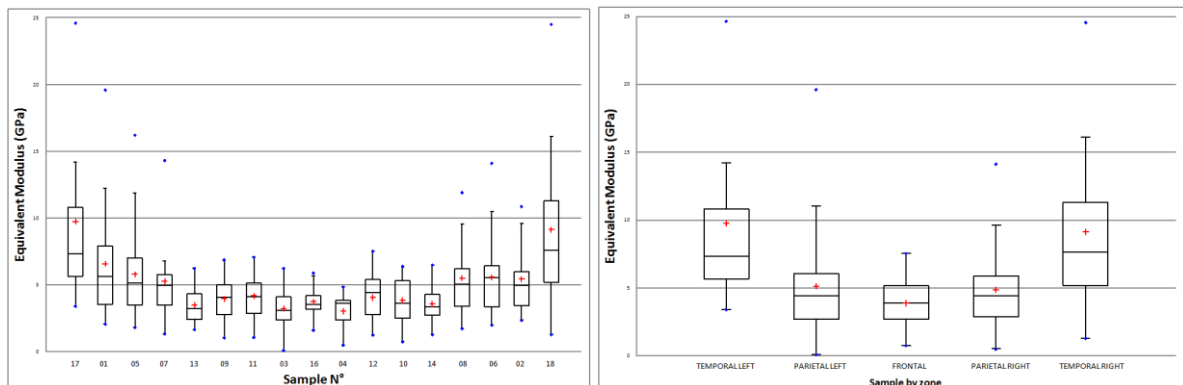


FIGURE 3-10 : MODULE D'ELASTICITE EQUIVALENT EN FLEXION TROIS POINTS A 10MM/MIN (N=307).

Sur les 307 essais réalisés, on observe qu'intra individuellement, le module d'élasticité équivalent est dépendant de la zone sollicitée (Figure 3-10). En effet, on observe que le module le plus bas est dans la zone frontale (3.8 GPa) et le plus haut se situe dans la zone temporale (7GPa). De manière globale, on observe une symétrie entre le pariétal droit et gauche (4.7 GPa). Cette variation de module dans les différentes zones est complètement en adéquation avec les épaisseurs de diploé. La structure a donc un rôle prédominant sur la

réponse mécanique. Dans la même démarche de personnalisation, des relations entre les différentes zones osseuses ont été mises en place. Si l'on connaît un module dans une zone, on peut extrapoler les modules dans les autres zones :

$$E_{eq\ parietal} = 1.31 * E_{eq\ frontal} \quad (6)$$

$$E_{eq\ temporal} = 2.54 * E_{eq\ frontal} \quad (7)$$

Une des questions qui revient assez souvent est de savoir s'il existe une relation entre l'âge et la réponse mécanique. La Figure 3-11 à gauche montre les modules identifiés sur l'ensemble des éprouvettes prélevées par crâne en fonction de l'âge des SHPM. Aucune tendance ne ressort. On aurait pu s'attendre à avoir des tendances avec la densité (ou le % minéral) mais là également on ne peut pas conclure. Une seule relation a fait apparaître une corrélation entre des paramètres architecturaux et un paramètre mécanique à 10 mm/min:

$$E_{Eq} = 10^6 * (\rho_{réelle} * Th_{total})^{-2.3498} \quad (8)$$

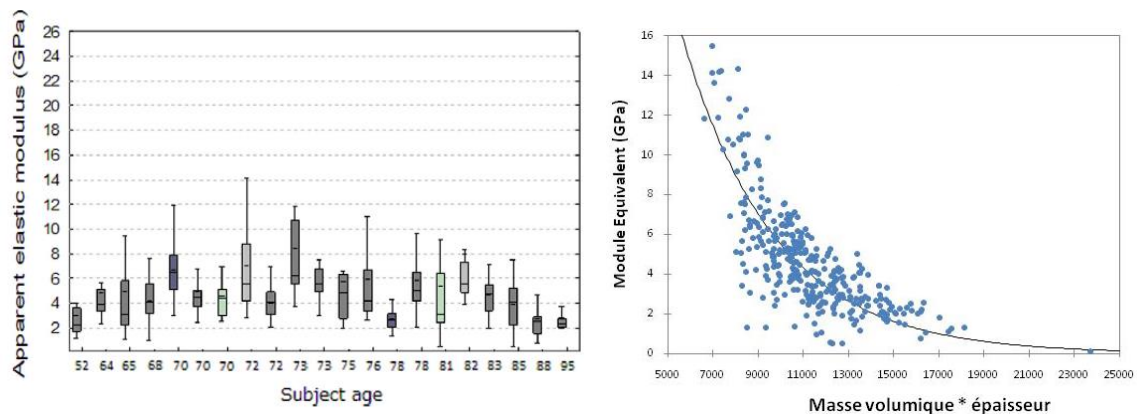


FIGURE 3-11 : RELATION ARCHITECTURE/MECANIQUE EN FLEXION TROIS POINTS.

L'effet de vitesse est étudié à l'aide d'une autre campagne d'essai. Le protocole d'extraction des éprouvettes est exactement le même que celui présenté précédemment. Trois SHPM masculins dit « frais » (âge moyen de 89 ans) ainsi que trois SHPM masculins conservés dans du Winckler (âge moyen de 93 ans) et un SHPM féminin congelé (âge de 90 ans) sont considérés dans cette campagne. Des essais de cyclage jusqu'à 0.4 mm (3 cycles triangulaires) de flexions trois points sont réalisés à 10 mm/min sur une machine conventionnelle. Le déplacement maximum du cycle (0,4 mm) a été choisi afin de rester dans la partie linéaire de la courbe effort/déplacement dans toutes les zones du crâne. Les mêmes échantillons sont ensuite testés à 1 m/s en flexion trois points à l'aide d'un mini puits de chute instrumenté. Les conditions limites des essais (géométrie des impacteurs) sont exactement les mêmes que lors de la campagne précédente.

La Figure 3-12 présente les résultats obtenus sur le module d'élasticité équivalent sur les 119 éprouvettes testées d'abord à 10 mm/min puis à 1 m/s. Il a été calculé exactement de la même façon que dans la partie précédente. On remarque les mêmes tendances en termes de localisation. Les éprouvettes prélevées dans la partie suture ont été rajoutées, permettant de mettre en évidence que le module est plus bas dans cette zone.

	10 mm/min		1 m/s	
ZONE	Moyenne E (MPa)	N	Moyenne E (MPa)	N
Pariétale	3731	56	9685	56
Frontale	3122	35	8151	35
Suture	2612	14	4353	14
Temporale	8654	14	12 219	14
Moyenne	4530		8602	

FIGURE 3-12 : EFFET DE VITESSE SUR LE MODULE D'ELASTICITE EQUIVALENT (MPa)

Les vitesses de déformation sont calculées à l'aide de jauges de déformations collées sur la table externe et interne. Pour les essais à 10 mm/min, nous arrivons à une vitesse de déformation moyenne de 0.001 s^{-1} et pour les essais à 1 m/s à 13 s^{-1} . Si on réalise un test de corrélation de Wilcoxon-Mann-Whitney par crâne, cela montre que l'effet de vitesse est indéniable (la plus haute valeur de p-value obtenue sur les 7 crânes est de 0.0069). L'effet de vitesse est fort important (Figure 3-13), surtout que ce sont les mêmes éprouvettes qui sont testées en statique et dynamique, on ne peut donc pas dire que cela provient de l'intra individualité. Le module est plus que doublé en effectuant un essai dix mille fois plus rapide.

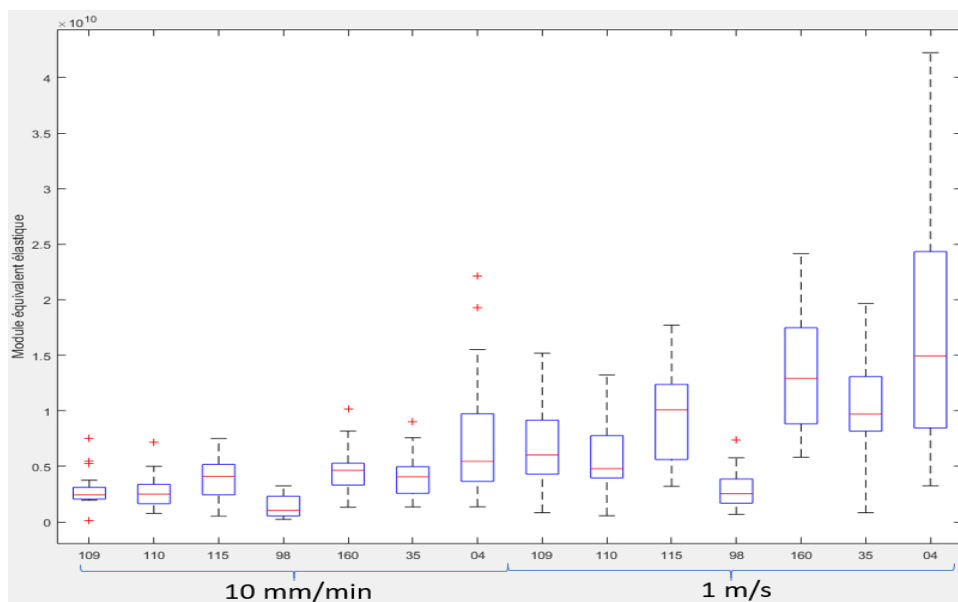


FIGURE 3-13 : MODULE EQUIVALENT PAR CRANE POUR LES DEUX VITESSES TESTEES (0.001 ET 13 S-1).

La même analyse n'a pas pu être réalisée sur la déformation à rupture. On a privilégié réaliser des cycles dans la zone élastique avec les mêmes échantillons plutôt que faire des campagnes distinctes à des vitesses de déformations différentes.

L'effet du moyen de conservation sur la réponse mécanique a pu être étudié également. Il est très difficile à évaluer puisque l'effet de la dispersion entre sujets peut être dû à l'inter individualité et non au moyen de conservation. Pour minimiser l'inter individualité on est parti

sur le postulat que plus la base de données sera grande moins l'effet de l'inter individualité sera présent. Avec ce qui a été présenté auparavant, nous disposons de 23 SHPM (368 échantillons) dits « frais » et 3 SHPM (54 éprouvettes) conservés dans du Winckler. Il manque l'un des moyens de conservation le plus utilisé actuellement : la congélation. Nous avons donc réalisé une nouvelle campagne d'essai sur 7 SHPM masculins conservés à l'aide de la congélation et ajouté 3 SHPM conservés dans du Winckler (Figure 3-14). La durée de conservation étant probablement importante pour cette analyse, elle est détaillée dans la Figure 3-14 pour la congélation et le Winckler. Concernant les sujets issus de SHPM dits « frais », les essais sont réalisés très rapidement après le décès => minimum : 8 jours, maximum : 23 jours et moyenne de 13 jours.

N°Tête	Sexe	Age (année)	Famille de crâne	Conservation	Durée (jours)
T30	H	68	Brachycéphale	Congelé	508
T31	H	82	Brachycéphale		102
T32	H	85	Brachycéphale		120
T33	H	76	Brachycéphale		418
T35	H	88	Brachycéphale		263
T36	H	82	Dolichocéphale		62
98	F	90	Mésocéphale		25
160	H	76	Dolichocéphale	Winckler	546
35	H	93	Dolichocéphale		91
4	H	96	Brachycéphale		157
148	H	83	Dolichocéphale		NC
113	H	93	Dolichocéphale		NC
69	H	85	Mésocéphale		NC

FIGURE 3-14 : CARACTERISTIQUES GENERALES DES SUJETS CONGELES ET WINCKLER.

Le même protocole qu'auparavant a été utilisé sur la campagne d'essais sur les SHPM conservés par congélation et Winckler (essais de flexion 3 points à 10 mm/min). Pour étudier l'influence de la conservation, seul le module équivalent élastique est utilisé. Si l'on traite les datas dans leur globalité, la Figure 3-15 est obtenue.

	Moyen de conservation					
	FRAIS		WINCKLER		CONGELE	
	E (MPa)	N	E (MPa)	N	E (MPa)	N
Médiane	4 101	368	4 122	102	6 720	105
Ecart-type	2 045		2 212		2 775	

FIGURE 3-15 : RESULTATS GLOBAUX DES DIFFERENTS MODULES EN FONCTION DU MOYEN DE CONSERVATION DES SHPM.

Si l'on se fie uniquement aux valeurs globales, on pourrait dire que la congélation a tendance à augmenter la rigidité et que le Winckler n'a pas tendance à altérer les propriétés. Pourquoi le module des sujets congelés est aussi haut ? Cela pourrait provenir de l'assèchement des sujets. Cependant, pour tous les essais réalisés (quelque soit le moyen de conservation), les

échantillons sont mis dans une solution de sérum physiologique entre le prélèvement sur calotte et l'essai de flexion trois points. Souvent, il se passe 24h entre ces deux phases, les échantillons issus de la congélation ont donc 24 h pour se réhydrater. De plus, je rappelle que ce sont les corps entiers qui sont congelés et non uniquement la pièce anatomique. S'il y a assèchement, celui-ci devrait être minimisé par le fait que la calotte est entourée de sa peau et son cerveau.

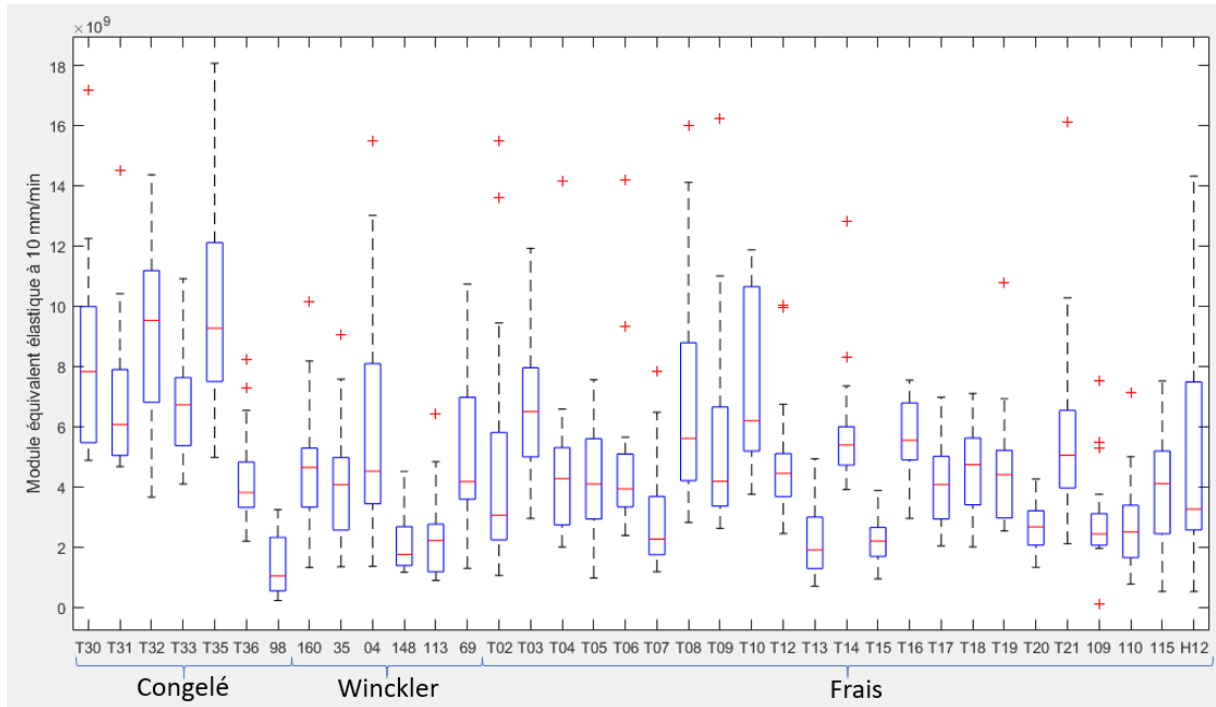


FIGURE 3-16 : BOITE A MOUSTACHES DES DIFFERENTS MOYENS DE CONSERVATION EN FONCTION DES MODULES PAR SUJET.

La Figure 3-16 est très pertinente puisqu'elle montre les dispersions par sujet (prélèvement dans différentes zones de la calotte) et par moyen de conservation. Si on se focalise sur les sujets issus de la congélation, cinq ont un module élevé, un est dans la moyenne (sujet T36) et le dernier est le plus bas (sujet 98). Dans l'ensemble de notre base de données, un seul sujet est féminin, le sujet 98. On ne va pas donner de conclusions (vu que nous avons qu'un seul sujet) mais pour éviter la question de l'influence du sexe, on ne va pas tenir compte de ce sujet. Je ne sais pas si cela est une coïncidence mais les quatre sujets issus de la congélation avec des modules hauts sont de la famille de crâne brachycéphale (les plus gros crânes) et le sujet qui est dans la moyenne des autres moyens de conservation fait parti des dolichocéphales (les plus petits crânes). Si l'on regarde pour les autres sujets, le sujet 04 (Winckler) et les sujets T08/T10 (frais) sont eux aussi brachycéphales et ont des tendances à avoir des modules élevés. Par contre, il y a aussi les sujets T07/T15/T20 (frais) qui sont aussi brachycéphales mais qui ont un module plus bas que la moyenne. Notre hypothèse que cela provienne de la famille de crâne ne peut pas être validée. C'est donc la démonstration qu'il est difficile de dire qu'un moyen de conservation altère ou non les propriétés mécaniques. J'aurais tendance à dire que oui (les médianes des SHPM congelés sont quand même beaucoup plus élevées que les autres sujets). Il semble que les propriétés augmentent légèrement lors de la congélation mais pas autant qu'on pourrait le penser en regardant les

résultats de la Figure 3-15. Le quantifier est très difficile. Pour essayer d’y répondre, une étude vibratoire en collaboration avec UMONS sur deux omoplastes de bœuf « fraîches » a été réalisée. Un accéléromètre mono-axe est employé et l’excitation vibratoire s’effectue à l’aide d’un marteau instrumenté avec un capteur de force intégré. Afin de quantifier l’incertitude de mesure, une analyse fréquentielle a été menée trois fois sur les deux omoplastes. Sur les trois modes propres identifiés sur chaque échantillon, une erreur maximum de 1 % a été constatée. Deux échantillons ont été utilisés : un échantillon d’omoplate (OMO_01) est resté à l’air ambiant pendant 62 jours et un autre échantillon (OMO_02), sous emballage fraîcheur, a été mis au congélateur pendant la même durée et décongelé à l’air ambiant. Ces deux échantillons ont subi la même analyse vibratoire décrite précédemment.

Sur l’OMO_01 et OMO_02 on remarque une augmentation respectivement de 9.6 % et 4.7 % sur les modes propres en 2 mois de conservation. Cette augmentation est au-dessus de l’incertitude de mesure donc cela mettrait en évidence que la congélation peut altérer les propriétés mécaniques. Bien entendu, sur 2 mois, cette altération est moindre qu’en laissant l’échantillon OMO_01 à température ambiante. Cela a été fait sur 1 seul échantillon donc les résultats ne sont pas fiables mais donne une piste d’investigation. Il faut également rappeler que la structure d’une omoplate de bœuf n’est pas la même qu’un crâne donc on a sûrement tendance à « augmenter » le phénomène de congélation.

Si on revient sur l’objectif initial, trouver des relations entre paramètres architecturaux et mécaniques, une relation a été établie sur un patrimoine de 563 échantillons qui lie la densité des échantillons et son épaisseur globale au module équivalent élastique à 10 mm/min. Si on distingue les moyens de conservation, les échantillons issus de la congélation ont une tendance à être au-dessus de ceux « frais » ou conservés dans du Winckler (Figure 3-17).

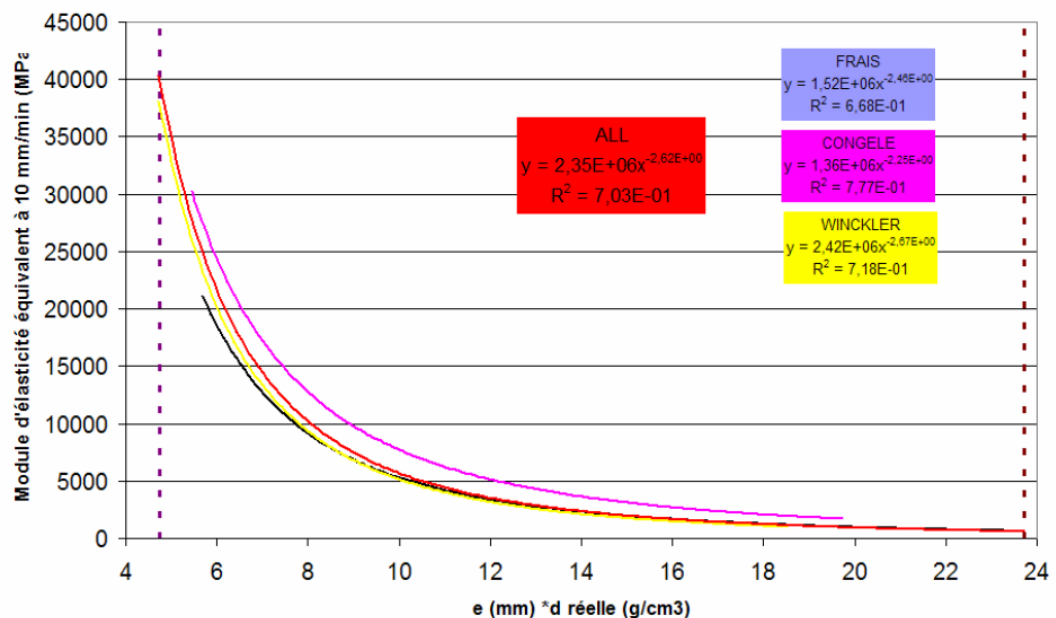


FIGURE 3-17 : INFLUENCE DU MODE DE CONSERVATION SUR LA RELATION ENTRE LE MODULE D’ELASTICITE EQUIVALENT, L’EPAISSEUR AU CENTRE ET LA DENSITE REELLE (N FRAIS=335 – R²=0.67, N WINCKLER=121- R²= 0.72 ET N CONGELE = 107 – R²=0.78).

Sans distinction du moyen de conservation, la relation donne :

$$E_{Eq} = 2.35 * 10^6 * (\rho_{réelle} * Th_{total})^{-2.62} \quad (9) \quad n=563 \text{ et } R^2 = 0.7$$

La relation (9) est très intéressante pour déterminer le module, mais oblige à effectuer un prélèvement dans une zone osseuse. Dans le but de vérifier cette équation, Il a été choisi de travailler sur des scanners médicaux. Quatre calottes ont été scannées au préalable (résolution de 0.5 mm par coupe) puis le même protocole qu'auparavant a été utilisé. Un protocole spécifique a permis d'effectuer des prélèvements numériques exactement identiques aux éprouvettes expérimentales. Ceci a permis d'identifier une relation forte entre la densité Hounsfield (issu du tomographe) et la densité réelle :

$$\rho_{réelle} = 0.0009 \rho_{Hounsfield} + 0.8336 \quad (10) \quad n=76 \text{ et } R^2 = 0.92$$

En utilisant les relations (9) et (10) ; et en respectant les conditions limites pour chaque essais, 6 éprouvettes ont été simulées sous Abaqus et comparées aux résultats expérimentaux. Plusieurs discrétisations ont été étudiées mais au final la discrétisation en 2 matériaux (os cortical et spongieux) est celle qui semble fonctionner le mieux.

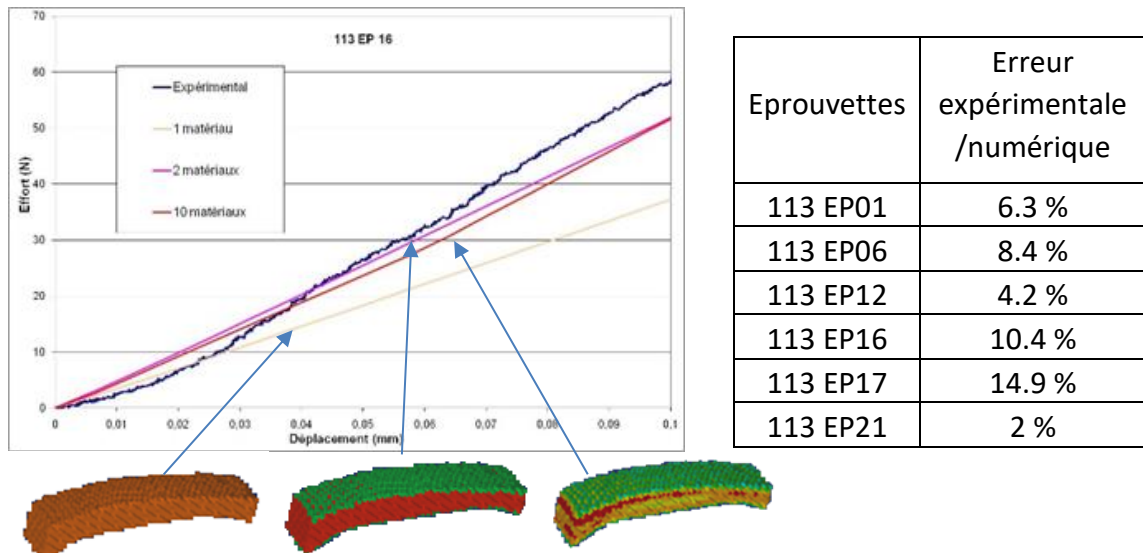


FIGURE 3-18 : VALIDATION DU MODELE PREDICTIF DE LA CALOTTE.

Lorsque l'on compare les réponses numériques et expérimentales (en termes de rigidité) des six éprouvettes modélisées, une erreur maximale de 14.9 % est observée avec une moyenne de 7.7 %. Pour rappel, seules les valeurs Hounsfield et l'épaisseur des éprouvettes (venant des CT scans) ont été utilisées pour prédire le module élastique. C'est un résultat très intéressant pour aller vers de la personnalisation complète de modèles. En effet, à l'aide de données CT scan, on peut prédire le comportement élastique des différentes zones osseuses. Malheureusement ce modèle prédictif n'a pas pu être validé sur un comportement global du crâne. En revanche, les signaux des jauges gauches et droites situées à 5 mm de l'impacteur sur la table externe et au centre au niveau de la table interne ont pu être comparés à la réponse des jauges numériques. Localement, le modèle prédictif du module donne une réponse très encourageante. La Figure 3-19 présente l'évolution temporelle des différentes

jauges sur 2 éprouvettes testées en flexion 3 points. Le modèle numérique décrit très bien cette même évolution.

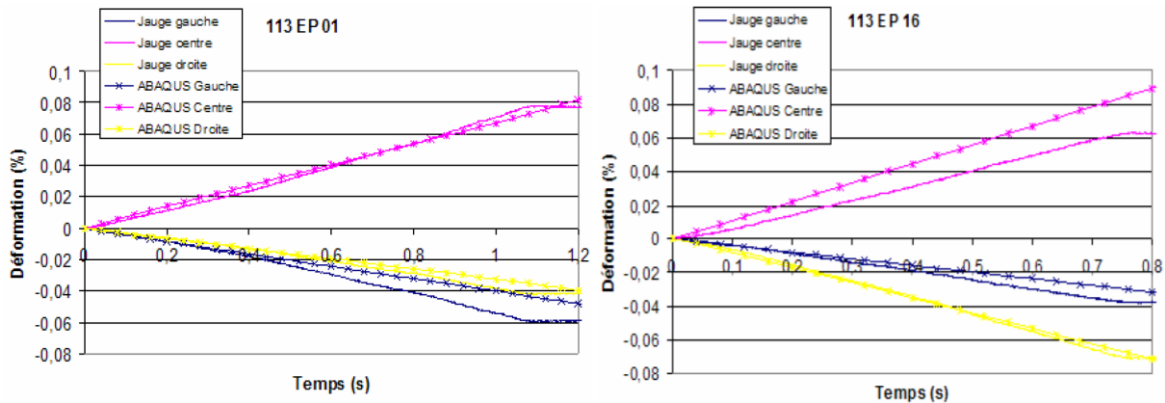


FIGURE 3-19 : COMPARAISON SIGNAUX JAUGES EXPERIMENTALES ET NUMERIQUES SUR DEUX EPROUVETTES.

3.2.2 Comportement mécanique en compression (échelle microscopique)

Après avoir travaillé sur des essais de flexion 3 points, des travaux ont été menés sur des essais de compression sur éprouvettes (cylindre de diamètre 9 mm) prélevées suivant la cartographie décrite Figure 3-6 ; l'objectif étant toujours le même : la personnalisation. La zone sollicitée est la partie spongieuse et permet de trouver des relations à l'échelle microscopique.

Les mêmes sujets ont été utilisés (Figure 3-6) et dans un premier temps les essais de compressions ont été effectués à 10 mm/min.

En utilisant le paramètre BV/TV (porosité globale), issue des analyses architecturales sur la partie spongieuse (Figure 3-7), l'épaisseur totale de chaque échantillon et le module apparent, une relation a été observée :

$$E_{app} = 0.0032 * \left(\frac{B_v}{T_v} * Th_{total}\right)^2 - 1.0686 * \frac{B_v}{T_v} * Th_{total} + 135.72 \quad (11)$$

n=68 et R² = 0.77

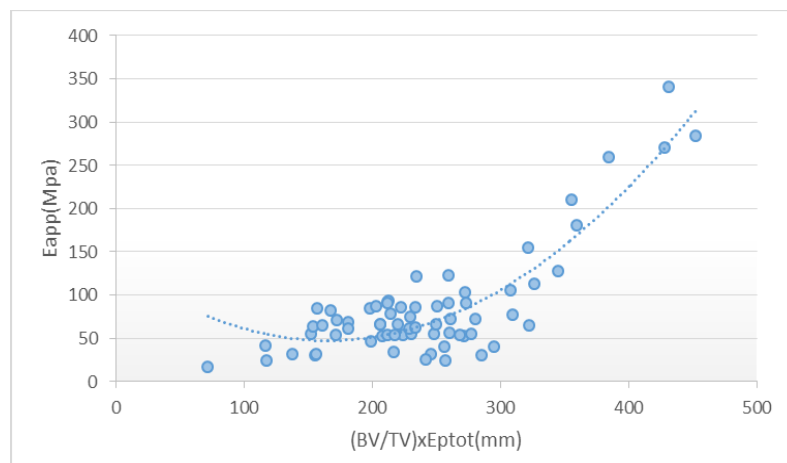


FIGURE 3-20 : RELATION ENTRE PARAMETRES MECANIQUE ET ARCHITECTURAUX EN COMPRESSION.

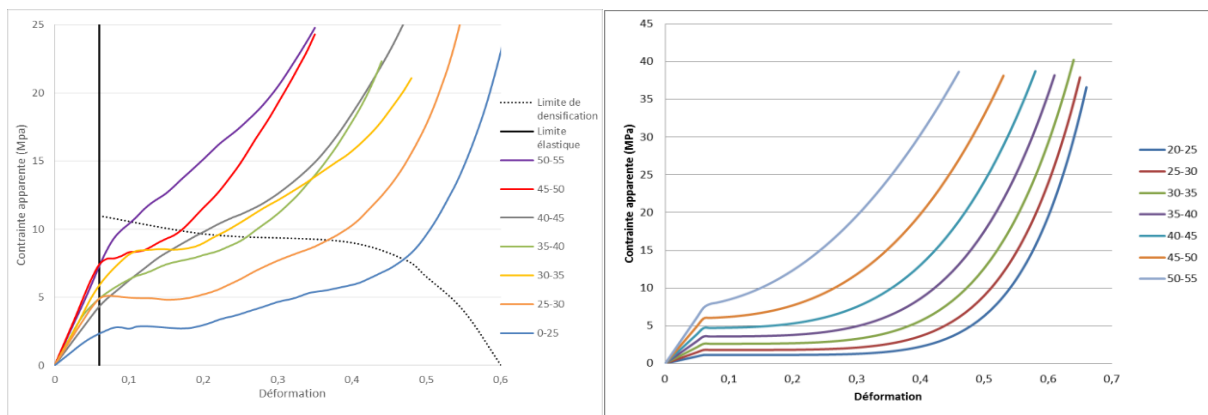
En se focalisant sur le paramètre BV/TV, on remarque une différence d'évolution de comportement sur nos échantillons. Cette évolution étant proche du modèle de comportement proposé par Gibson et Ashby [GIB 99] (pour les mousses d'élastomères), on est parti de celui-ci pour l'adapter sur le spongieux. En séparant les courbes de comportement par palier de BV/TV, une moyenne point par point, de chaque essai par zone, a été utilisée.

$$\sigma_{app}(\varepsilon) = A * \varepsilon^B + C \quad (12) \quad n=61$$

$$A \left(\frac{B_v}{T_v} \right) = 1660 * e^{-0.043 * \frac{B_v}{T_v}}$$

$$B \left(\frac{B_v}{T_v} \right) = -0.1573 * \frac{B_v}{T_v} + 10.466$$

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



(a)

(b)

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

(c)

FIGURE 3-21 : (A) COURBES DE COMPORTEMENT EXPERIMENTALE PAR PLAGE DE BV/TV ; (B) COURBES DE COMPORTEMENT THEORIQUES PAR PLAGE DE DE BV/TV ; (C) NOMBRE DE COURBES EXPERIMENTALES PAR ZONE DE BV/TV.

En couplant les équations 1, 2, 11 et 12, c'est-à-dire les données à l'échelle macroscopique et microscopique, on peut à l'aide d'une unique épaisseur globale d'un sujet, prédire l'évolution de l'épaisseur de spongieux et des tables internes et externes ainsi que le comportement mécanique du diploë. Afin de quantifier la pertinence de cette prédiction, un nouveau sujet a été testé avec le même protocole (homme de 61 ans). Un modèle numérique a été réalisé en séparant l'os du crâne humain en trois couches. L'épaisseur totale d'un échantillon dans la zone frontale a été utilisée comme paramètre d'entrée du modèle. Il a été choisi de fixer le module de la partie corticale à 15 GPa quelque soit la position de l'échantillon.

13 échantillons ont été utilisés pour quantifier l'erreur du modèle. Si l'on se focalise sur la partie module et que l'on compare les modules estimés et expérimentaux, une erreur

moyenne de 30 % est observée. Si l'on compare en termes de réponse du modèle numérique cette erreur semble « acceptable ».

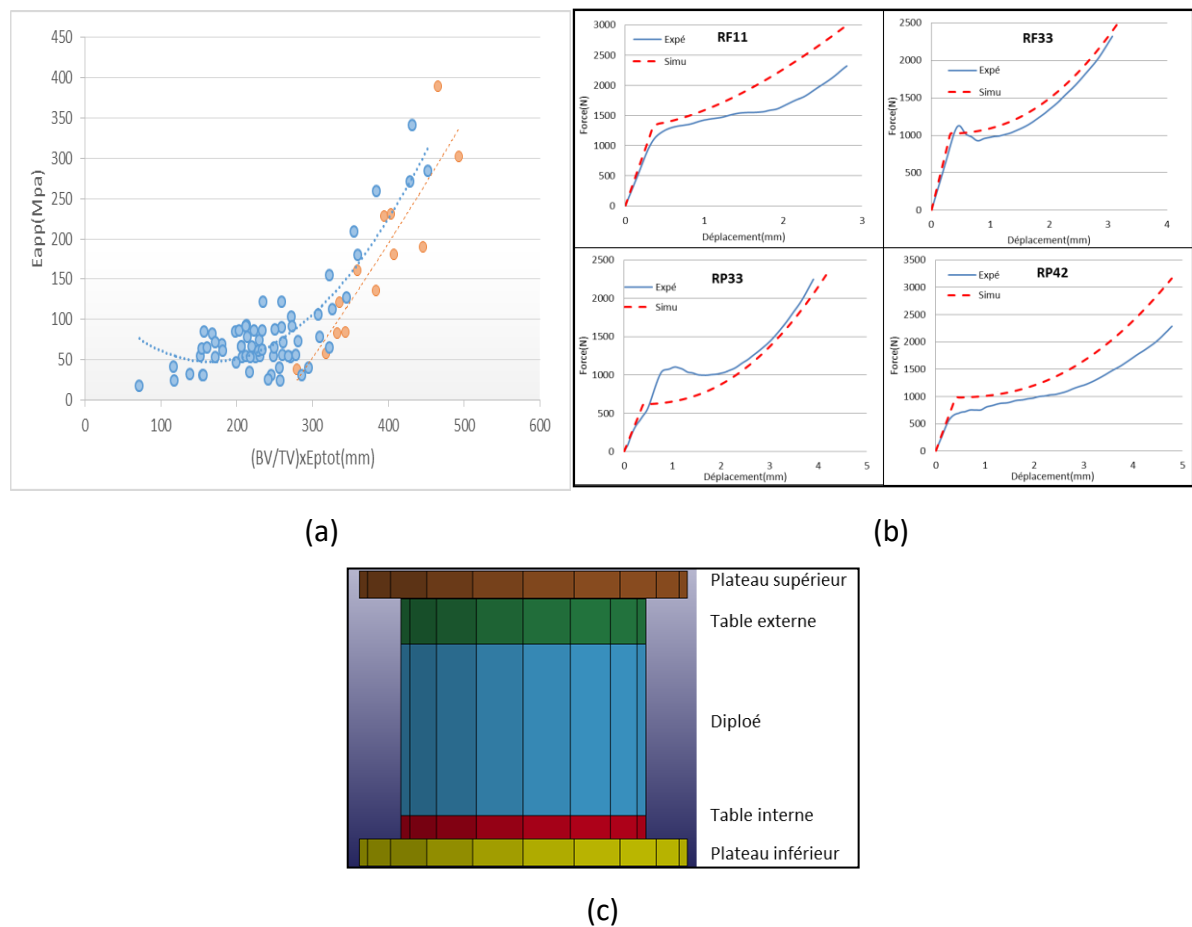


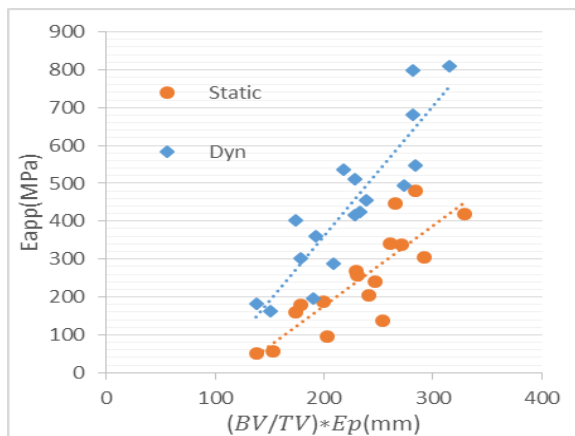
FIGURE 3-22 : (A) ECHANTILLONS ESTIMES (EN ORANGE) SUR LA RELATION OBSERVEE ; (B) COURBES FORCE/DEPLACEMENT EXPERIMENTALES ET NUMERIQUES SUR 4 ECHANTILLONS ; (C) MODELISATION DE L'ESSAI DE COMPRESSION

Après avoir trouvé un lien entre les paramètres architecturaux et mécaniques, l'effet de la vitesse a été étudié sur la réponse du spongieux. Pour la partie dynamique, on utilisera les barres de Hopkinson. En effet, cette étude a pour but de travailler dans le domaine balistique. Cinq SHPM (principalement des femmes), conservés au préalable dans du Winckler, ont été utilisés. En statique (même protocole qu'auparavant), à 10mm/min, une machine conventionnelle a été utilisée et en dynamique, des barres nylon de diamètre 40 mm et de longueur 3m sont employées.

Pour chaque sujet, il a été décidé de prendre des échantillons proches les uns des autres afin de comparer les essais statiques et dynamiques (et minimiser l'effet géométrique).

La vitesse du projectile des barres est de 8 m/s. Lorsque l'on compare les modules statiques et dynamiques, il est constaté une augmentation moyenne du module de 240 % pour passer de 0.01 à 1500 s⁻¹(estimatif), le module moyen apparent statique étant de 130.5 MPa et dynamique de 316.3 MPa. Cet effet de vitesse est quasi le même que celui constaté auparavant sur les essais de flexion trois points (en sollicitant les 3 couches). Il faut considérer

ces résultats avec un peu plus de précaution vu qu'en dynamique la mise en œuvre des essais ainsi que leurs dépouillements (plus de risque d'incertitude) sont plus délicats.



Sujet	Age	Sexe	Conservation	N	
				0,01 s ⁻¹	1500 s ⁻¹
S1	80	F	Winckler	4	5
S2	81	F	Winckler	5	5
S3	86	F	Winckler	3	-
S4	79	H	Winckler	4	4
S5	79	F	Winckler	4	3

FIGURE 3-23 : COMPARAISON ESSAIS STATIQUE – DYNAMIQUE SUR ESSAIS DE COMPRESSION

3.3. CONCLUSIONS

Je suis conscient de ma rapidité mais mon intérêt premier est de montrer que la personnalisation est possible. Ce qu'il faut retenir, c'est qu'avec une épaisseur globale dans l'os frontal, il est possible d'identifier l'ensemble des variations globales et locales (diploë) dans l'os frontal, pariétal droit et gauche. Localement, on a observé que les tables externes et internes ont une épaisseur fixe et que seul le diploë varie dans les différentes zones du crâne. Un grand nombre d'essais mécaniques ont été présentés (plus de 600 en flexions trois points et 80 en compression). Une relation forte a pu être mise en évidence entre des paramètres architecturaux (porosité globale et épaisseur globale) et un paramètre mécanique (module apparent). A l'aide d'un module apparent, on peut ensuite identifier le module du spongieux qui varie en fonction du BV/TV.

J'ai profité de cette grosse campagne d'essais pour parler du rôle de la conservation. Malgré cette base de données importantes, il est très difficile pour moi de trancher et de dire qu'un moyen de conservation affecte plus qu'un autre les propriétés mécaniques. Même si on ne connaît pas l'« activité des sujets » avant leur décès, je dirais que la congélation a légèrement tendance à surestimer le module. J'ai voulu approfondir cette question de l'activité des sujets et elle sera abordée dans la partie des membres appendiculaires où on a pu comparer un os porteur et non porteur des mêmes sujets (en extrapolant actif et moins actif).

4. LE THORAX

Le département mécanique du LAMIH a été sollicité par le CEESAR pour participer à un projet Européen nommé THOMO (THOrax Model), financé par le 7^{ème} Programme-cadre européen de recherche et de développement technologique (FP7). L'objectif de ce projet était de développer et de valider un modèle éléments finis du thorax humain. Quatre partenaires ont été impliqués : le LAMIH, le CEESAR (coordinateur du projet), l'Université de West-Bohemia (UWB, République Tchèque) et l'Université Technologique de Varsovie (WUT, Pologne). La thèse d'Olivier Mayeur [MAY 13] que j'ai encadré, s'inscrit complètement dans ce projet. L'objectif de sa thèse était la personnalisation géométrique et mécanique multi-échelles du thorax humain. Je développerai une partie de ce travail dans ce chapitre et vous retrouverez de fortes similitudes avec l'approche développée sur le crâne et la façon de personnaliser ce tissu osseux.

Fort de cette expérience sur le thorax humain, nous avons été sollicités par le CREL (Centre de Recherche et d'Expertise et d'appui Logistique du ministère de l'Intérieur Français) pour contribuer à la prédiction du risque lésionnel thoracique lors de chocs localisés à travers la caractérisation et la modélisation d'impacts balistiques non pénétrants. La thèse d'Anthony Bracq [BRAC 18] que j'ai également encadré, s'inscrit complètement dans cette thématique. Pour mener à bien cette recherche, un partenariat fort avec l'UTBM (Université de Technologie de Belfort Monbéliard) a été mis en place. Je développerai une partie de ce travail dans la deuxième partie de ce chapitre en axant ma démarche cette fois sur la traumatologie et non la personnalisation.

4.1. PERSONNALISATION DU THORAX HUMAIN

4.1.1 Personnalisation géométrique à l'échelle macroscopique du thorax

La revue de la bibliographie avait mis en évidence peu d'études sur la personnalisation des modèles thoraciques, surtout sur des modèles dont le sujet est considéré debout. Cette partie s'intéressera donc à la définition de la géométrie globale du thorax et de ses 12 paires de côtes. L'objectif étant toujours de trouver un ou plusieurs paramètres d'entrée pour définir tous les autres paramètres. Une première étape a donc été d'extraire des données géométriques afin de réaliser une analyse statistique dessus. Pour cela, nous avons travaillé sur 18 SHPM (Figure 4- 1) et sur le mannequin virtuel humain éléments finis du GHBMc (Global Human Body Models consortium).

	Paramètres	Unités	Valeurs												
(a)	PMHS	#	605	606	607	609	610	612	613	614	616	619	620	621	GHBMc
	Age	ans	73	87	84	69	70	82	65	80	55	83	79	82	00
	Poids	kg	61	71	56	71,5	60	62	73	56,5	63	73,5	63,5	78	00
	Taille	cm	171	171	175,5	170,5	170	161,5	160	178	175	169,5	167	171	00
(b)			Valeurs												
	PMHS	#	622	623	627	628	629	630							
	Age	ans	77	63	85	71	67	62							
	Poids	kg	45	43	43	39,5	49	38,5							
	Taille	cm	153	165	166,5	155	157	154							

FIGURE 4- 1 : VALEURS ANTHROPOMETRIQUES DES 12 SUJETS MASCULINS ET 6 SUJETS FEMININS.

Les SHPM considérés dans cette étude ont été congelés en position debout et scannés à une taille de pixel de 0.9 mm avec un intervalle entre chaque coupe de 0.8 mm (collaboration LAMIH-CEESAR-Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak-Hôpital Cochin). Après reconstruction en STL des sujets, il a été choisi de définir un modèle filaire sur la partie externe des côtes. De ce modèle filaire, 7 paramètres globaux ont été étudiés : La longueur de côte L , l'orientation θ des côtes, la distance AP entre chaque paire de côte (caractérise la profondeur du thorax pour chaque niveau de côte), la distance LML entre chaque paire de côte (caractérise la largeur du thorax pour chaque niveau de côte), le volume global du thorax (interpolation du modèle filaire qui permet de générer une surface fermée au niveau des 10èmes paires de côtes) et la position des côtes VSz et VSy les unes par rapport aux autres (prise au niveau vertèbre)(Figure 4-2).

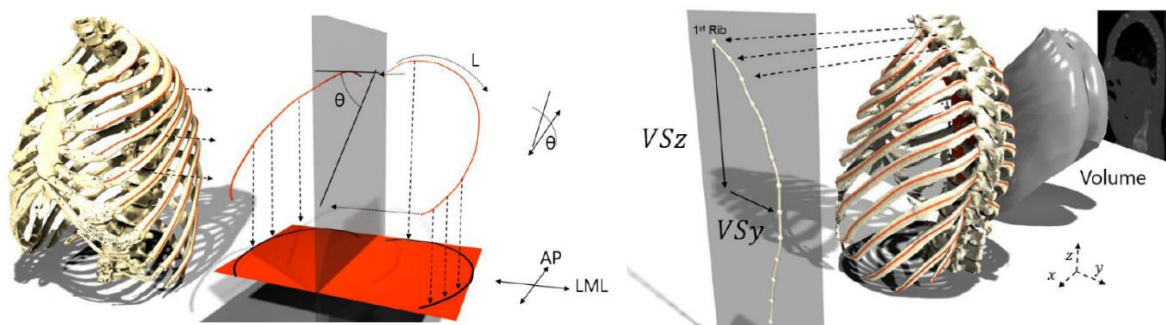


FIGURE 4- 2 : REPRESENTATION DES PARAMETRES MESURES EN GLOBAL.

La longueur des côtes L est décrite par une courbe 3D commençant à la jonction de la colonne vertébrale (0%) et se terminant à la jonction costo-condrale (100%).

Pour ne pas tenir compte de l'inter individualité, il a été choisi de normaliser chaque paramètre par leurs valeurs de la 5^{ème} côte. La 5^{ème} côte n'est pas prise au hasard puisqu'une analyse de corrélation a permis de mettre en avant ce paramètre [MAY 13].

A titre d'exemple, la Figure 4- 3 montre la dispersion sur la longueur de côte L avant et après la normalisation pour tous les sujets considérés.

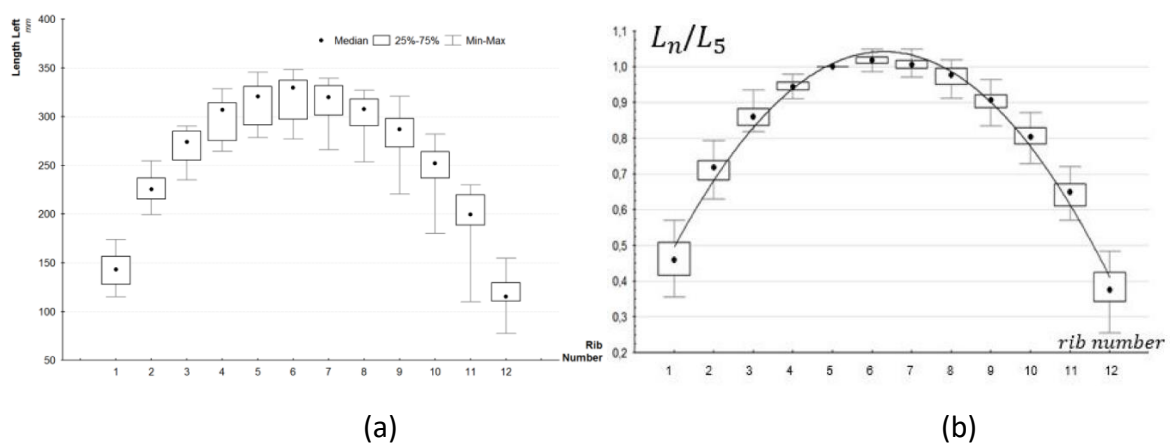


FIGURE 4- 3 : (A) REPARTITION DES LONGUEURS DE COTE POUR CHAQUE NUMERO DE COTE AVANT NORMALISATION(N=19) & (B) REPARTITION DES LONGUEURS DE COTE POUR CHAQUE NUMERO DE COTE APRES NORMALISATION PAR LA COTE 5 (N=38).

L'approche de corrélation est semblable à celle présentée précédemment. 17 sujets sur 19 ont été utilisés pour définir les lois de personnalisation. Les deux sujets restants ont été gardés comme cas de contrôle afin d'évaluer la pertinence des lois identifiées. Au total, sur l'ensemble des thorax, 408 mesures ont été faites pour les longueurs et les angles et 204 pour l'encombrement des paires de côtes. Les côtes flottantes ont été retirées des différents modèles analytiques vu que l'on a observé de nombreuses dispersions sur celles-ci et qu'elles ne sont pas essentielles dans les réponses globales du thorax.

Pour la personnalisation globale du thorax, un seul paramètre est nécessaire : la longueur de la côte 5 que l'on nommera $L_{5,S}$; S étant le numéro du sujet. On gardera ce type de numérotation pour l'ensemble des paramètres étudiés (le premier paramètre en indice étant le numéro de la côte).

Voici en résumé, les différentes étapes de la personnalisation du thorax :

- $L_{5,S} \Rightarrow AP_{5,S}$

En connaissant la longueur de la côte 5 ($L_{5,S}$) , on détermine la distance Antéro-Postérieure (profondeur du thorax) de la côte 5 ($AP_{5,S}$). Pour cela, on utilise la corrélation obtenue : Longueur de la cote L en fonction de la distance Antéro-Postérieure AP de la même côte

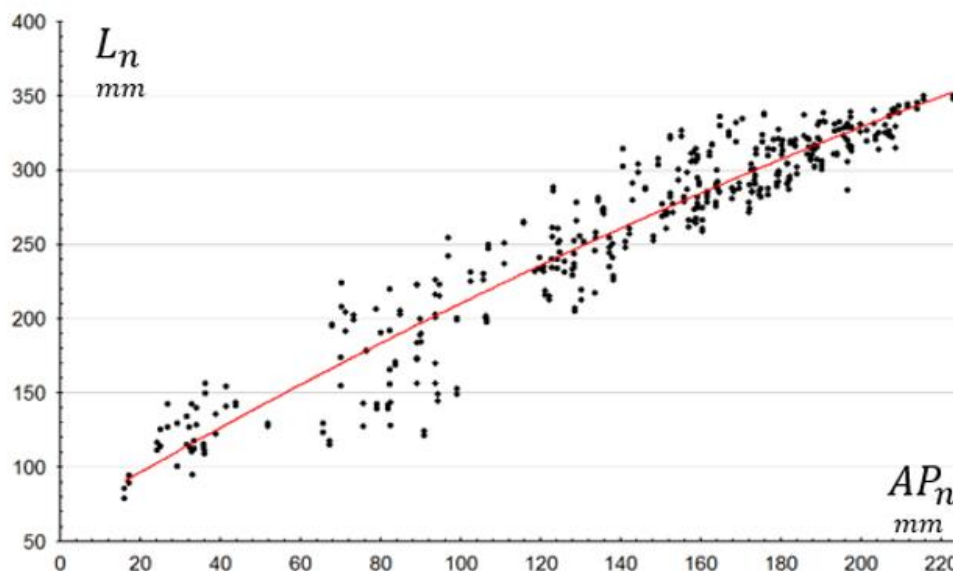


FIGURE 4- 4 : CORRELATION ENTRE L ET AP SUR LA MEME COTE.

$$L = -0.0016 * AP^2 + 1.6 * AP + 69.26 \quad (13) \quad R^2 = 0.95$$

- $L_{5,S} \& AP_{5,S} \Rightarrow LML_{5,S} \& \theta_{5,S}$

A l'aide de $L_{5,S}$ et $AP_{5,S}$ obtenus à l'étape précédente, on identifie la dimension Latérale-Médiane-Latérale (largeur globale du thorax) de la côte 5 ($LML_{5,S}$) et également l'orientation de cette même côte ($\theta_{5,S}$). Les paramètres LML et θ ont tous les deux des corrélations avec L et AP.

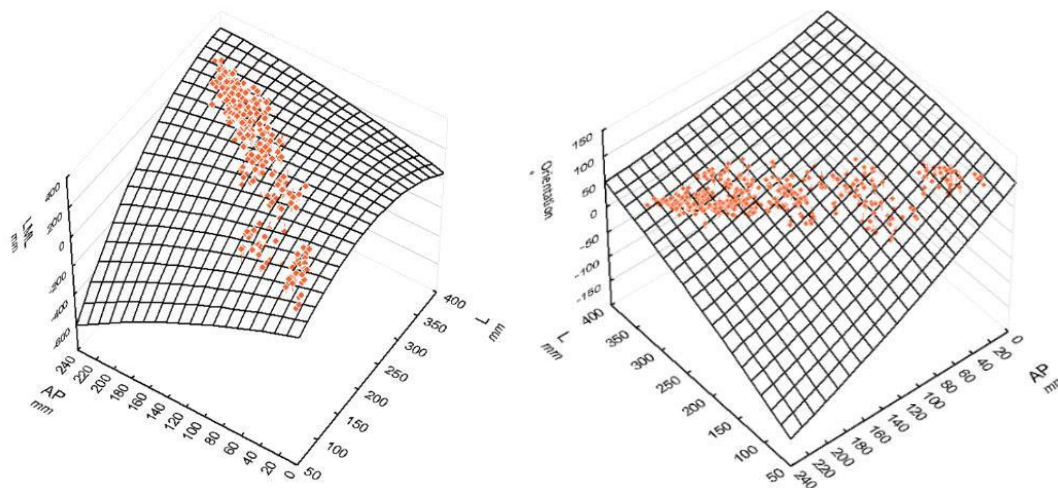


FIGURE 4-5 : SURFACE DE REPONSE POUR $LML = f(L,AP)$ & $\theta = f(L,AP)$.

$$LML = -0.0073 * L^2 + 0.0118 * L * AP - 0.0039 * AP^2 + 3.06 * L - 2.71 * AP - 21.96 \quad (14)$$

$$\theta = -0.000376 * L^2 + 0.0019 * L * AP - 0.000774 * AP^2 + 0.26 * L - 1.297 * AP + 87.51 \quad (15)$$

- $L_{5,S}$ & $AP_{5,S}$ & $LML_{5,S}$ & $\theta_{5,S}$ => $L_{n,S}$ & $AP_{n,S}$ & $LML_{n,S}$ & $\theta_{n,S}$

Pour le moment, nous disposons de tous les paramètres de la géométrie globale de la côte 5 en prenant une unique mesure, la longueur de la côte 5. Il faut donc obtenir pour chaque paramètre la valeur de ce même paramètre sur les autres côtes. Pour cela, la stratégie a été de normaliser par la valeur de la côte 5 pour chacun des quatre paramètres sur l'ensemble de nos sujets. Cela permet de diminuer les dispersions dues à l'inter individualité et de développer des corrélations.

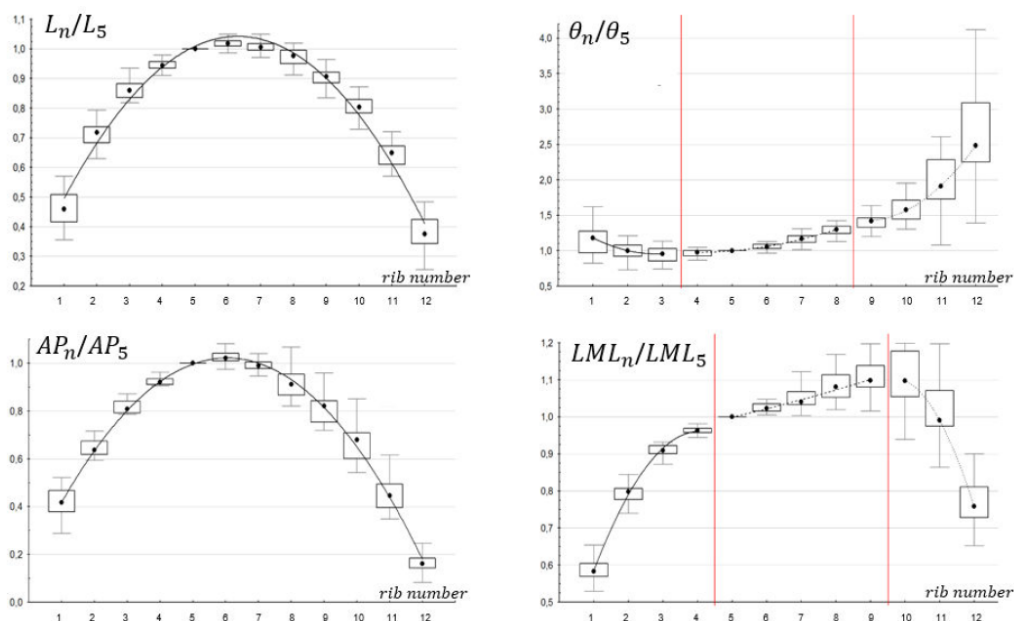


FIGURE 4-6 : CORRELATION POUR CHAQUE PARAMETRES GLOBAUX DU THORAX EN FONCTION DU NUMERO DE COTE.

$$L_{n,S} = L_{5,S} * \|L_{n,S}\| = L_{5,S} * (-0.0195 * n^2 + 0.2447 * n + 0.2729) \quad (16)$$

$$AP_{n,S} = AP_{5,S} * \|AP_{n,S}\| = AP_{5,S} * (-0.0237 * n^2 + 0.2859 * n + 0.1593) \quad (17)$$

$$\theta_{n,S} = \theta_{5,S} * \|\theta_{n,S}\| = \theta_{5,S} * (a * n^2 + b * n + c) \quad (18)$$

θ	a	b	c
$n \in [1;3]$	0.067	-0.380	1.494
$n \in [4;8]$	0.019	-0.157	1.288
$n \in [9;12]$	0.104	-1.838	9.517

$$LML_{n,S} = LML_{5,S} * \|LML_{n,S}\| = LML_{5,S} * (a * n^2 + b * n + c) \quad (19)$$

LML	a	b	c
$n \in [1;4]$	-0.0378	0.3115	0.3231
$n \in [5;9]$	0	0.0229	0.8828
$n \in [10;12]$	-0.0642	1.24	-4.887

En résumé, ces différentes étapes permettent de prédire 72 dimensions globales d'un thorax à partir d'un unique paramètre, la longueur de la côte 5. Pour quantifier la pertinence de ce modèle de personnalisation de la géométrie du thorax, la même stratégie a été appliquée sur les deux sujets de contrôle qui n'ont pas servi pour développer ces lois. Si l'on considère l'ensemble des 4 paramètres, l'erreur moyenne globale sur les valeurs prédites est inférieure à 8% avec un écart-type de 6.6%. La plus grosse erreur prédite est sur la détermination de l'orientation de la côte 5 à l'aide de la longueur de la côte 5 et de la distance AP des côtes 5. Pour rappel, pour cette détermination d'erreurs entre la prédiction et le réel, les côtes flottantes n'ont pas été considérées.

	L	AP	θ	LML
$L_{5,S} \Rightarrow AP_{5,S}$		8.8 %		
$L_{5,S} \& AP_{5,S} \Rightarrow LML_{5,S} \& \theta_{5,S}$			18.1%	8.5 %
$L_{5,S} \& AP_{5,S} \& LML_{5,S} \& \theta_{5,S} \Rightarrow L_{n,S} \ AP_{n,S} \ LML_{n,S} \ \theta_{n,S}$	5.2%	7.4%	8.1%	4.7%

4.1.2 Personnalisation géométrique à l'échelle macroscopique de la courbure des côtes

Pour aller plus loin dans la personnalisation du thorax, il est nécessaire de distinguer des paramètres plus localisés au niveau de chaque côte. En effet, les paramètres L, AP ou LML ne permettent pas d'avoir la forme des côtes mais plutôt une enveloppe générale du thorax. Quatre points par côte ont été définis dans l'espace 3D afin de représenter la courbure de la côte (Figure 4- 7). Les point 1 (Pt1) et 4 (Pt4) correspondent aux extrémités de la longueur des côtes. Les points 2 (Pt2) et 3 (Pt3) ont été utilisés pour déterminer les longueurs LML et AP.

Ces quatre points sont projetés dans un plan 2D et permet de définir des nouveaux paramètres dans les 3 axes.

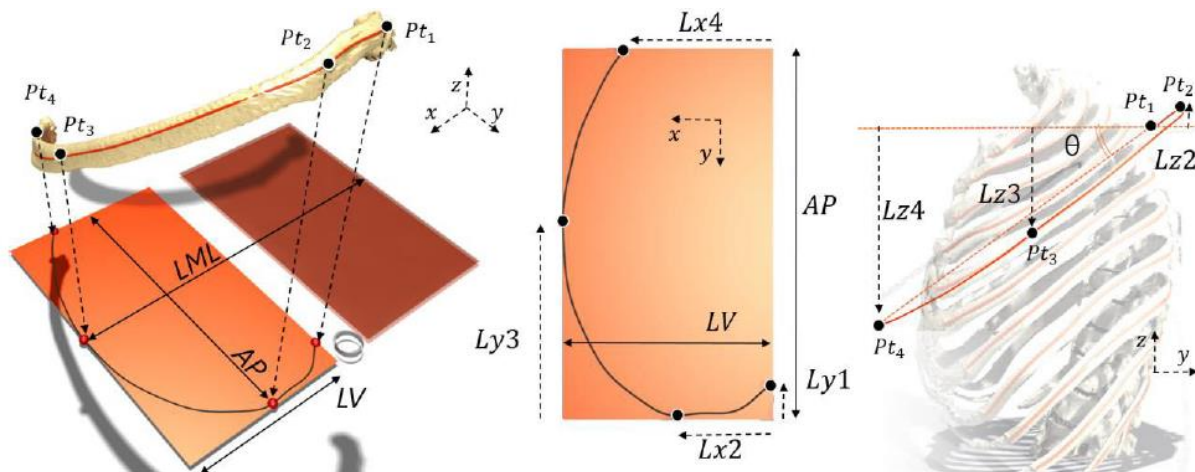


FIGURE 4- 7 : REPRESENTATION DES QUATRE POINTS INTRACOSTAUX DANS LES 3 AXES.

Comme pour la partie précédente, je ne présente que les résultats qui ont permis de personnaliser la côte. La stratégie a été d'avoir en entrée du modèle les paramètres globaux identifiés dans la partie précédente (L, AP, θ ou LML). En effet, cela pourrait amener à avoir aussi les paramètres de la courbure de la côte avec uniquement la longueur de la côte 5. L'analyse a aussi été effectuée sur 17 sujets et 2 sujets sont gardés pour quantifier l'erreur du modèle.

Voici les différentes étapes du modèle de personnalisation de la courbure des côtes :

- $LML_{n,S} \Rightarrow LV_{n,S}$

LV est un paramètre d'encombrement local, il correspond à la distance suivant x entre Pt1 et Pt3. La stratégie a été de le normaliser par la valeur LML de chaque côte.

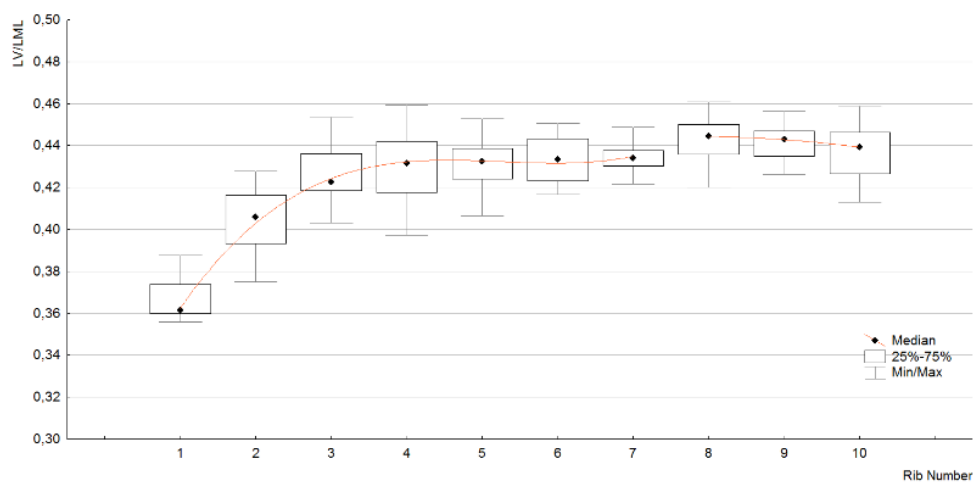


FIGURE 4- 8 : RATIO ENTRE LML ET LV POUR CHAQUE NIVEAU DE COTE.

$$n \in [1 ; 7] \quad LV_{n,S} = LML_{n,S} * (0.001*n^3 - 0.015*n^2 + 0.08*n + 0.297) \quad (20a)$$

$$n \in [8 ; 10] \quad LV_{n,S} = LML_{n,S} * (-0.001*n^2 + 0.015*n + 0.385) \quad (20b)$$

- Position 2D (x et y) des 4 points : Pt1, Pt2, Pt3 et Pt4

La même stratégie que pour le paramètre précédent (LV) a été employée c'est-à-dire que chaque position a été normalisée par LML ou AP en fonction de l'axe x ou y considéré.

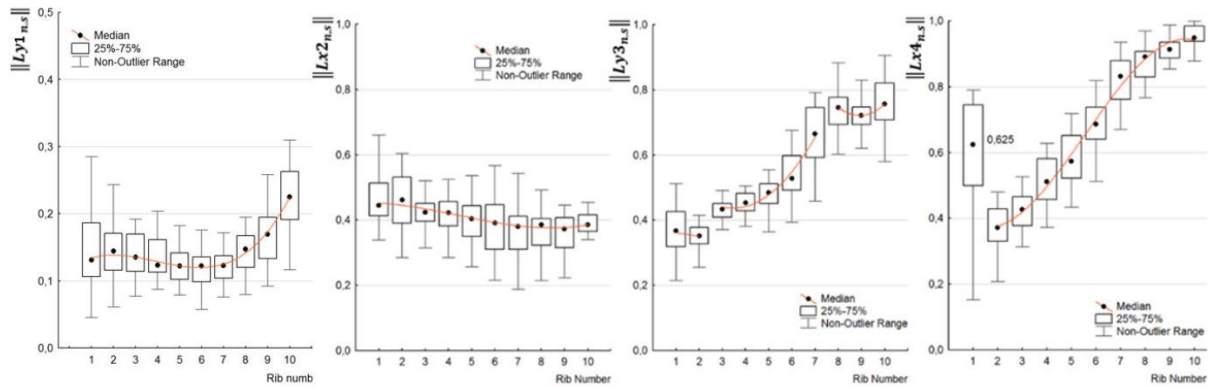


FIGURE 4- 9 : RATIO ENTRE LES 4 POINTS 2D ET APOULV POUR CHAQUE NIVEAU DE COTE.

$$Ly1_{n,S} = AP_{n,S} * (0.0006*n^3 - 0.007*n^2 + 0.022*n + 0.12) \quad (21)$$

$$Lx2_{n,S} = LV_{n,S} * (0.001*n^2 - 0.02*n + 0.479) \quad (22)$$

$$Ly3_{n,S} = AP_{n,S} * \|Ly3_{n,S}\| = AP_{n,S} * (a * n^2 + b * n + c) \quad (23)$$

Ly3	a	b	c
n ∈ [1;2]	0	-0.015	0.382
n ∈ [3;7]	0.0175	-0.121	0.6468
n ∈ [8;10]	0.03	-0.53	3.08

$$Lx4_{n,S} = LV_{n,S} * \|Lx4_{n,S}\| = LV_{n,S} * (a * n^3 + b * n^2 + c * n + d) \quad (24)$$

Lx4	a	b	c	d
n ∈ [1]	0	0	0	0.625
n ∈ [2;10]	-0.002	0.037	-0.097	0.442

- Position Z des 4 points

La position la plus simple à étudier est la Lz4 vu qu'elle fait appel à de la trigonométrie :

$$Lz4_{n,S} = \tan \theta_{n,S} * (AP_{n,S} - Ly1_{n,S}) \quad (25)$$

L'étude du point Lz2 révèle une forte dispersion dans cette zone anatomique (entre -0.3 mm et 3.14 mm). Au regard des élévations des points Lz3 et Lz4, cette dispersion est négligeable puisqu'elle représente quelques pourcents de la position de la jonction costo-chondrale. On se propose de fixer la position Lz2 uniquement par l'intermédiaire de l'angle θ de la côte 5 (Figure 4-10).

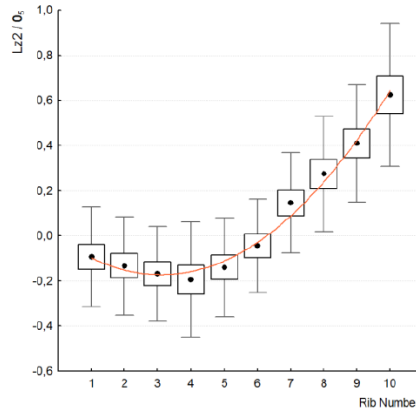


FIGURE 4- 10 : REPARTITION DES ELEVATION DU POINT Lz2 EN FONCTION DU NUMERO DE COTE.

$$Lz2_{n,s} = \theta_{n,s} * (0.0141n^2 - 0.081n + 0.0481) \quad (26)$$

Une étude précise de la géométrie des côtes a été effectuée et a révélé que la position 3 suivant Z ($Lz3_{n,s}$) dépend fortement de la position de la jonction costo-chondrale $Lz4_{n,s}$. Le point 3 est donc défini comme un ratio de l'élévation du point 4. Un exemple de définition de ce coefficient directeur est illustré sur la figure suivante pour la 7^{ème} côte.

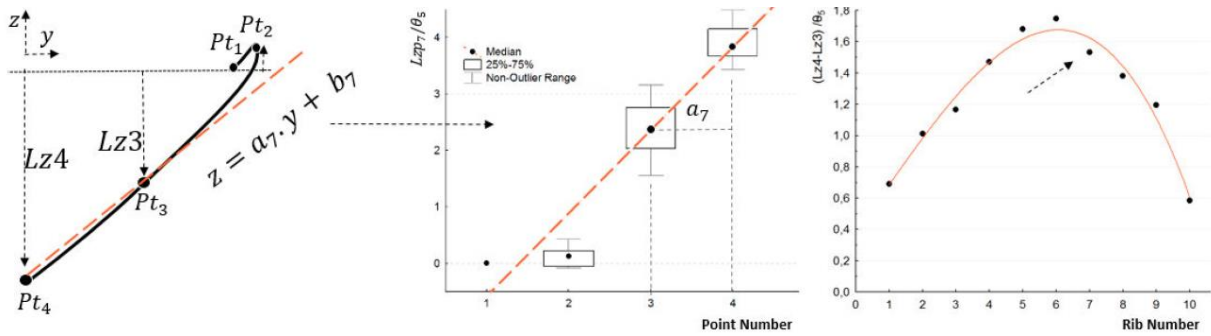


FIGURE 4- 11 : RATIO DE POSITION DE CHAQUE ELEVATION DU POINT 3 PAR RAPPORT A CELLE DU POINT 4 ET DE L'ANGLE DE LA 5EME COTE.

Le ratio a_n correspond au coefficient directeur de la droite passant par les médianes de l'ensemble des sujets des points 3 et 4 suivant Z et normé par rapport à l'angle θ_5 .

$$a_{n,s} = \frac{Lz4_{n,s}}{\theta_{5,s}} - \frac{Lz3_{n,s}}{\theta_{5,s}} \quad (27)$$

$$Lz3_{n,s} = Lz4_{n,s} - \theta_{5,s} * (-0.0034 * n^3 + 0.054 * n^2 + 0.3046 * n + 0.3791) \quad (28)$$

Comme pour la partie précédente, deux sujets en dehors de la base ont permis d'évaluer la personnalisation de la courbure des côtes. Les paramètres d'entrée du modèle sont uniquement les paramètres obtenus lors de la personnalisation globale du thorax : L, AP, θ ou LML.

En sortie, l'erreur médiane constatée sur l'ensemble des 90 paramètres est de 2.4 % et si on se focalise sur uniquement les points en 2d ($Lv_{n,s}$, $Lx2_{n,s}$, $Lx4_{n,s}$, $Ly1_{n,s}$ & $Ly3_{n,s}$) on obtient une déviation de 0.7%. Ces faibles écarts nous confortent à confirmer que les simplifications admises dans cette approche sont pertinentes.

4.1.3 Personnalisation géométrique à l'échelle macroscopique du positionnement vertical des côtes

Pour définir les côtes les unes par rapport aux autres, il a été défini d'utiliser la côte 1 comme position initiale et de rajouter le paramètre H_s , la taille des sujets dans la personnalisation. Les paramètres $VSy_{n,s}$ et $VSz_{n,s}$ seront normalisés par ce paramètre.

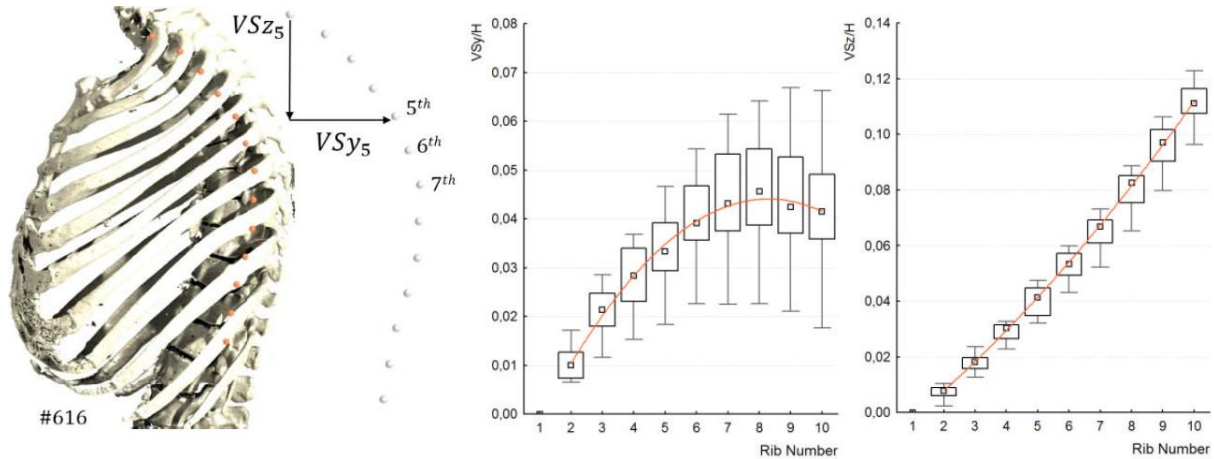


FIGURE 4- 12 : ILLUSTRATION DU POSITIONNEMENT DES TETES DE COTE SUR LA COLONNE THORACIQUE ET NORMALISATION DES COORDONNES PAR LA TAILLE DU SUJET.

La dispersion sur l'axe y est plus importante, par contre l'évolution suivant l'axe Z est moins dispersif et nous constatons que l'écart entre chaque vertèbre peut être considéré constant.

$$VSy_{n,s} = H_s * (0.0141 * n^2 - 0.081 * n + 0.0481) \quad (29)$$

$$VSz_{n,s} = H_s * (0.0006 * n^2 + 0.005 * n) \quad (30)$$

4.1.4 Conclusions

Le modèle de personnalisation géométrique du thorax et de côtes à l'échelle macroscopique utilise uniquement deux paramètres en entrée, la longueur de la côte 5 et la hauteur du sujet. Ce modèle est applicable uniquement sur les 10 premières côtes, les côtes flottantes amenant trop de dispersions. Il permet de prédire 192 mesures sur les côtes non flottantes.

Au niveau de la validation du modèle, il a été choisi de l'évaluer à l'aide du volume du thorax. On observe une différence de volume moyenne de 4 % sur les 19 sujets qui ont permis d'identifier le modèle et de 10% sur les deux sujets de contrôles. Ce modèle de personnalisation a été intégré sous Matlab. A l'aide d'une géométrie en STL ou EF (Eléments finis) de thorax dit « maître » et de son modèle filaire (discrétisé en 1001 points), il a été possible de réaliser un morphing de chaque côte. Ce travail ouvre des perspectives de recherches pour analyser l'influence de la courbure de côte sur la réponse numérique des modèles EF. Pour aller plus loin dans la personnalisation, il manque un paramètre important : les variations des épaisseurs des côtes, cela fait l'objet de la partie suivante.

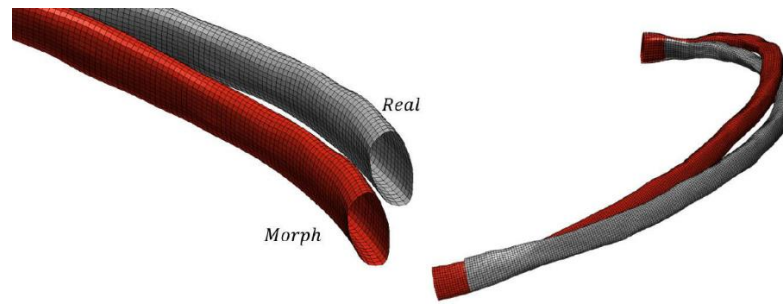


FIGURE 4- 13 : ILLUSTRATION DE LA ROUTINE DE MORPHING APPLIQUEE A UN MAILLAGE EF DE TYPE COQUE.

4.2. PERSONNALISATION DES COTES HUMAINES

Nous avons vu, dans la partie précédente, la stratégie pour aller vers la personnalisation des côtes d'un point de vue global. En utilisant cette même méthodologie, et toujours dans le cadre du projet européen THOMO, un protocole a été mis en place pour identifier la variation des épaisseurs de l'os cortical des côtes. Avant de faire cette étude, nous ne pouvions prédire comment variaient les épaisseurs intra individuellement. Dans une même côte les épaisseurs étaient-elles constantes ? Observait-on des fortes variations entre les épaisseurs des différentes côtes du même sujet ? Pouvions-nous trouver un modèle paramétrique pour aller vers de la personnalisation géométrique des côtes ?

Vu les résolutions des CT-scan médicaux et les faibles épaisseurs de cortical de côtes, il a été choisi d'utiliser un μ -tomographe. Ce travail a été très fastidieux vu qu'avec le dispositif utilisé (Bruker Skyscan 1172), il était impossible de scanner des objets de plus de 40 millimètres. Il a été décidé de couper les côtes en tronçons de 35 millimètres. Pour repérer spatialement les tronçons de côtes, un scanner 3 D sans contact (Minolta VI 910) a été employé.

Chaque tronçon de côtes a été scanné au μ tomographe à une résolution de 20.84 μ m. La figure ci-dessous montre un exemple de 8 tronçons scannés, binarisés et reconstruits en STL ; et ensuite repositionnés à l'aide du scanner 3D sans contact (scans avant découpes des tronçons). Pour pouvoir manipuler plus facilement les fichiers, il a été décidé de retirer la partie trabéculaire des fichiers.



FIGURE 4- 14 : EXEMPLE DE LA COTE 8 DU SUJET 605 APRES REPOSITIONNEMENT SPATIAL DES 8 TRONÇONS SCANNES AU μ TOMOGRAPHIE.

Au vu du temps important pour réaliser ces manipulations, il a été décidé de travailler uniquement sur deux hémithorax. Les deux sujets ont été choisis parce qu'ils étaient proches d'une 50^{ème} percentile : S605 (73 ans, 61 kg et 1,71m) et S609 (69 ans, 71 Kg et 1.7m). Pour le développement de la personnalisation intra individuelle, le sujet S609 servira pour développer les modèles paramétriques et le sujet S605 permettra de valider ou non ces modèles. Pour la personnalisation inter-individuelle, seules les côtes numéros cinq des 16 autres sujets subiront ce même protocole. A titre d'information, pour l'hémithorax du sujet S605, il a fallu réaliser 92 acquisitions aux μ tomographes.

Après repositionnement des tronçons en STL d'une côte, deux surfaces sont construites sous le logiciel de CAO CATIA, la première définit la géométrie externe des côtes (partie visible) et la seconde surface détermine la limite entre l'os cortical et trabéculaire. La position de courbures costales (courbe guide) est la même que celle utilisée pour la partie précédente et grâce aux normales de celle-ci 100 sections équidistantes sont définies par côte. La position de chaque section est repérée par le ratio sur la longueur (RI) établi entre la tête de côte (0 %) et la jonction costo-chondrale (100 %).

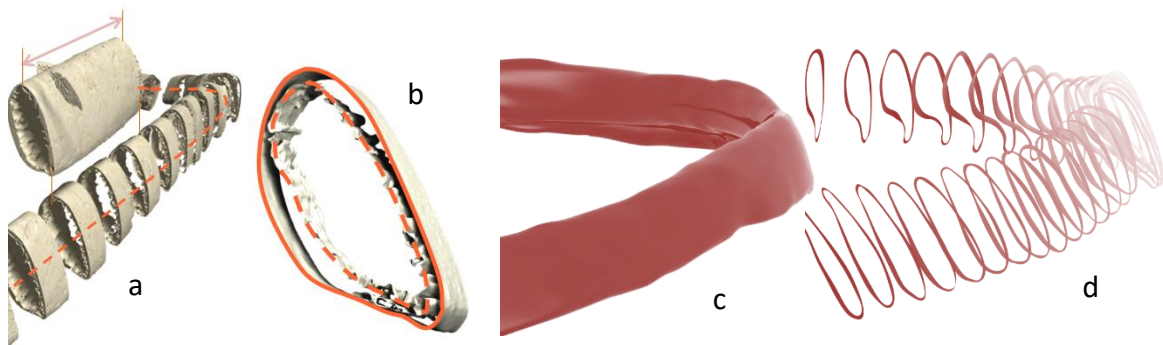


FIGURE 4- 15 : GENERATION DU MODELE DE CAO POUR UNE COTE, A) LIGNE DEFINISSANT LA COURBURE COSTALE, B) DELIMITATION DES CONTOURS INTERIEURS ET EXTERIEURS DANS UNE SECTION, C) GENERATION DE LA SURFACE INTERIEUR ET EXTERIEUR, D) SECTIONS PERMETTANT D'IDENTIFIER DES PARAMETRES.

A ce stade, une côte est définie par ces 100 sections. Pour chaque section, un ensemble de paramètres sont définis afin de définir au mieux une section de côte :

- TA (Total Area), section complète ; CBA (Cortical Bone Area), aire d'os cortical ; TBA (Trabecular Bone Area), aire de trabéculaire. $TA = CBA + TBA$
- Les moments d'inerties principaux (I_{xx} et I_{yy}). Les deux axes d'inertie permettent également de coupler à chaque section un repère local utilisé pour localiser de façon plus précise l'évolution des épaisseurs de cortical dans une section. Ces axes d'inertie sont utilisés lors de la définition des mesures d'épaisseurs d'os cortical et leur localisation sur les tables internes et externes ainsi que sur les arêtes supérieures et inférieures.
- Th_i , l'épaisseur de cortical au niveau de la table interne ; Th_e , l'épaisseur de cortical au niveau de la table externe ; Th_t , l'épaisseur de cortical au niveau de l'arrête supérieure et Th_b , l'épaisseur de cortical au niveau de l'arrête inférieure.

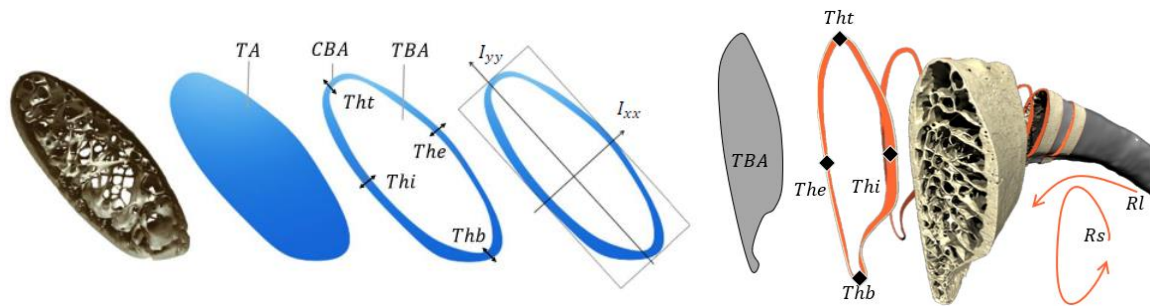


FIGURE 4- 16 : REPRESENTATION DES SECTIONS ET DES PARAMETRES DE SORTIE.

Les neuf paramètres définis par section ne prennent pas en compte toutes les particularités géométriques de la côte (comme la gouttière à droite de la figure ci-dessus) mais sont une avancée en terme de connaissance des variations d'épaisseurs et sections. Grâce à l'ensemble des datas (plus de 18 000 valeurs) des hémithorax (gauche) des sujets S605 et S609 (côte un à dix), une stratégie de personnalisation a été mise en place. Il a été choisi d'identifier le maximum de paramètres à l'aide d'une unique section, celle à 50 % sur le ratio de la longueur pour chaque côte. L'idée est que par exemple, on dispose d'un µscan de la zone à 50 % de la côte 5 (milieu de la côte 5) et que l'on puisse prédire toutes les variations d'épaisseurs et aires des côte 1 à 10.

Afin de prédire le maximum de paramètres avec le minimum de paramètres d'entrée, il a été choisi de définir une côte par :

- TBA (Trabecular Bone Area)
- The, Thb, Thi et Tht

4.2.1 Personnalisation géométrique à l'échelle microscopique du TBA

La représentation de l'évolution de l'aire d'os trabéculaire met en évidence 4 zones caractéristiques, répétables sur chacune des côtes (Figure 4-17). Dans le but de personnaliser l'ensemble des aires d'os trabéculaire à partir d'un nombre limité de mesures d'entrée, la normalisation s'effectue par le tronçon sélectionné à 50% de la 5ème côte.

La mise en commun des 10 évolutions de l'hémithorax du sujet S609 permet de construire 4 modèles dans chaque zone (Figure 4-17). Pour rappel, le sujet S609 servira à créer le modèle paramétrique et le S605 à le valider :

- L'évolution de l'aire d'os trabéculaire le long de la zone zn1 est personnalisée par un polynôme de degré 2 dont le minimum est centré sur cette zone. Les valeurs de TBA limites de cette zone sont considérées comme identiques.
- L'évolution dans zn2 est représentée par une droite décroissante, dans la continuité du précédent polynôme.
- Une valeur constante équivalente à $TBA_{50,n}$ est considérée dans la zone zn3.
- La 4ème zone zn4 est schématisée par une droite caractéristique d'une augmentation de l'aire de trabéculaire.

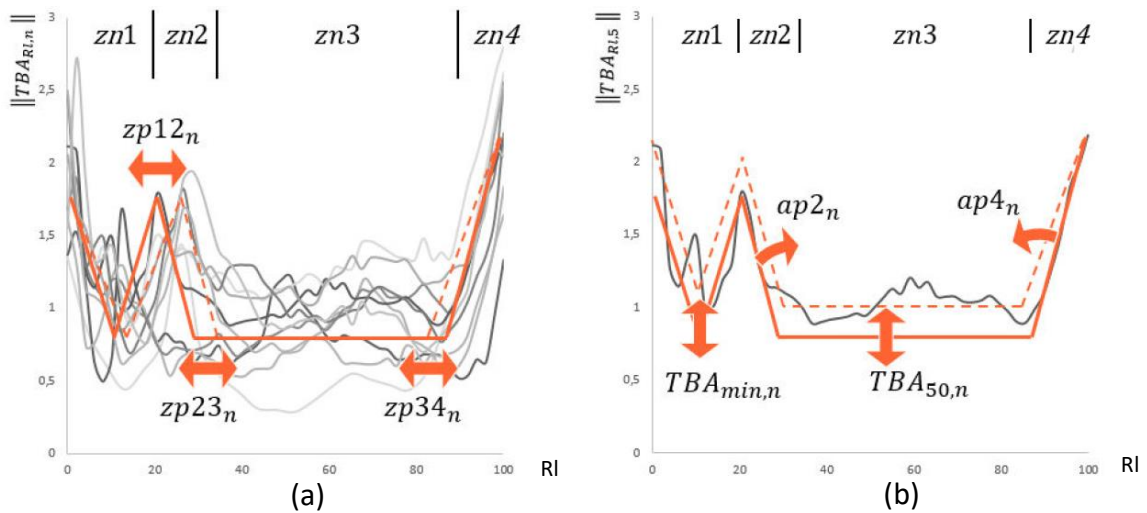
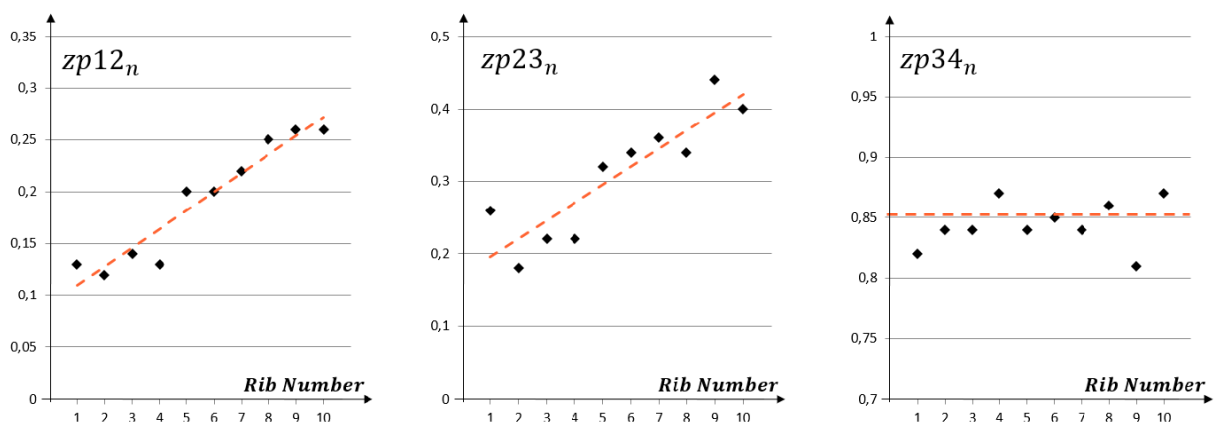


FIGURE 4- 17 : DEFINITION DES 4 ZONES D'EVOLUTION DE L'AIRE DE TRABECULAIRE SUIVANT RI ET PARAMETRAGE DES TBA, A) POUR L'ENSEMBLE DES COTES DU S609, B) POUR LA COTE 5 DU S609.

La personnalisation des aires d'os trabéculaire ($TBA_{RI,n}$) s'effectue selon les 4 paramètres suivants :

- la personnalisation de l'aire de la section à 50% de chaque côte $TBA_{50,n}$. La fonction définie permettra de représenter les variations d'aires dans la zone zn3, délimitée par zp23 (point entre la zone 2 et 3) et zp34.
- le coefficient directeur ap_{2n} de la droite décrivant la diminution de l'aire de trabéculaire dans la zone zn2 définie par les paramètres zp12 et zp23.
- le coefficient directeur ap_{4n} de la droite décrivant l'augmentation de l'aire de trabéculaire dans la zone zn4 entre zp34 et 100%.
- la valeur $TBA_{min,n}$ correspondant au minimum du polynôme de degré 2 employé dans la zone zn1, entre 0% et zp12.

Ces 7 paramètres sont étudiés sur le sujet S609 et permettent de développer le modèle paramétrique de personnalisation de l'air de l'os trabéculaire (Figure 4-18).



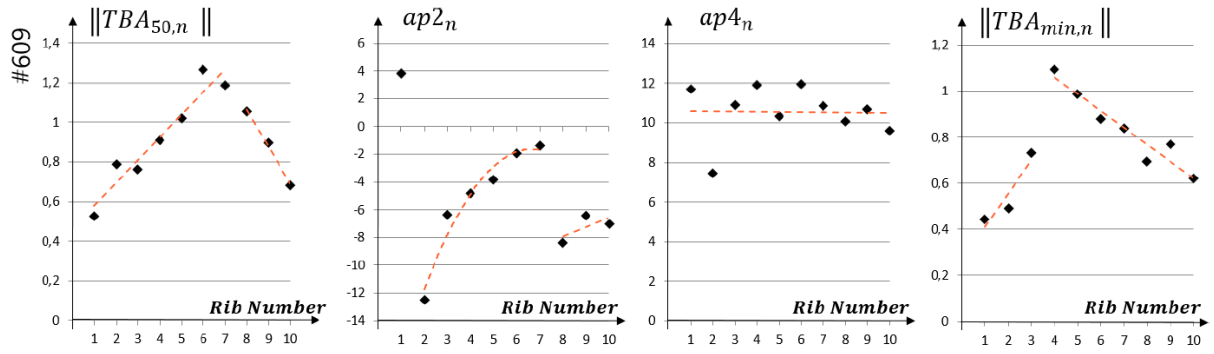


FIGURE 4- 18 : RELATIONS DEFINISSANT LES DIFFERENTES ZONES A PERSONNALISER EN FONCTION DU NUMERO DE COTE.

Le modèle paramétrique de personnalisation du TBA est donc défini par :

$$n \in [1;10] \quad zp12_n = 0.0185n + 0.0893 \quad (31)$$

$$n \in [1;10] \quad zp23_n = 0.025 n + 0.1707 \quad (32)$$

$$n \in [1;10] \quad zp34_n = 0.85 \quad (33)$$

$$n \in [1;7] \quad TBA_{50,n} = (0.1145n + 0.4644) * TBA_{50,5} \quad (34)$$

$$n \in [8;10] \quad TBA_{50,n} = (-0.1859n + 2.5504) * TBA_{50,5} \quad (35)$$

$$n = 1 \quad ap2_1 = 3.82 \quad (36)$$

$$n \in [2;7] \quad ap2_n = -0.4733 n^2 + 6.2626 n - 22.365 \quad (37)$$

$$n \in [8;10] \quad ap2_n = 0.6797 n - 13.388 \quad (38)$$

$$n \in [1;10] \quad ap4_n = 10.6 \quad (39)$$

$$n \in [1;3] \quad TBA_{min,n} = (0.1452n + 0.2654) * TBA_{50,5} \quad (40)$$

$$n \in [4;10] \quad TBA_{min,n} = (-0.073n + 1.3521) * TBA_{50,5} \quad (41)$$

La résolution mathématique à l'aide des fonctions auparavant décrites permet donc de définir :

$$Rl \in [0;zp12_n] \quad TBA_{Rl,n} = (ap1_n * Rl^2 + bp1_n * Rl + cp1_n)TBA_{50,5} \quad (42)$$

$$ap1_n = \frac{4(\|TBA_{zp12,n}\| - \|TBA_{min,n}\|)}{zp12_n^2} \quad (43)$$

$$bp1_n = -ap1_n * zp12_n \quad (44)$$

$$cp1_n = \|TBA_{zp12,n}\| = \|TBA_{0,n}\| \quad (45)$$

$$Rl \in [zp12_n;zp23_n] \quad TBA_{Rl,n} = (ap2_n * Rl + bp2_n)TBA_{50,5} \quad (46)$$

$$Rl \in [zp23_n;zp34_n] \quad TBA_{Rl,n} = TBA_{50,5} \quad (47)$$

$$Rl \in [zp34_n;1] \quad TBA_{Rl,n} = (ap4_n * Rl + bp4_n)TBA_{50,5} \quad (48)$$

$$bp4_n = \|TBA_{50,n}\| - (zp34_n * ap4_n) \quad (49)$$

Cet algorithme de prédiction des aires d'os trabéculaire est évalué dans un premier temps sur notre base de données d'entrée (sujet S609, Figure 4-19). L'application se base sur un paramètre d'entrée correspondant à l'aire de trabéculaire d'un tronçon à 50% de la 5ème côte ($TBA_{50,5,609}$).

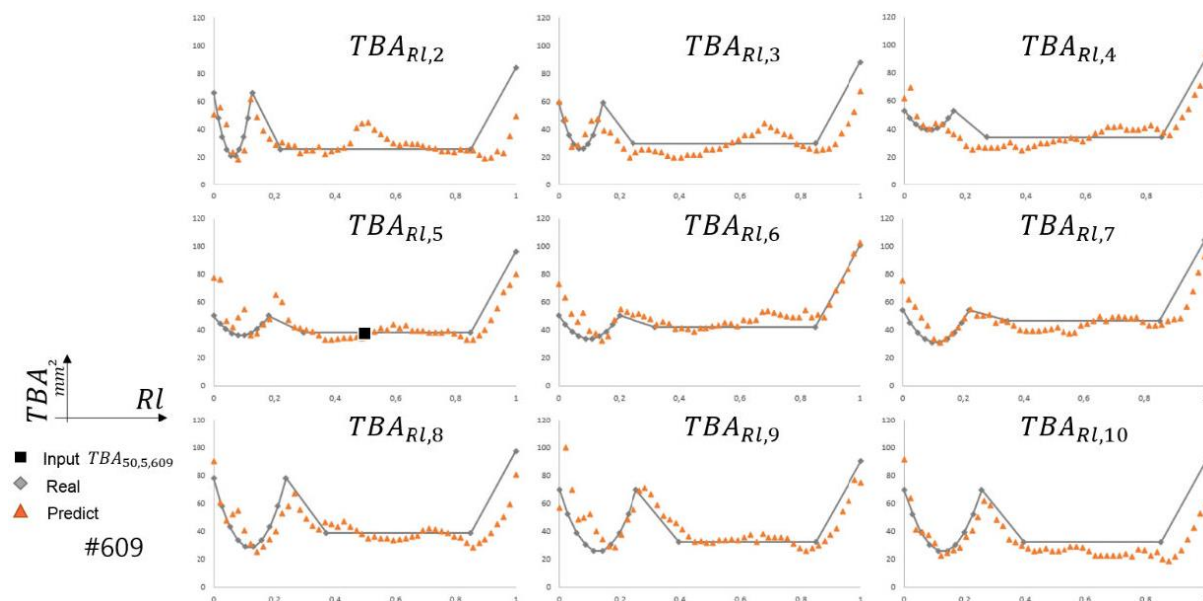


FIGURE 4- 19 : APPLICATION DE LA METHODE DE PERSONNALISATION DES AIRES D’OS TRABECAULAIRE SUR LE SUJET 609 A PARTIR D’UN PARAMETRE D’ENTREE $TBA_{50,5,609}$.

La prédiction est plutôt bonne dans les zones zn2 et zn3. La première zone au niveau de la tête de côte est plus difficilement prédictible car elle est située dans une zone à forte variation (col, tubérosités). La zone zn4 (entre 85% et 100%) est elle aussi une zone limite (jonction costo-chondrale) plus aléatoire en fonction du numéro de côte.

L'application sur le sujet 605 confirme ces tendances (Figure 4-20). Une limite de la méthode de prédiction des aires de trabéculaire peut cependant apparaître dans la zone zn4 proche de la jonction costo-chondrale. Le modèle analytique construit à partir des résultats du sujet 609 montre une augmentation de l'aire d'os trabéculaire après les 83%. Ce type d'évolution est moins marqué sur le sujet #605, créant un écart plus important entre les aires réelles et prédites sur les 5 derniers pourcents.

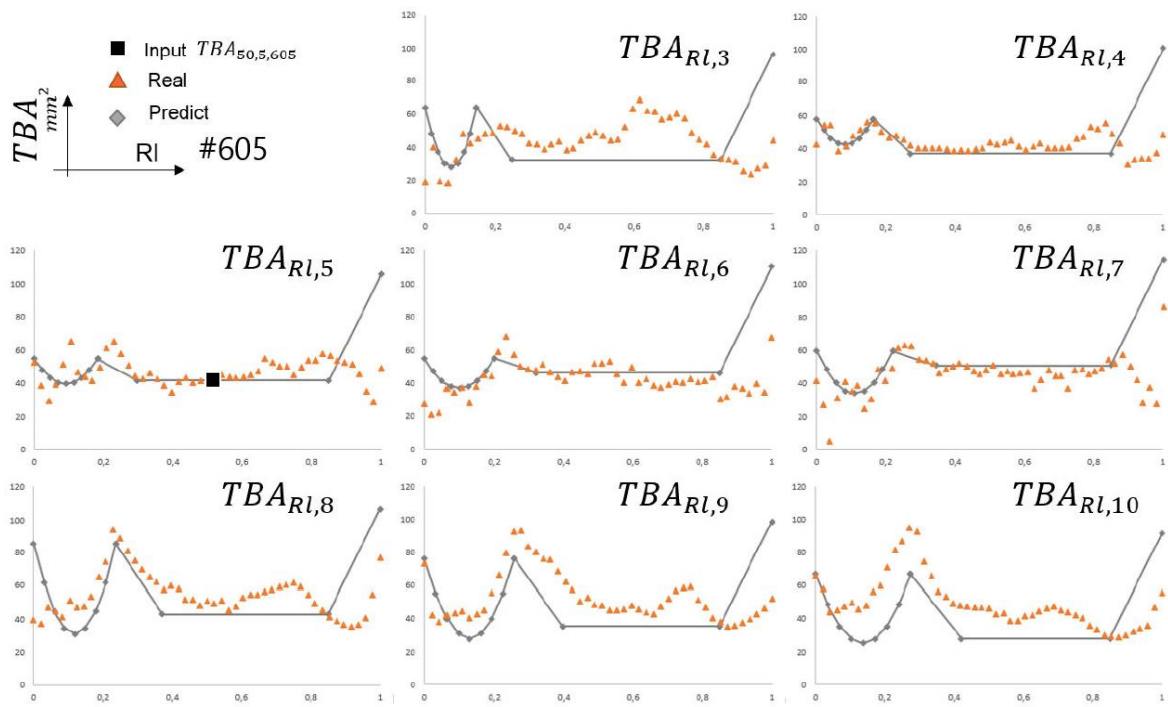


FIGURE 4- 20 : APPLICATION DE LA METHODE DE PERSONNALISATION DES AIRES D’OS TRABECULAIRE SUR LE SUJET 605 A PARTIR D’UN PARAMETRE D’ENTREE $TBA_{50,5,605}$.

Pour évaluer le modèle analytique, il a été choisi de regarder le volume d’os trabéculaire $TBV_{n,s}$ (à l’aide de la longueur $L_{n,s}$ et des aires $TBA_{n,s}$) pour chaque côte. Sur la Figure 4-20, on constate une évolution similaire entre le modèle réel et prédit. Cette tendance présente une augmentation du volume entre les côtes 1 et 7 (vraies côtes), suivie d’une diminution entre les côtes 8 et 10 (fausses côtes). Le volume calculé du S609 est proche du volume réel (écart maximum de 12% sur la 8ème côte). L’application des équations à partir de la mesure $TBA_{50,5}$ sur le sujet #605 révèle une différence plus importante sur les côtes 6 et 7 avec un écart de 25%. Cependant, l’écart sur les autres côtes est faible (inférieur à 6%). L’avantage de cette comparaison est de montrer une bonne évolution de l’algorithme en fonction des numéros de côte.

Ce travail sur les sections locales permet de caractériser la taille de chaque section pour l’ensemble du thorax à partir d’un seul paramètre d’entrée $TBA_{50,5}$ (aire d’os trabéculaire au milieu de la 5ème côte).

4.2.2 Personnalisation géométrique à l’échelle microscopique des épaisseurs de corticale

Si on repart sur notre stratégie de personnalisation locale des côtes humaines, il reste maintenant à identifier des relations pour les paramètres The , Thb , Thi et Tht , identifiés au début de ce chapitre. Un repère s’appuyant sur les axes principaux d’inertie I_{xx} et I_{yy} a été défini. Celui-ci permet de localiser les tables internes et externes de la côte ainsi que les arêtes supérieures et inférieures. 50 points de mesure sont répartis uniformément sur le périmètre de la table externe et localisés par le ratio Rs . De la même manière, nous disposons de 50 autres points sur la table interne. Le point à 0% correspond à l’arête supérieure (Tht) de la

côte (intersection avec l'axe d'inertie principal l_{xx}). Pour une section donnée, l'ensemble de ces points permet d'effectuer une analyse précise de la distribution des épaisseurs sur les différentes tables. La figure ci-dessous présente les résultats obtenus sur une section située à 50 % de la longueur de côte 5 du S605.

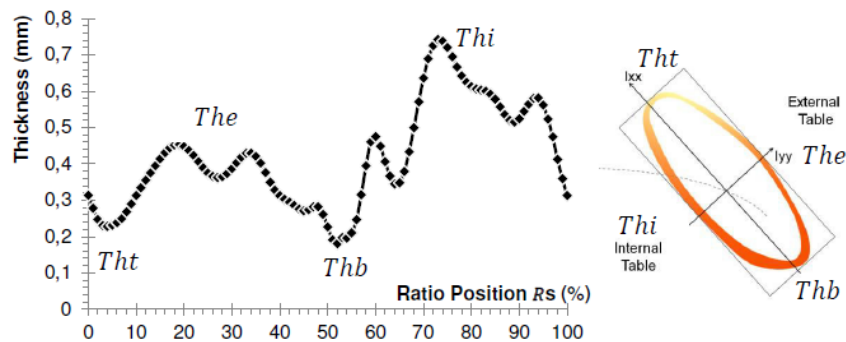


FIGURE 4- 21 : DISTRIBUTION DE L'ÉPAISSEUR D'OS CORTICAL DANS UNE SECTION.

Les deux valeurs minimales sur cette courbe correspondent aux arêtes supérieure et inférieure de la côte où les épaisseurs d'os cortical sont très minces, avec 0.21 mm pour le bord supérieur ($R_s=0\%$) et 0.19 mm pour la partie inférieure ($R_s=50\%$). Ces valeurs sont très proches l'une de l'autre en comparaison avec les résultats obtenus sur les tables externe ($R_s=25\%$) et interne ($R_s=75\%$). La table interne présente les plus grandes épaisseurs de cortical avec une valeur s'élevant à environ 0.67 mm contre 0.42 mm pour la table externe. Cette analyse des épaisseurs pour chaque section peut être couplée à l'analyse le long de la côte. Si les deux systèmes de référence (R_I et R_s) sont considérés, une cartographie des épaisseurs pour l'ensemble de la côte peut être établie et permet une meilleure compréhension de ces variations. Cette représentation 3D fait intervenir également les axes d'inertie de chaque section et la localisation des tables et arêtes caractéristiques.

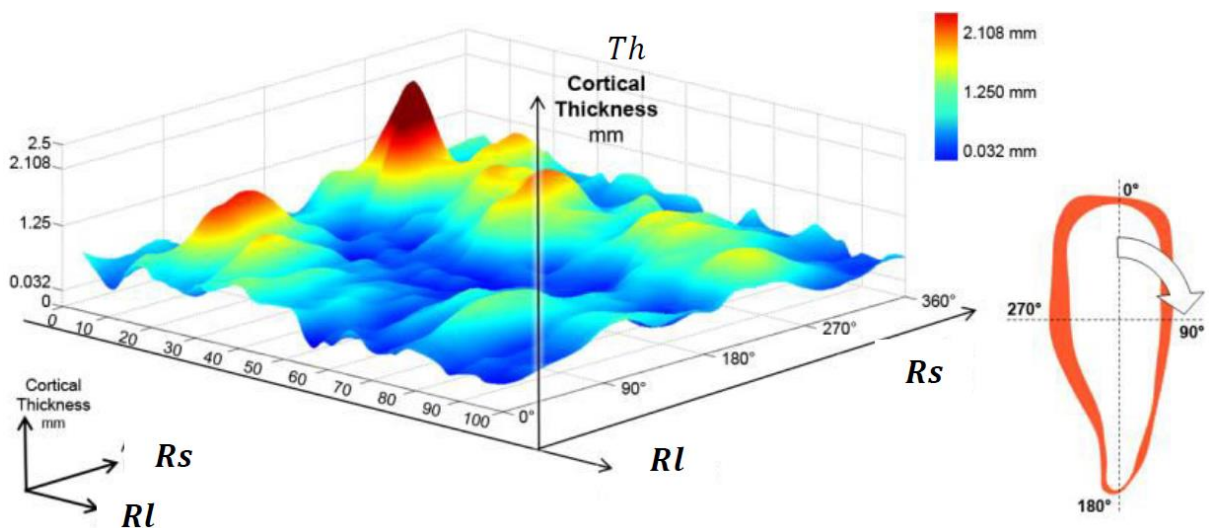


FIGURE 4- 22 : CARTOGRAPHIE DES ÉPAISSEURS DE CORTICAL DE LA CÔTE 5 DU SUJET S605.

Comme pour la partie précédente, le sujet S609 est utilisé pour définir les lois de personnalisation s'appuyant sur chacune des épaisseurs d'os cortical. Le sujet d'étude S605 permettra de valider ces tendances établies. L'objectif est de trouver des corrélations entre les épaisseurs (T_h), les paramètres d'emplacement le long de la côte (RI), dans la section (R_s) et les numéros de côtes (n), bien entendu en minimisant le nombre de paramètres du modèle.

4.2.2.1 Personnalisation de l'épaisseur de la table externe

La première épaisseur à personnaliser est celle de la table externe (The). Chaque courbe, correspondant à chaque côte, de la variation de l'épaisseur du sujet S609 est lissée pour minimiser les « anomalies » anatomiques. L'ensemble des variations inter-individuelles du sujet S609 permet d'identifier 2 zones caractéristiques, avant et après la position à 20% de la longueur de côte ($RI=0.2$).

- la première zone ($e1$) montre une variation importante (croissante puis décroissante) de l'épaisseur d'os cortical et sera estimée par un polynôme de second ordre.
- la seconde zone ($e2$) sera considérée comme une droite de régression linéaire.

On notera également une évolution différente de la première côte. Ces zones $e1$ et $e2$ sont fixées pour l'ensemble des 10 côtes. Une variation du RI, pilotant la position de cette délimitation, peut également être envisagée mais ne sera pas prise en compte dans cette étude. La simplification par une limite fixe entre $e1$ et $e2$, semble suffisamment représentative pour décrire l'évolution de l'épaisseur de la table externe.

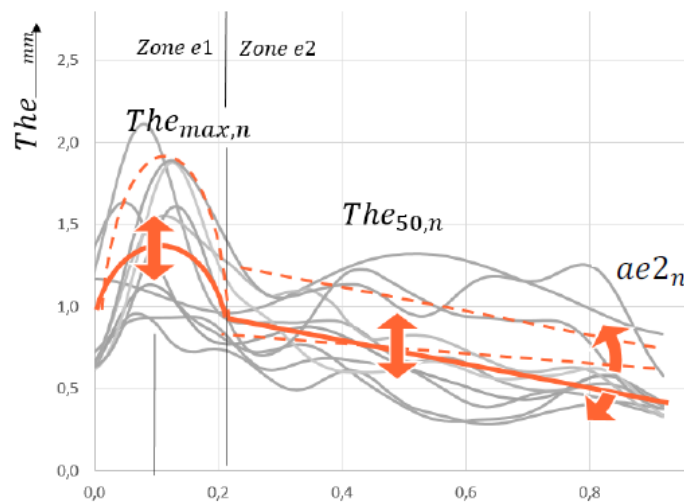


FIGURE 4- 23 : EVOLUTION DES EPAISSEURS DE LA TABLE EXTERNE POUR CHAQUE COTE ET PARAMETRAGE DU MODELE SIMPLIFIE.

Comme pour les autres paramètres, il a été choisi de faire une normalisation de chaque côte par la valeur obtenue à 50 % de la côte 5. Les 3 fonctions à définir pour chaque paramètre sont alors en 3 sous-algorithmes résumés sur la Figure 4-24 :

- La définition de la différence entre chaque côte par l'intermédiaire du tronçon à 50%. La personnalisation de cette épaisseur permet de placer un premier point à 50% pour chaque côte par lequel passera la droite de régression linéaire (Figure 4-24-a).

- La définition de l'ensemble des épaisseurs de la zone 2 entre 20 et 100% par les coefficients directeurs des droites de chaque côte.
- La définition de l'ensemble des épaisseurs de la zone 1 entre 0 et 20% par le positionnement de chaque point $The_{max,n}$ et la génération d'un polynôme d'ordre 2.

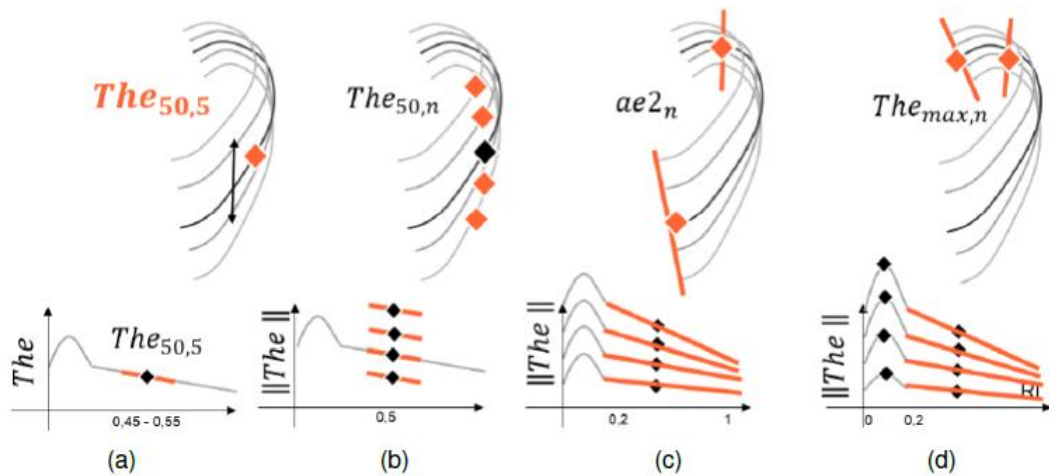


FIGURE 4- 24 : ILLUSTRATION DES DIFFERENTES ETAPES DE PERSONNALISATION, A) NORMALISATION PAR LA VALEUR A 50% DE LA 5EME COTE, B) DEFINITION DES VALEURS A 50% DE CHAQUE COTE, C) DEFINITION DES COEFFICIENTS DIRECTEURS DANS LA SECONDE ZONE, D) CARACTERISATION DES VALEURS MAXIMALE DANS LA PREMIERE ZONE.

Pour le premier paramètre, on observe une relation linéaire de $The_{50,n}$ en fonction de $The_{50,5}$ entre la 2ème et 10ème côte et une valeur extrême pour la 1ère côte. Concernant l'évolution dans la seconde zone entre 20 et 100 %, on cherche à personnaliser le coefficient directeur entre chaque côte. La 1ère côte est une fois de plus considérée comme une valeur fixe. Un polynôme de degré 3 est utilisé pour prédire les coefficients $ae2_n$ pour n compris entre 2 et 7. Les 3 fausses côtes (8, 9 et 10) suivent une évolution différente, estimable par un polynôme de degré 2. Concernant la zone entre 0 et 20 %, elle est définie par $The_{max,n}$ et la parabole qui passe par 3 points caractéristiques.

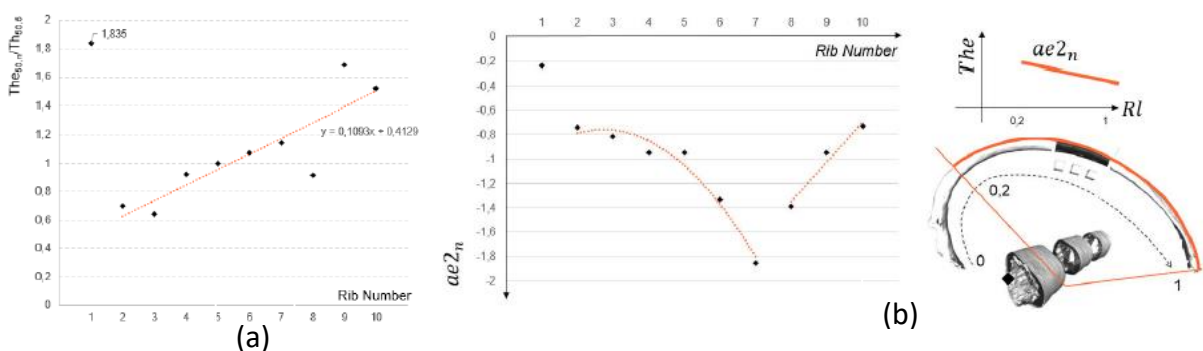


FIGURE 4- 25 : (A) ESTIMATION DES EPAISSEURS DE LA TABLE EXTERNE A 50 % DE CHAQUE COTE, VALEUR NORMALISEE PAR L'EPAISSEUR DU TRONÇON A 50% DE LA 5EME COTE ; (B) RELATION ENTRE CHAQUE COEFFICIENT DIRECTEUR DE LA DROITE EMPLOYEE DANS LA SECONDE ZONE.

Le modèle de personnalisation de l'épaisseur de la table externe est donné par les équations suivantes :

$$n = 1 \quad The_{50,n} = 1.835 * The_{50,5} \quad (50)$$

$$n \in [2;10] \quad The_{50,n} = (0.1093 * n + 0.4129) The_{50,5} \quad (51)$$

$$RI \in [0.2;1] \ \& \ n=1 \quad ae2_n = -0.238 \quad (52)$$

$$RI \in [0.2;1] \ \& \ n \in [2;7] \quad ae2_n = -0.018 n^3 + 0.187n^2 - 0.695n + 0.0526 \quad (53)$$

$$RI \in [0.2;1] \ \& \ n \in [8;10] \quad ae2_n = -0.110 n^2 + 2.317n - 12.858 \quad (54)$$

$$RI \in [0.2;1] \ \& \ n \in [1;10] \quad be2_n = ||The_{50,n}|| - (0.5 * ae2_n) \quad (55)$$

$$RI \in [0;0.2] \quad The_{max,n} = (0.155 * n + 1.3735) The_{50,5} \quad (56)$$

$$RI \in [0;0.2] \quad The_{RI,n} = (ae1_n * RI^2 + be1_n * RI + ce1_n) The_{50,n} \quad (57)$$

$$RI \in [0;0.2] \quad ae1_n = \frac{(0.155 * n + 1.3735) - ce1_n}{-0.01} \quad (58)$$

$$RI \in [0;0.2] \quad be1_n = -0.2 * ae1_n \quad (59)$$

$$RI \in [0;0.2] \quad ce1_n = 0.2 * ae2_n + be2_n \quad (60)$$

L'évaluation des équations de personnalisation de $The_{RI,n}$ est appliquée sur le sujet S609, utilisé pour définir l'ensemble de ces lois. L'application se base uniquement sur l'épaisseur du tronçon de la 5^{ème} côte $The_{50,5}$ et les paramètres de localisation RI et n. La représentation des épaisseurs est donnée sur la Figure 4-26 sur laquelle 9 côtes sont représentées. La 1ère côte, plus atypique (non représentée sur la figure) engendre une différence de 12.1%.

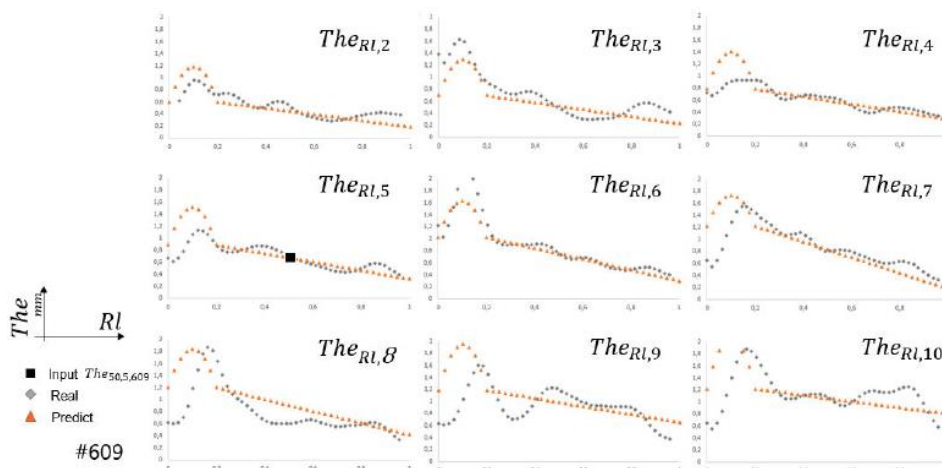


FIGURE 4- 26 : APPLICATION DE LA METHODE DE PERSONNALISATION DES TABLES EXTERNES SUR LE SUJET S609 A PARTIR D'UN UNIQUE PARAMETRE D'ENTREE $The_{50,5,609}$.

Nous observons que l'épaisseur de cortical à 50% de chaque côte est correctement prédite avec notre modèle. Seule la côte 8 présente un écart plus important avec une surestimation de $The_{50,8}$. La zone entre 20 et 100% est également bien estimée d'après les coefficients directeurs $ae2_n$. La droite est correctement prédite pour l'ensemble de l'hémi-thorax. Certaines côtes telles que la 3ème et la 9ème ont des oscillations plus importantes mais notre modèle prédictif vient moyenniser cette diminution de façon adéquate. La 10ème côte possède

cependant une augmentation de l'épaisseur entre 60 et 80%. Les limites de cette application apparaissent dans la zone entre 0 et 20%, plus dispersive et aléatoire. En effet, on remarque que le polynôme de degré 2 choisi s'éloigne parfois des épaisseurs réelles. Ce constat est fortement visible sur les côtes 4, 7 et 9. Cet écart résulte d'une forte dispersion dans cette zone anatomique (e1) et donc d'une difficulté de personnalisation.

Notre modèle est également évalué sur la seconde base de données issue du sujet S605. Pour cela, nous utilisons les lois identifiées sur le sujet S609 dont la normalisation s'est faite par le tronçon au centre de la 5ème côte. L'utilisation du $The_{50,5,605}$ comme paramètre d'entrée permet d'obtenir les valeurs prédites pour l'ensemble des tables externes (Figure 4-27).

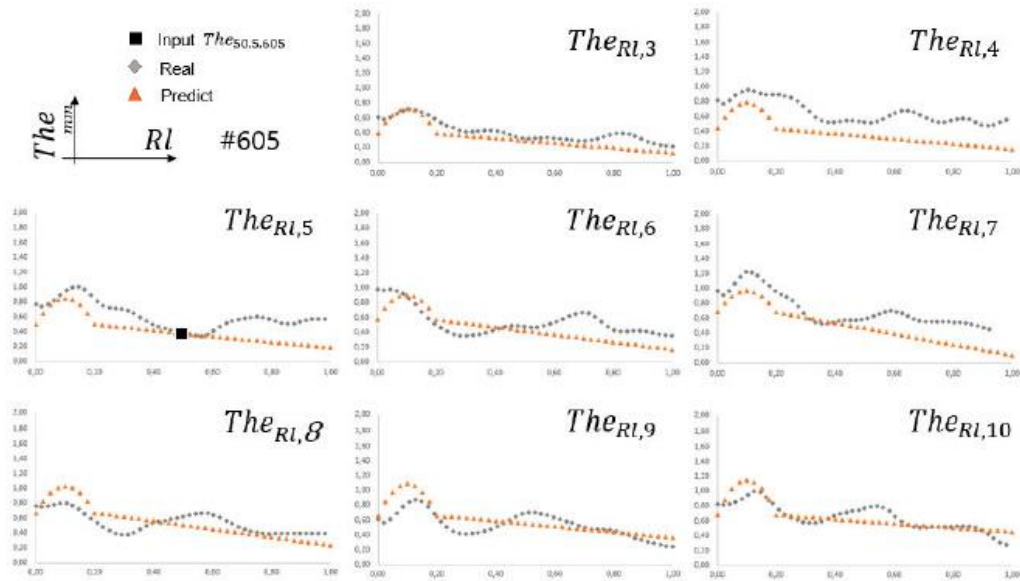


FIGURE 4- 27 : APPLICATION DE LA METHODE DE PERSONNALISATION DES TABLES EXTERNES SUR LE SUJET S605 A PARTIR D'UN UNIQUE PARAMETRE D'ENTREE $The_{50,5,605}$.

Les valeurs à 50% de l'ensemble des côtes sont dans la majeure partie des cas sous-estimées. L'illustration donnée pour la 5ème côte montre une zone plus faible entre 40 et 60% suivie d'une légère augmentation entre 60 et 80%. Cette variation le long de la côte n'a pas été rencontrée sur le sujet S609 pour cette table externe. Cette valeur légèrement plus faible conditionne les premiers points caractéristiques de chaque côte. Une légère sous-estimation des épaisseurs à 50% est alors observée. L'évolution du coefficient directeur ae_{2n} pour chaque côte décrit cependant une décroissance cohérente des épaisseurs de cortical. Cette diminution est alors prédite de façon adéquate dans la zone e2 entre les 20 et 100%. Le modèle défini entre 0 et 20% (zone e1) est cependant plus adapté à l'évolution sur le sujet S609 que sur le S605. En effet, l'augmentation d'épaisseur observée sur l'ensemble des côtes du sujet S609 est moins évidente ici. Cette zone anatomique à épaisseurs importantes est moins prépondérante sur les côtes 4 et 6. La courbe polynomiale de degré 2 décrit une meilleure représentation qu'un modèle linéaire dans cette zone présentant une forte dispersion anatomique.

4.2.2.2 Personnalisation de l'épaisseur de la table interne

Le second paramètre local à personnaliser est l'épaisseur d'os cortical sur la table interne. L'étude des épaisseurs sur cette table a révélé des épaisseurs plus importantes que sur la table externe. Nous avons constaté également une diminution de cette épaisseur le long de la côte. Comme le montre la Figure 4-28, la séparation en 2 zones d'évolution est moins évidente pour cette localisation. La normalisation des valeurs réelles s'effectue par l'épaisseur du tronçon à 50% de la 5ème côte $Thi_{50,5}$. L'application se base alors sur une étude des relations entre côtes en 3 étapes :

- Caractérisation des valeurs à 50% des épaisseurs des tables internes $Thi_{50,n}$ normalisées par l'épaisseur de la 5ème côte (Figure 4-28-b).
- Estimation des coefficients directeurs de la droite $ai_{2,n}$ considérés dans la zone $i2$ entre 40% et 100% (Figure 4-28-c).
- Application de la valeur à 40% pour la première zone $i1$ permettant de moyenniser les dispersions observées (Figure 4-28-d).

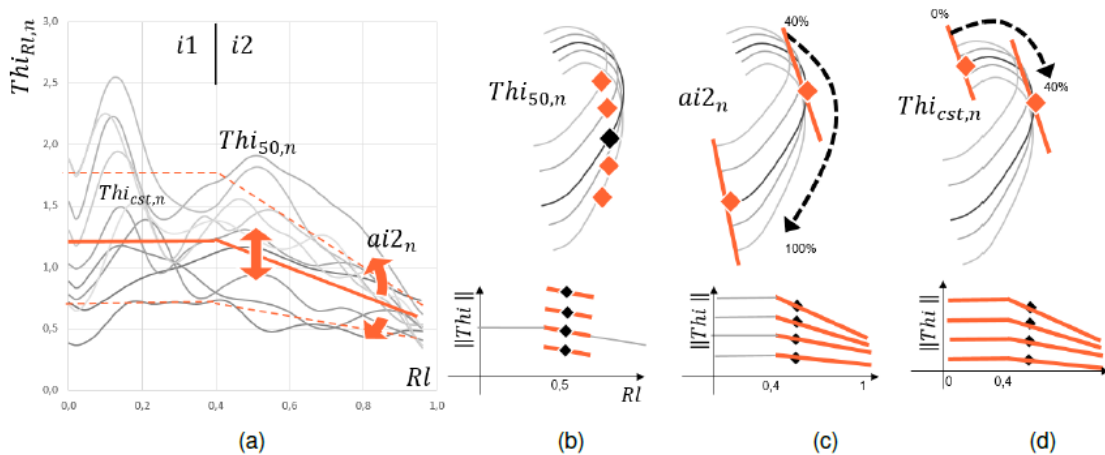


FIGURE 4- 28 : ILLUSTRATION DES DIFFERENTES ETAPES DE PERSONNALISATION DE LA TABLE INTERNE, A) PARAMETRAGE DU MODELE, B) NORMALISATION PAR LA VALEUR A 50% DE LA 5EME COTE ET DEFINITION DES VALEURS A 50% DE CHAQUE COTE, C) DEFINITION DES COEFFICIENTS DIRECTEURS DANS LA SECONDE ZONE, D) SIMPLIFICATION DE LA PREMIERE ZONE PAR UNE CONSTANTE.

Comme pour les valeurs de la table externe, les différentes relations sont établies sur la population du sujet S609. Nous constatons 3 groupements caractéristiques pour les valeurs de $Thi_{50,n}$ normalisées par $Thi_{50,5}$. La première côte se positionne différemment des autres côtes avec un ratio de 0.89 de l'épaisseur $Thi_{50,5}$. Pour la partie de l'hémithorax entre la 2ème et 5ème côte, les valeurs des épaisseurs de la table interne peuvent être estimées par une droite caractérisant une augmentation de chaque tronçon à 50%. Le troisième groupe correspond aux autres côtes entre la 6ème et la 10ème sur lesquelles une diminution est observée et approximée également par une droite.

Concernant l'estimation des valeurs de la zone $i2$, L'analyse de l'évolution de $ai_{2,n}$ en fonction du numéro de côte permet d'identifier 2 zones correspondant aux vraies côtes (1 à 7) puis aux fausses côtes (8 à 10). Une forme polynomiale de degré 3 est alors choisie pour estimer les

coefficients directeurs ai_{2_n} entre la 1ère et 7ème côte suivi d'un polynôme de degré 1 pour les autres. L'ordonnée à l'origine bi_{2_n} est quant à elle liée à la définition de l'épaisseur à 40%.

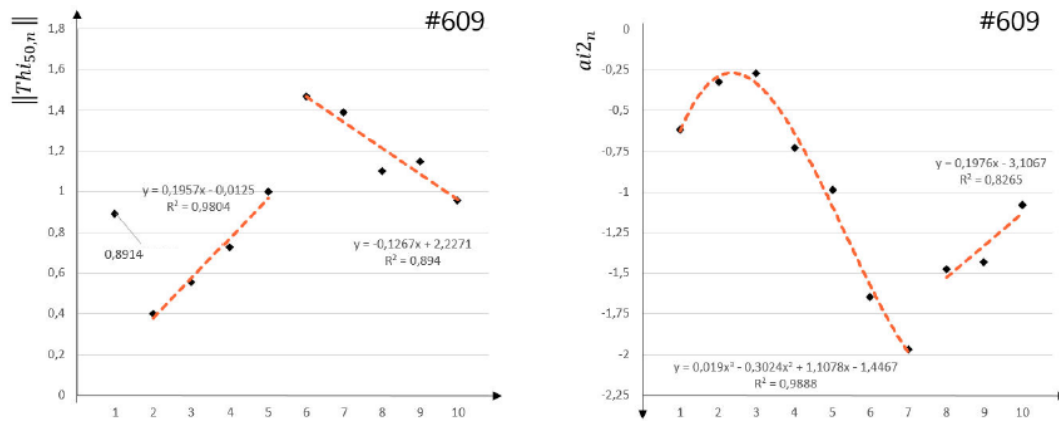


FIGURE 4- 29 : ILLUSTRATION DES RELATIONS ENTRE CHAQUE COTE SUR LE SUJET S609, A) RELATION ENTRE CHAQUE EPAISSEUR INTERNE A 50% EN FONCTION DU NUMERO DE COTE, B) RELATION ENTRE CHAQUE COEFFICIENT DIRECTEUR UTILISE DANS LA ZONE ENTRE 40 ET 100%.

Le modèle de personnalisation de l'épaisseur de la table interne est donné par les équations suivantes :

$$RI = 50 \text{ \& } n=1 \quad Thi_{50,n} = 0.8914 * Thi_{50,5} \quad (61)$$

$$RI = 50 \text{ \& } n \in [2;5] \quad Thi_{50,n} = (0.1957n - 0.0125) * Thi_{50,5} \quad (62)$$

$$RI = 50 \text{ \& } n \in [6;10] \quad Thi_{50,n} = (-0.1267 + 2.2271) * Thi_{50,5} \quad (63)$$

$$RI \in [0.4;1] \quad Thi_{RI,n} = (ai_{2_n} * RI + bi_{2_n}) * Thi_{50,5} \quad (64)$$

$$RI \in [0.4;1] \text{ \& } n \in [1;7] \quad ai_{2_n} = 0.019n^3 - 0.3024n^2 + 1.1078n - 1.4467 \quad (65)$$

$$RI \in [0.4;1] \text{ \& } n \in [8;10] \quad ai_{2_n} = 0.1976n - 3.1067 \quad (66)$$

$$RI \in [0.4;1] \text{ \& } n \in [1;10] \quad bi_{2_n} = ||Thi_{50,n}|| - (0.5 * ai_{2_n}) \quad (67)$$

$$RI \in [0;0.4] \quad Thi_{RI,n} = Thi_{40,n} = (0.4 * ai_{2_n} + bi_{2_n}) * Thi_{50,5} \quad (68)$$

Ces différentes fonctions sont appliquées puis comparées aux résultats du sujet S609 afin d'évaluer le type de modèle choisi et sa bonne représentativité (Figure 4-30).

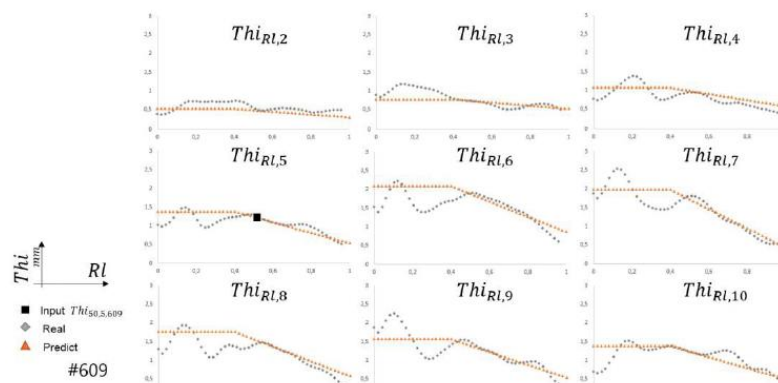


FIGURE 4- 30 : APPLICATION DE LA METHODE DE PERSONNALISATION DES TABLES INTERNES SUR LE SUJET S609 A PARTIR D'UN UNIQUE PARAMETRE D'ENTREE $Thi_{50,5,609}$.

Le premier constat concerne les épaisseurs à 50% $Thi_{50,n}$ correctement prédites par les équations. La valeur à 50% de la 5ème côte mesurée sur la table interne permet de définir de façon fiable la position de la droite de la zone i2. De plus, les coefficients directeurs $ai_{2,n}$ de ces 10 droites définies entre 40 et 100% représentent convenablement la tendance décroissante de ces épaisseurs de table interne $Thi_{RI,n}$. Comme nous l'avons souligné précédemment, la difficulté est de déterminer un modèle personnalisé dans la zone i1. Les dispersions observées entre 0 et 40% sont en effet très et non répétibles sur l'ensemble de l'hémithorax. Cependant, le modèle linéaire employé, équivalent à l'épaisseur prédite à 40%, est positionné de façon correcte sur la majeure partie des côtes. L'application sur le sujet S605 permet alors de vérifier ce modèle de personnalisation sur une autre base de données (Figure 4-31).

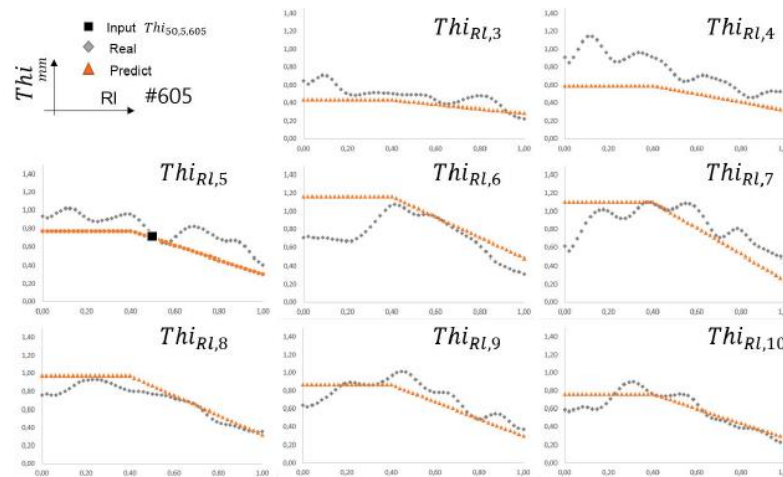


FIGURE 4- 31 : APPLICATION DE LA METHODE DE PERSONNALISATION DES TABLES INTERNES SUR LE SUJET S605 A PARTIR D'UN UNIQUE PARAMETRE D'ENTREE $Thi_{50,5,605}$.

Le premier constat montre une différence de l'évolution de l'épaisseur réelle de chaque côte. La zone i1 est en effet moins dispersée que sur le sujet S609 avec une progression plus constante notamment pour les côtes 3, 5, 8, 9 et 10. La valeur moyenne dans cette zone i1 peut cependant varier fortement entre chaque côte. La côte 6 présente une valeur plus faible (0.7 mm) que ses 2 côtes voisines. Le modèle personnalisé pour cette 6ème côte engendre des différences importantes entre 0 et 30%. Les épaisseurs à 50% pour chaque côte sont correctement définies avec un écart inférieur à 0.1 mm. Seule la 4ème côte possède une différence d'épaisseur sur ce tronçon milieu de l'ordre de 0.3 mm. Les droites dans la zone i2 sont correctement prédites.

4.2.2.3 Personnalisation de l'épaisseur des bords supérieurs et inférieurs

Le dernier paramètre local d'os cortical à personnaliser est l'épaisseur des bords supérieurs et inférieurs. Nous avons pu constater lors de la thèse d'Olivier Mayeur [MAY 13] que les valeurs des arêtes supérieures et inférieures sont quasi identiques sur les sujets S605 et S609, comme pour les 16 tronçons à 50%. L'algorithme est donc simplifié par cette considération d'épaisseur équivalente ($Th_{t_n} = Th_{b_n}$). Pour les deux hémithorax micro-scannés, nous remarquons une diminution de cette épaisseur le long de la côte sans réelle distinction de zone (suivant RI) telle

que pour les tables internes et externes. L'estimation des $Thb_{RI,n}$ est effectuée à l'aide d'une droite de régression linéaire.

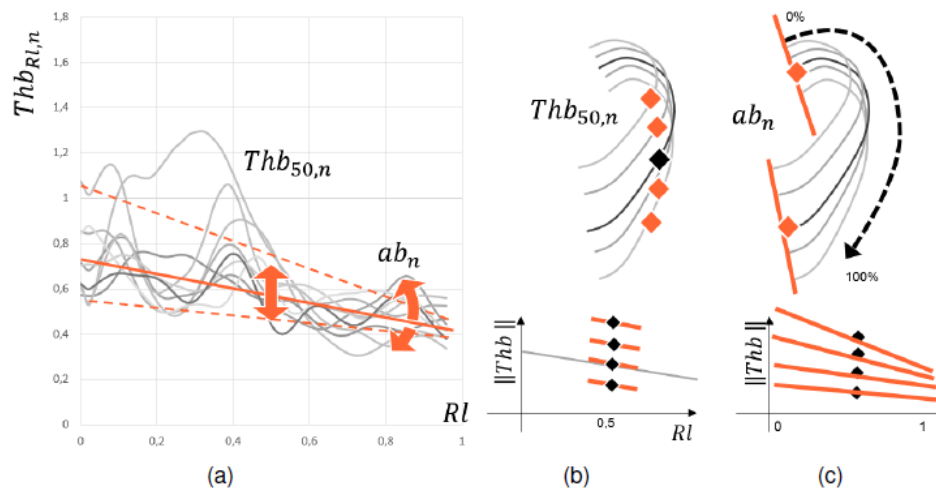


FIGURE 4- 32 : ILLUSTRATION DES DIFFERENTES ETAPES DE PERSONNALISATION DES ARETES SUPERIEURES ET INFERIEURES, A) PARAMETRAGE DU MODELE, B) DEFINITION DES VALEURS A 50% DE CHAQUE COTE, C) DEFINITION DES COEFFICIENTS DIRECTEURS DES DROITES DE REGRESSIONS LINEAIRES.

Cette stratégie repose sur la définition de 2 paramètres correspondant à l'épaisseur du tronçon à 50% de chaque côte $Thb_{50,n}$ et du coefficient directeur ab_n . L'épaisseur des arêtes du tronçon à 50% de la 5ème côte est considérée comme mesure d'entrée. Une normalisation par $Thb_{50,5}$ est effectuée afin de définir les équations sur le sujet S609 (Figure 4-33).

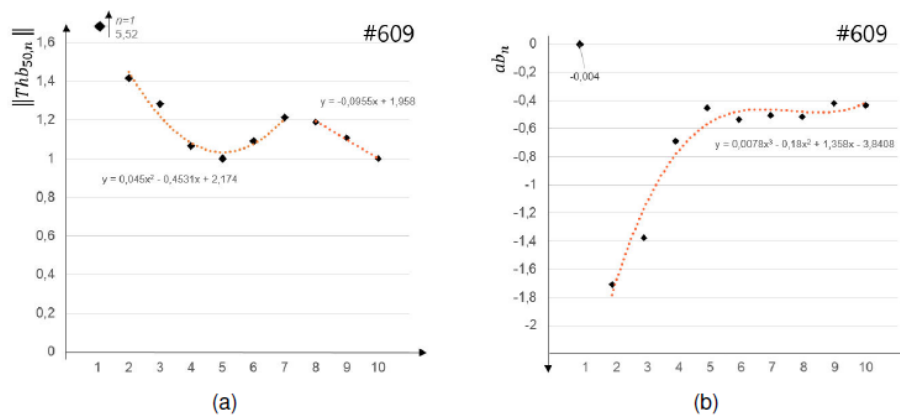


FIGURE 4- 33 : RELATIONS ENTRE CHAQUE COTE SUR LE SUJET S609, A) RELATION ENTRE CHAQUE EPAISSEUR DES ARETES A 50% EN FONCTION DU NUMERO DE COTE, B) RELATION ENTRE CHAQUE COEFFICIENT DIRECTEUR DE LA DROITE DE REGRESSION LINEAIRE.

Le modèle de personnalisation de l'épaisseur des bords supérieurs et inférieurs est donné par les équations suivantes :

$$n \in [1;10] \quad Thb_n = Thb_n \quad (69)$$

$$RI = 50 \text{ \& } n=1 \quad Thb_{50,1} = 5.52 * Thb_{50,5} \quad (70)$$

$$RI = 50 \text{ \& } n \in [2;7] \quad Thb_{50,n} = (0.045n^2 - 0.4531n + 2.174) * Thb_{50,5} \quad (71)$$

$$RI = 50 \text{ \& } n \in [8;10] \quad Thb_{50,n} = (-0.0955n + 1.958) * Thb_{50,5} \quad (72)$$

$$n=1 \quad ab_n = -0.004 \quad (73)$$

$$n \in [2;10] \quad ab_n = 0.0078n^3 - 0.18n^2 + 1.358n - 3.8408 \quad (74)$$

$$n \in [1;10] \quad \|Thb_{0,n}\| = \|Thb_{50,n}\| - (05 * ab_n) \quad (75)$$

$$RI \in [0;1] \quad Thb_{RI,n} = (ab_n * RI + \|Thb_{0,n}\|) * Thb_{50,5} \quad (76)$$

Comme pour les paramètres $Th_{50,n}$ et $Th_{i50,n}$, une comparaison entre les dimensions réelles et prédites est effectuée sur le sujet pilote S609. Nous constatons une bonne représentativité du modèle analytique pour l'ensemble des côtes. Certaines oscillations sont moyennées par cette fonction (exemple côte 7 et 10). La régression linéaire employée est cohérente pour l'ensemble du thorax (Figure 4-34).

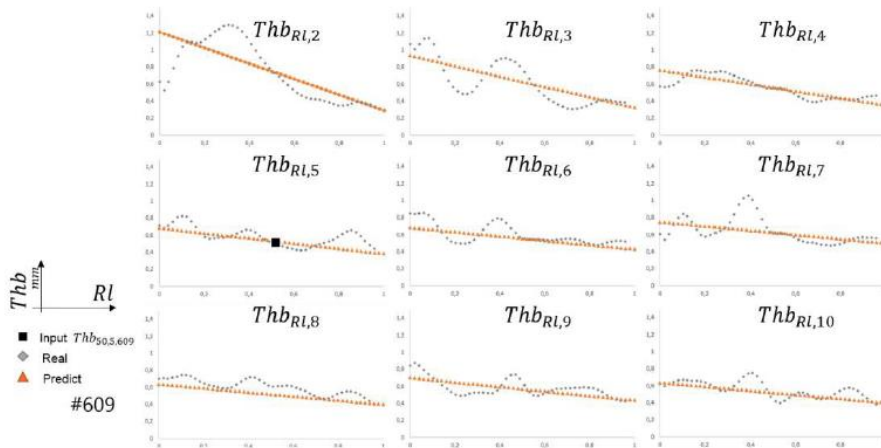


FIGURE 4- 34 : APPLICATION DE LA METHODE DE PERSONNALISATION DES ARETES SUPERIEURES ET INFERIEURES SUR LE SUJET S609 A PARTIR D'UN UNIQUE PARAMETRE D'ENTREE $Thb_{50,5,609}$.

L'application sur le sujet S605 permet de valider ce modèle de prédiction. Pour rappel, il est basé sur chaque épaisseur de l'arête supérieure à 50% des 10 côtes et des coefficients directeurs de la droite de régression linéaire. Comme pour les Th_n et $Th_{i,n}$, cette prédiction emploie l'épaisseur à 50% de la 5ème côte du sujet S605 comme paramètre d'entrée (Figure 4-35).

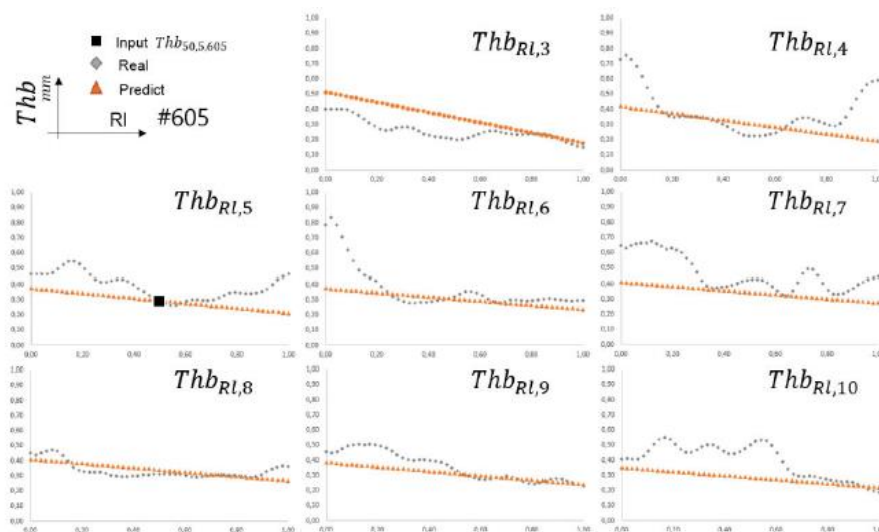


FIGURE 4- 35 : APPLICATION DE LA METHODE DE PERSONNALISATION DES ARETES SUPERIEURES ET INFERIEURES SUR LE SUJET S605 A PARTIR D'UN UNIQUE PARAMETRE D'ENTREE $Thb_{50,5,605}$.

L'application montre une bonne représentativité de notre modèle analytique pour l'ensemble des côtes. L'évolution décroissante de cette épaisseur de cortical est correctement prédite malgré les fortes oscillations observées sur chaque côte. On notera une sous-estimation pour les côtes 7 et 10. La 4^{ème} côte présente également une évolution réelle avec des valeurs plus importantes entre 0 et 20% et entre 80 et 100%. Cette différence sur la tête de côte est également observée pour la 6^{ème} côte.

4.2.3 Conclusion

L'analyse détaillée, effectuée sur les sujets 605 et 609, a permis d'établir dans un premier temps des relations d'évolution le long de la côte. Différentes localisations caractéristiques ont été identifiées concernant les tables (interne ou externe) et les arêtes (supérieure ou inférieure). Nous avons pu mettre en évidence que les épaisseurs sur les arêtes supérieures et inférieures sont très fines et sensiblement équivalentes sur chaque côte. La table interne est plus épaisse que la table externe. L'intérêt de notre étude est d'apporter une définition de l'évolution de cortical suivant ces 4 localisations (Tht, The, Thb et Thi) le long de chaque côte (entre la tête de côte et la jonction costochondrale). L'analyse de ces évolutions nous a également permis de mettre en évidence des relations entre chaque côte. Suivant le paramètre étudié, une distinction peut être établie entre les vraies côtes (1 à 7) et les fausses côtes (8 à 10). Nous pouvons aussi remarquer que la première côte a une géométrie différente. Les autres côtes ont une géométrie comparable avec une forme circulaire au niveau de la tête de côte et elliptique vers la jonction costo-chondrale. Les évolutions observées suivant les différentes zones anatomiques citées précédemment nous ont permis d'identifier des paramètres de normalisation pour établir des lois. Ces paramètres sont identifiés sur un tronçon de côte situé au milieu de la 5^{ème} côte. Un algorithme de prédiction des épaisseurs à partir du tronçon à 50% de la 5^{ème} côte a pu être généré d'après le sujet S609. L'application sur le sujet S605 a montré des résultats de prédiction concluant au vue du caractère très dispersif des épaisseurs d'os cortical et des variabilités interindividuelles. Cet algorithme permet de générer une cartographie des épaisseurs d'os cortical en tout point du thorax. Les résultats sont cependant aléatoires pour la première côte dont la cartographie réelle n'est pas similaire aux autres côtes. L'avantage de cet algorithme, constitué de 19 équations mathématiques, est qu'il nécessite uniquement le scan d'un tronçon situé au centre de la 5^{ème} côte pour construire une évolution personnalisée des épaisseurs de côte du thorax, à comparer à 6 mois de travail pour une approche par individu (10 Go de données par tronçons, 90 tronçons μ CT par hémithorax). Par manque de temps lors de la thèse d'Olivier Mayeur, nous n'avons malheureusement pas pu regarder la prédiction du modèle sur les côtes 5 des 16 autres sujets.

4.3. PERSONNALISATION MECANIQUE DES COTES HUMAINES

La dernière étape de la personnalisation du thorax est la partie mécanique, toujours avec la même stratégie d'obtenir le comportement mécanique de l'os cortical avec un minimum de paramètres d'entrées. Comme pour les autres parties de ce mémoire, je ne vais pas détailler le protocole pour arriver aux essais mécaniques, il est détaillé dans la thèse d'Olivier Mayeur. Ce qu'il faut retenir est que nous avons effectué des essais de traction quasi-statique sur des éprouvettes prélevées sur les tables interne et externe (dans différentes côtes) instrumentées de jauges de déformations. Pour remonter à la contrainte, nous avons utilisé les sections (BA_{min}) issues de la micro-tomographie (résolution de $2.8 \mu m$) afin de prendre en compte la géométrie réelle de l'échantillon et diminuer la dispersion. Au total, 25 éprouvettes testées en traction proviennent du sujet S605, 15 du sujet S609 et 16 uniquement de la 5ème côte des autres sujets.

Avant d'aller vers la personnalisation, nous avons noté une différence de comportement entre les essais réalisés sur le sujet S605 et S609 (Figure 4-36).

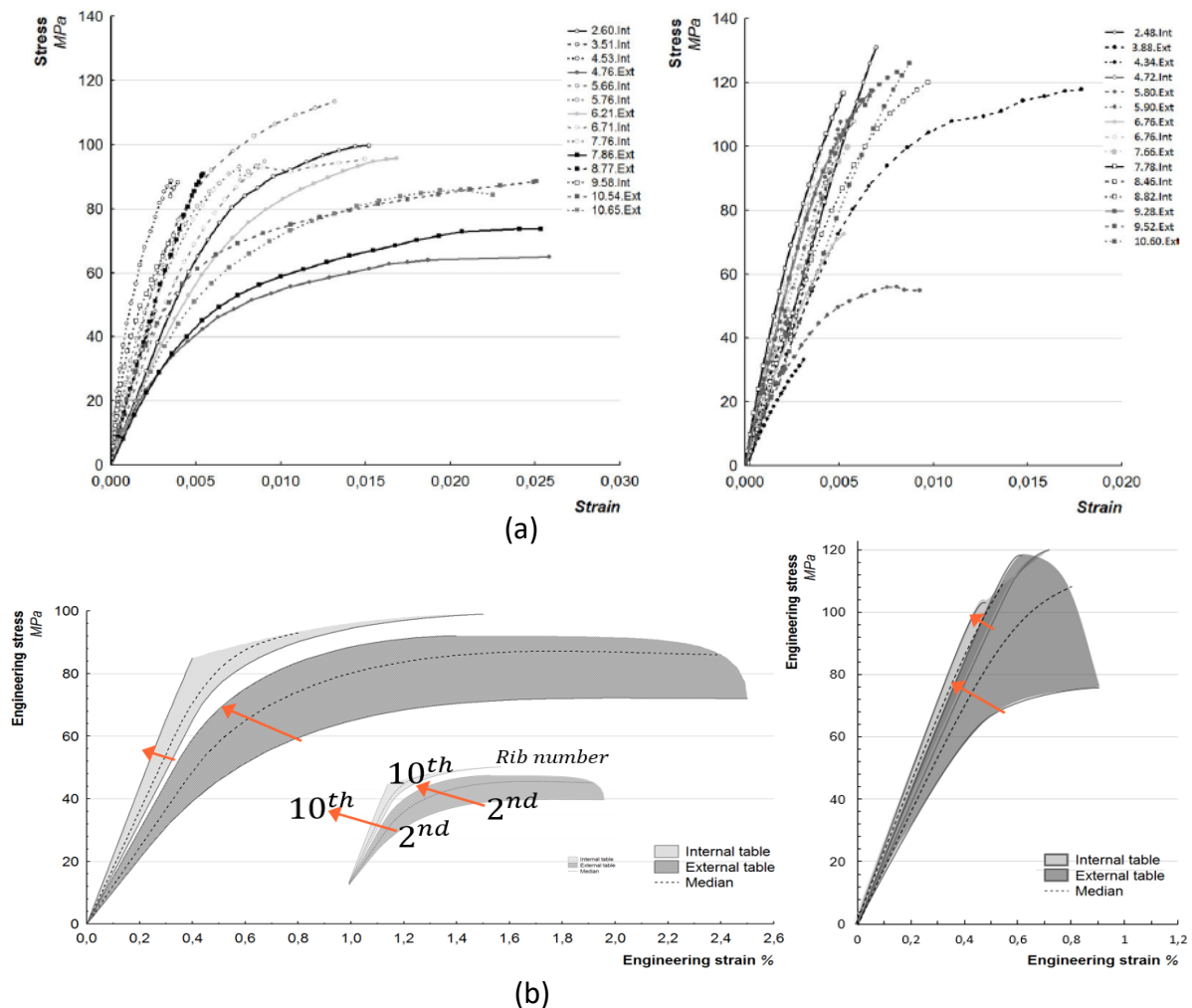


FIGURE 4- 36 : A) COURBE CONTRAINTE/DEFORMATION POUR LES 29 ESSAIS DE TRACTION EN QUASI-STATIQUE SUIVANT LES SUJETS #605 A GAUCHE ET #609 A DROITE. B) CORRIDORS SYNTHETISANT LES DIFFERENCES INTERINDIVIDUELLES POUR CHAQUE TABLE DE PRELEVEMENTS.

Une analyse statistique a mis en évidence une différence de comportement entre les tables interne et externe. Pour obtenir les corridors de la Figure 4-36 (B) ci-dessus nous avons utilisé les bornes des 25ème et 75ème quartiles des diagrammes à moustaches. L'identification des courbes contrainte/déformation fait intervenir la table de prélèvement (interne et externe) comme facteur pertinent dans la compréhension du comportement mécanique et révèle deux tendances distinctes. Pour le sujet S605, les déformations des éprouvettes externes sont plus importantes que sur la table interne. Cependant, ces tendances sont peu marquées sur le sujet S609, où la déformation est plus faible que le S605 et sur lequel les contraintes sont supérieures.

On constate sur le sujet S605, un comportement plus « ductile » (on le nommera : type #1) que le S609. L'observation faite sur la table externe révèle un allongement à la rupture plus important. Le sujet S609 est plus « fragile » (nommé : type #2) que le S605. La contrainte à la rupture est plus importante et la déformation à la rupture est plus modérée. Les deux types de loi de comportement (type #1 et type #2) sont considérés dans la suite de cette partie pour différencier les comportements de la table externe. La table interne des deux sujets se situe dans une configuration de type #2 avec un module de Young plus important. De plus, le sujet S605 présente une déformation à la rupture importante avec des corridors pour la table interne et externe non-superposés. Le S609 possède des déformations plus modérées sur la table externe avec une superposition du corridor avec celui de la table interne. Le comportement ductile ou fragile de l'os peut être dû aux conditions de vie des sujets, à leur vieillissement prématuré des cellules osseuses, à la régénération des tissus, etc. Nous verrons dans la suite que la structure interne de l'échantillon va alors apporter des éléments de réponses sur cette différence de comportements.

Plusieurs étapes sont nécessaires pour personnaliser le comportement mécanique des côtes humaines :

- Personnalisation du module d'élasticité. Le sujet S605 permettra d'identifier un modèle mathématique et il sera validé sur le sujet S609.
- Personnalisation de la loi de comportement de la table interne. La loi sera développée à l'aide du sujet S605 et sera appliquée au sujet S609.
- Personnalisation de la table externe de type #1 et #2 correspondants au comportement respectif des sujets S605 et S609. Il n'y aura pas de validation de ces lois mais un critère sera proposé pour différencier le comportement de type #1 ou #2.

4.3.1 Personnalisation du module d'élasticité.

La personnalisation du module de Young se base sur les résultats obtenus par les essais sur éprouvettes de traction des sujets S605 et S609. Cette personnalisation fait intervenir la localisation interne ou externe ainsi que le numéro de côte. Les valeurs sont normalisées par le module de Young de l'éprouvette à 50% de la 5ème côte. La différence observée entre les modules de la table interne et ceux de la table externe nécessitent de caractériser chaque table de façon indépendante (Figure 4-37).

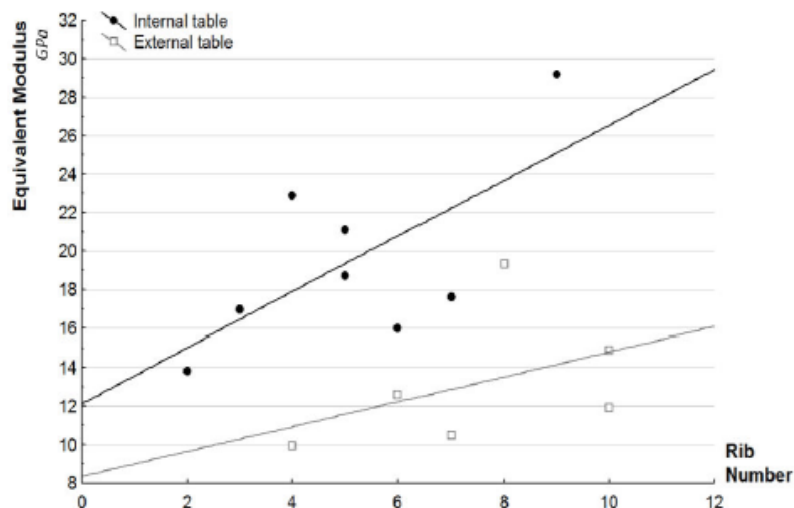


FIGURE 4- 37 : RELATION ENTRE NUMERO DE COTE ET MODULE D'ELASTICITE POUR LE SUJET S605.

Ces 2 droites permettent de définir les coefficients directeurs et l'ordonnée à l'origine des relations liant le module de Young de la 5ème côte à celui prédit par chaque côte n.

$$n \in [1;10] \quad E_{ext,n,605} = (0.057n + 0.722)E_{ext,5,605} \quad (77)$$

$$n \in [1;10] \quad E_{int,n,605} = (0.075n + 0.628)E_{int,5,605} \quad (78)$$

Nous sommes conscients qu'il manque des essais pour valider ces deux relations, surtout pour les essais sur la table interne qui sont plus dispersifs. Ces équations sont appliquées au sujet S609 afin d'évaluer la prédiction du module de Young. On constate une bonne représentativité de la prédiction du module. L'erreur moyenne pour les 2 tables est de 5.5%. Nous observons une erreur plus importante sur la table externe (6.8%) que sur la table interne (4.2%). Ces résultats sont cependant satisfaisants aux vues des dispersions observées sur l'ensemble des côtes et de la différence prononcée des 2 sujets d'étude (Figure 4-38).

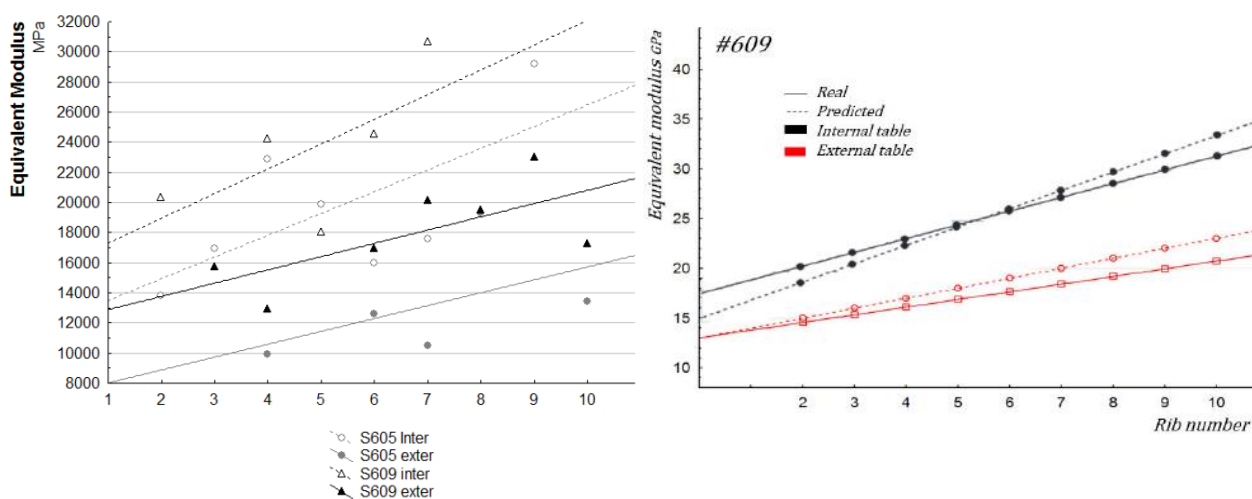


FIGURE 4- 38 : COMPARAISON ENTRE LES MODELES REELS ET PREDITS SUR LE SUJET S609.

4.3.2 Personnalisation mécanique de la table interne

La loi de comportement des tables internes s'apparente à une loi de type #2 (« fragile »). Cependant, la différence de module entre les tables internes et externes nécessite l'élaboration d'une loi spécifique à la table interne. Comme les études précédentes, cette loi est développée d'après le sujet #605 et sera appliquée sur le sujet #609. Elle se résume par la fonction :

$$n \in [2;10] \quad \sigma_{int,n} = (ai_n * \varepsilon^2 + bi_n * \varepsilon + ci_n) * \varepsilon \quad (79)$$

$$\text{avec} \quad ai_n = -5.55.10^6 * n + 5.15.10^7 \quad (80)$$

$$bi_n = 8.39.10^4 * n - 1.77.10^6 \quad (81)$$

$$ci_n = 3.48.10^2 * n + 2.09.10^4 \quad (82)$$

Nous constatons également une déformation plus élevée sur les premières côtes et moins importante pour les dernières. Un critère supplémentaire est alors ajouté à ce système afin de définir la déformation à la rupture. Ce critère est résumé dans l'équation d'ordre 2 :

$$n \in [2;10] \quad \varepsilon_{max,int} = 2.20.10^{-4} * n^2 - 1.62.10^{-3} * n + 7.23.10^{-3} \quad (83)$$

Pour appliquer ces lois sur un autre sujet, nous pouvons envisager de mettre à l'échelle ces corridors en fonction d'essais mécaniques connus sur un sujet. La contrainte maximale d'une des 9 courbes peut alors faire l'objet d'un paramètre de normalisation. Nous nous proposons alors de mettre à l'échelle les équations du comportement interne (issues du sujet S605) d'après un unique essai du sujet S609 dans le but de comparer ce modèle au corridor. La campagne d'essais du sujet S609 ne comprend pas de mesure sur la table interne au niveau de la 5ème côte que nous utilisons habituellement pour personnaliser nos modèles. Les dispersions géométriques dans cette zone anatomique n'ont pas permis de façonner une éprouvette. Cependant, la 6ème côte a pu être testée mécaniquement sur cette table interne, révélant un module de Young de 24 GPa, une déformation maximale de 0.42 % et une contrainte associée de 108 MPa. Une mise à l'échelle du modèle analytique est alors effectuée d'après la contrainte maximale. Sur le modèle analytique issu du sujet S605, la contrainte maximale de la 6ème côte est de 92 MPa. Cette même côte présente une contrainte expérimentale de 108 MPa pour le sujet S609. Nous pouvons alors appliquer un ratio de 1.17, sur l'ensemble des contraintes issues du modèle analytique, pour mettre à l'échelle notre corridor de la table interne (Figure 4-39).

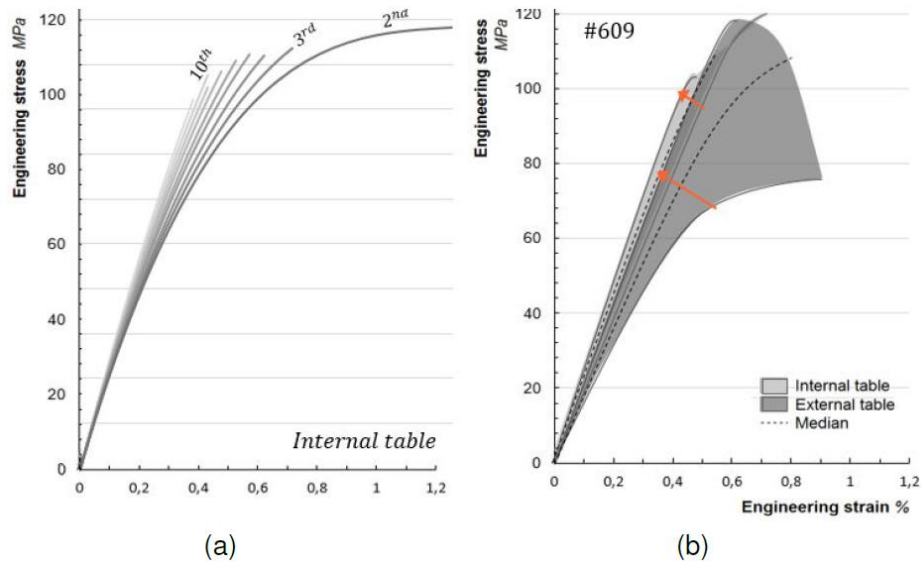


FIGURE 4- 39 : APPLICATION DU MODELE PERSONNALISE (A) ET COMPARAISON AVEC LE CORRIDOR EXPERIMENTAL, (B) DU SUJET S609 POUR LES TABLES INTERNES.

La mise à l'échelle par une contrainte mesurée permet une représentation cohérente de notre modèle analytique par rapport à notre corridor de mesure. Cette différence entre les sujets S605 et S609 des tables internes a préalablement été commentée, soulignant des contraintes maximales plus importantes sur le S609. La déformation à la rupture de la 6ème côte est de 0.5% ce qui reste proche des 0.42% observés expérimentalement. L'écart le plus important entre notre modèle personnalisé et le corridor réel est observé sur la déformation de la seconde côte. La prédiction de ce corridor reste cependant viable avec une bonne représentation des contraintes, des modules d'élasticité et du type de comportement sur les autres côtes.

4.3.3 Personnalisation mécanique de la table externe

Comme nous l'avons déjà dit, nous avons remarqué un comportement complètement différent entre nos deux sujets au niveau des tables externes, ce qui rendait impossible de faire l'identification d'une loi sur un sujet et la validation sur un autre. Nous allons appliquer la même stratégie que pour la table interne mais en utilisant les essais sur table externe du sujet S605 pour identifier la loi de type #1, et le sujet S609 pour la loi de type #2 (Figure 4-40).

$$\text{TYPE \#1 : } n \in [2;10] \quad \sigma_{ext,n,\#1} = (ae_{n,\#1} * \epsilon^3 + be_{n,\#1} * \epsilon^2 + ce_{n,\#1} * \epsilon + de_{n,\#1}) * \epsilon \quad (84)$$

$$\text{avec} \quad ae_{n,\#1} = -8.22. 10^6 * n - 1.09. 10^8 \quad (85)$$

$$be_{n,\#1} = 1.90. 10^6 * n + 1.24. 10^7 \quad (86)$$

$$ce_{n,\#1} = -6.96. 10^4 * n - 5.58. 10^5 \quad (87)$$

$$de_{n,\#1} = 8.32. 10^2 * n + 1.02. 10^4 \quad (88)$$

$$\text{TYPE \#1 : } n \in [2;10] \quad \epsilon_{max,\#1} = 4.63. 10^{-6} * n^3 - 3.59. 10^{-4} * n^2 + 5.14. 10^{-3} * n + 4.55. 10^{-3} \quad (89)$$

$$\text{TYPE \#2 : } n \in [2;10] \quad \sigma_{ext,n,\#2} = (ae_{n,\#2} * \varepsilon + be_{n,\#2}) * \varepsilon \quad (90)$$

$$\text{avec} \quad ae_{n,\#2} = 5.43.10^4 * n - 1.25.10^6 \quad (91)$$

$$be_{n,\#2} = 6.23.10^2 * n + 1.24.10^4 \quad (92)$$

$$\text{TYPE \#2 : } n \in [2;10] \quad \varepsilon_{max,\#2} = -4.87.10^{-5} * n^2 + 9.18.10^{-4} * n + 4.74.10^{-3} \quad (93)$$

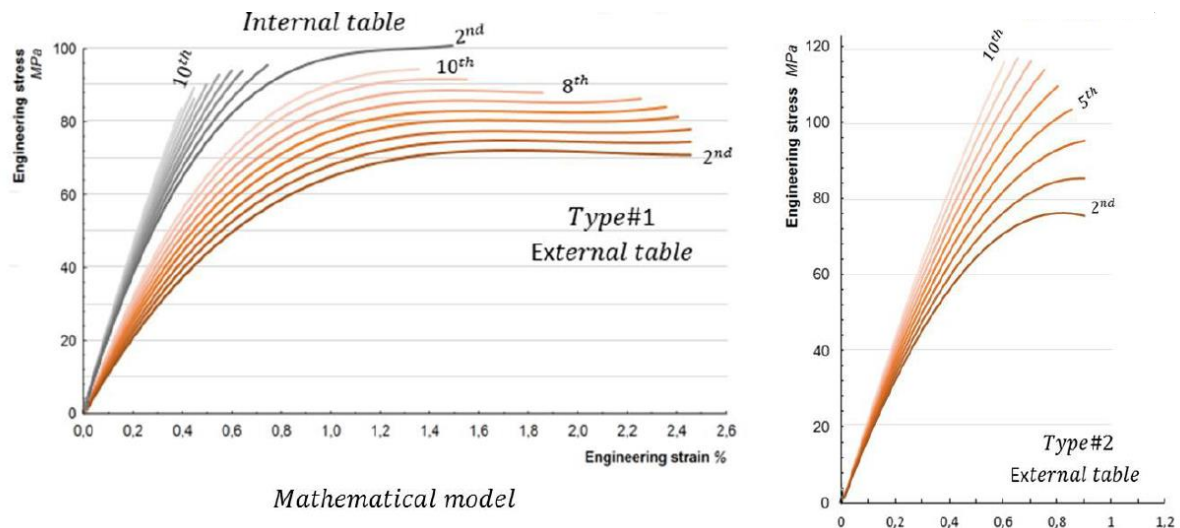


FIGURE 4- 40 : MODELE ANALYTIQUE (FONCTION DU NUMERO DE COTE) DES LOIS DE COMPORTEMENT INTERNE (EN GRIS) ET EXTERNE (EN ORANGE).

Pour tenter de comprendre d'où vient la différence de comportement entre les deux types de table externe, on s'est intéressé à la microstructure des éprouvettes. Pour cela, nous avons au préalable des essais de traction, utilisé un μtomographe à une résolution de 2.8 μm. A cette échelle de mesure, nous pouvons distinguer les porosités et les canaux de Havers constituant la matrice osseuse de l'os cortical. Une analyse statistique sur l'ensemble des échantillons a été réalisée. Parmi tous les paramètres étudiés, deux sont intéressants pour identifier le type de comportement : le nombre de porosité (PN) et le nombre de canaux de Havers (HN). Ces paramètres sont normalisés par mm².

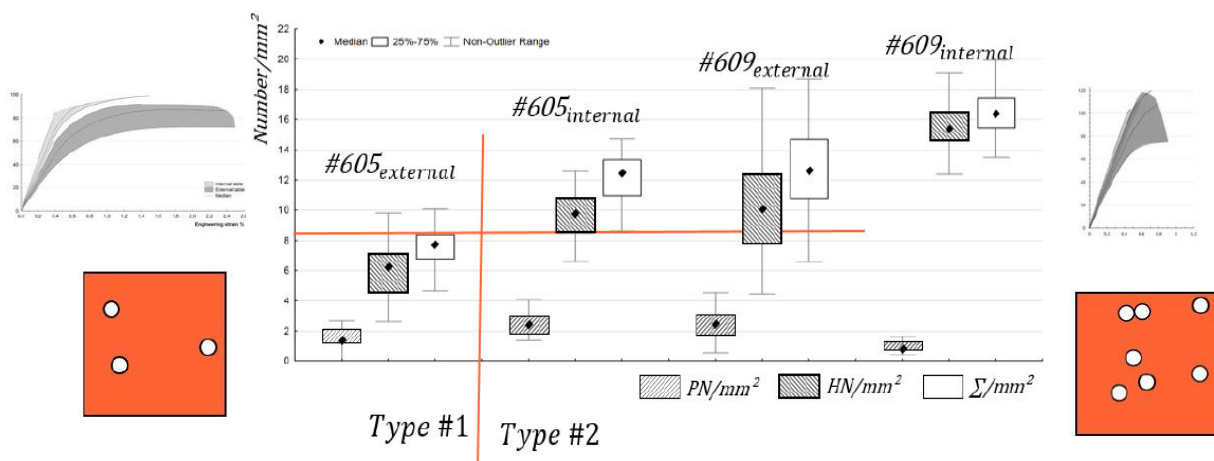


FIGURE 4- 41 : CRITERE DE SELECTION DE LA LOI DE TYPE #1 OU #2 EN FONCTION DU NOMBRE DE CANAUX DE HAVERS.

On observe bien une différence architecturale entre les différentes tables des sujets. Il est intéressant de constater qu'il existe un nombre différent de canaux entre la table interne et externe d'un même sujet, peut-être dû à une activité moins importante du côté externe qu'interne (remodelage osseux). Ces premières analyses ont amené pleins de questions qui auront des réponses dans la suite du mémoire dans la partie sur les membres appendiculaires (où l'on compare l'activité d'un os porteur et non porteur). Si l'on revient sur le critère de personnalisation de la partie mécanique, un μ scan permettait de savoir si on a plus un comportement de type #1 ou #2 (dans la table externe). Suivant l'analyse statistique, il a été identifié que l'on avait un comportement de type #1 lorsqu'il y avait moins de 8 canaux par mm^2 . La déformation à la rupture peut être également un critère vu qu'un nombre important de canaux conduit à une rupture de plus en plus tôt. Les éprouvettes dont la déformation est supérieure à 0.75% sont caractéristiques d'un comportement de type #1 et inversement.

4.3.4 Conclusions

Ce travail de personnalisation de l'os cortical des côtes a permis de mettre en évidence un comportement différent par côte et par zone de prélèvement (table externe et interne). Sur un même sujet, la côte 2 est la moins rigide et plus on monte dans le numéro de côte plus la rigidité augmente. Je pense que cela est dû à l'activité respiratoire qui vient rendre plus ou moins actives certaines côtes (plus on descend dans le thorax, plus les côtes sont résistantes mécaniquement). Il est dommage d'avoir peu d'essais mécaniques. Si on se focalise sur les deux sujets 605 et 609, 40 essais de traction statique ont été réalisés. 25 ont permis de développer des modèles paramétriques et 15 de les valider. Deux types de comportement ont pu être observés et le critère proposé pour les différencier est de compter au niveau de la microarchitecture le nombre de canaux par millimètre carré. Il faudrait enrichir la base de données d'essais pour rendre cette personnalisation plus fiable.

Au final, un modèle mathématique a été proposé qui se base sur deux essais de traction d'éprouvettes prélevées dans la table interne et externe. Un scan au tomographe permet d'enrichir la base pour définir le type de comportement de la table externe. La stratégie de personnalisation devient de plus en plus complexe mais devient aussi de plus en plus biofidèle.

4.4. IMPACTS BALISTIQUES NON PENETRANTS

Je vais un peu m'écartier de la personnalisation du thorax et m'orienter vers de la traumatologie pour des applications balistiques. Cela n'est pas si loin du sujet vu que le but de la personnalisation est d'aller vers de la traumatologie de plus en plus biofidèle. Nous avons été approchés par le Centre de Recherche et d'Expertise et d'appui Logistique (CREL) du Ministère de l'Intérieur Français afin de développer un outil de prédiction du risque lésionnel thoracique lors d'impacts balistiques non pénétrants. Le CREL utilise un dispositif d'essais d'impacts sur un bloc de gel synthétique. Ses propriétés de transparence permettent la mesure directe du processus dynamique de déformation. L'analyse du cône dynamique d'enfoncement, créé lors de l'impact sur le gel, semble à ce jour constituer une des méthodes les plus prometteuses pour l'évaluation du risque lésionnel sous l'effet de chocs localisés. Le

CREL souhaite savoir s'il existe un corolaire entre un cône d'enfoncement dans le bloc de gel et un traumatisme humain. Anthony Bracq [BRA 18] a travaillé sur cette problématique lors de sa thèse. Deux types de projectiles sont évalués : projectiles ALR (Armes à Létalité Réduite) et le système balles+ gilets pare-balles.

Plusieurs étapes ont été nécessaires pour arriver à répondre à cette problématique :

- Reproduire les essais avec projectiles ALR sur bloc de gel et sur un mannequin humain éléments finis
- Reproduire les essais avec projectiles balles (avec gilets pare-balles) sur bloc de gel sur un mannequin humain éléments finis. Cette partie était plus délicate vu qu'il a fallu trouver une stratégie pour s'affranchir de caractériser les gilets pare-balles.

Pour travailler sur cette partie modélisation, il a été choisi de mettre en place une nouvelle collaboration avec l'Université Technologique de Belfort-Montbéliard (UTBM) qui a développé conjointement avec le CEDREM (Centre d'Expertise en Dynamique Rapide, Explosion et Multiphysique) le mannequin numérique humain HUBYX (Hermaphrodite Universal Biomechanics yx)[ROT 13]. Celui-ci a été validé pour des applications balistiques pénétrantes et non pénétrantes.

Les travaux de Bir [BIR 04] à l'université Wayne State, avec qui nous avons eu l'opportunité de travailler, sur les impacts de projectiles ALR rigides, sont des essais de référence dans le domaine balistique. Ces travaux se consacrent à l'analyse de la réponse mécanique du thorax soumis à des impacts non pénétrants de différentes énergies. Deux projectiles cylindriques rigides en PVC de masses respectives 140 g et 30 g sont utilisés lors de cette étude pour impacter le milieu du sternum des sujets cadavériques. Trois conditions d'impact A, B et C sont définies comme suit :

- condition d'impact A : projectile de 140 g à 20 m.s^{-1} (28 J) ;
- condition d'impact B : projectile de 140 g à 40 m.s^{-1} (112 J) ;
- condition d'impact C : projectile de 30 g à 60 m.s^{-1} (54 J).

Treize sujets frais et non embaumés (sept masculins et six féminins) sont utilisés pour cette étude. A partir de ces essais, nous avons obtenu une courbe de probabilité lésionnelle d'un AIS (Abbreviated Injury Scale) 2-3 au niveau des côtes en fonction du VC_{\max} (Viscous Criterion). Ce critère est issu de l'accidentologie automobile mais est aussi exploité en balistique. Plus précisément, il équivaut au produit du taux de compression thoracique et de sa vitesse de compression. Le taux de compression est obtenu en divisant le déplacement de la paroi thoracique par l'épaisseur du thorax. Cette courbe permet de prédire la probabilité de rupture de côte en fonction du paramètre VC_{\max} .

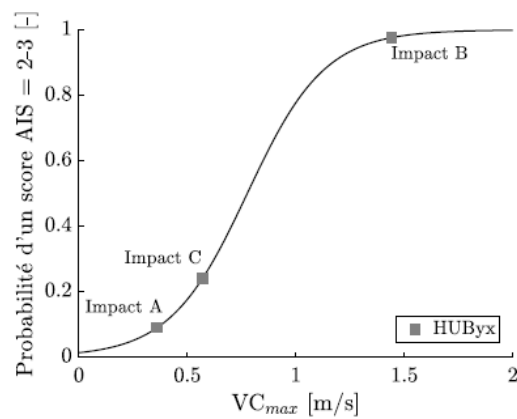


FIGURE 4- 42 : VALEURS DE VC_{MAX} DETERMINEES SUR DES SHPM PAR BIR ET NUMERIQUEMENT SUR HUBYX POUR TROIS CONDITIONS D'IMPACT

La stratégie maintenant est de reproduire ces mêmes essais sur bloc de gel ainsi que sur le mannequin EF humain HUBYX afin de trouver une ou plusieurs corrélations entre un essai physique et numérique. Concernant les essais sur bloc de gel, le seul paramètre dont je parlerai ici sera l'évolution temporelle ETP_{max} (Energy Transfer Parameter). Il est obtenu à partir du déplacement maximal du gel en fonction du temps. C'est une mesure comparable mathématiquement au Viscous Criterion. Concernant le mannequin numérique HUBYX, je parlerai uniquement de l'énergie spécifique max au niveau des côtes (E_{spec}) qui correspond à l'endroit où il y a le plus de déformations et de contraintes. Je suis conscient que ce critère est fortement dépendant du modèle utilisé (géométrie, comportement, etc). Je ne parle uniquement que de ces deux paramètres vus que ce sont les deux paramètres qui ont montré une forte corrélation au VC_{max} lors d'analyses descriptives dans la thèse d'Anthony Bracq.

4.4.1 Modélisation des projectiles ALR

Les projectiles utilisés par Bir sont très facilement modélisables vu qu'ils sont considérés non déformables. Par contre, dans la thèse d'Anthony Bracq il a fallu reconstruire des cas réels et réaliser des essais en utilisant différents types d'ALR déformable (géométries et matériaux différents) : B&T (sabot élastique et mousse hyperélastique), CTS4557 (sabot élastique et mousse hyperélastique), ALX2015 (sabot élastique et caoutchouc hyperélastique) et eXact iMPact (sabot élastique et mousse hyperélastique).

Pour modéliser les projectiles déformables, des essais Taylor (le projectile impacte un mur rigide équipé d'une cellule d'effort piézoélectrique mono-axiale d'une capacité maximale de 200 kN) ont permis d'identifier par méthode inverse la loi de comportement hyperélastique (Ogden-Storakers), le sabot étant considéré élastique. La géométrie des différents projectiles est bien entendu identique en numérique.

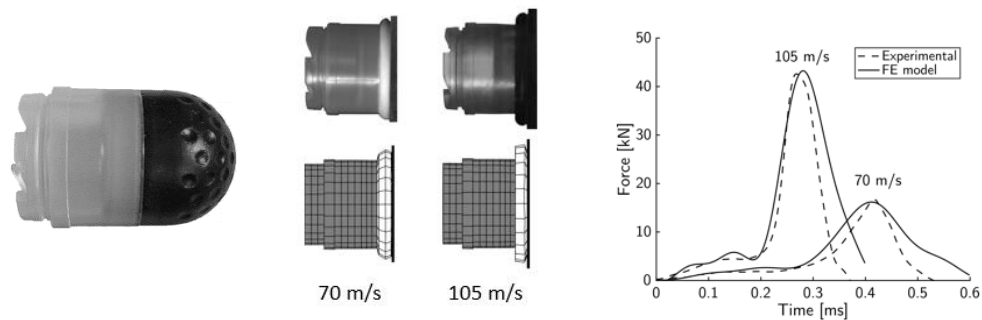


FIGURE 4- 43 : EXEMPLE DE PROJECTILE DEFORMABLE (B&T) & COMPARAISON DES EFFORTS EN FONCTION DU TEMPS OBTENU EN NUMERIQUE ET EXPERIMENTAL.

Pour chaque projectile déformable, les paramètres matériaux du modèle d’Ogden ont été identifiés à une vitesse donnée. Pour vérifier, s’il y avait ou non une dépendance à la vitesse, un essai plus lent a été réalisé sur chaque projectile. Cela a permis de mettre en avant que les effets de vitesse sont négligeables (dans la gamme des vitesses d’impacts considérées).

4.4.2 Modélisation de projectiles d’arme à feu sur gilets pare-balles

Modéliser les phénomènes physiques présents lors de l’impact d’un projectile d’arme à feu sur un gilet pare-balles souple présente de nombreuses difficultés, en particulier la modélisation EF des tissus composant le gilet pare-balles. Il est également important de noter que l’approche de modélisation doit être suffisamment flexible pour permettre la simulation de nombreuses conditions d’impact impliquant divers projectiles et divers niveaux de protection. Ainsi, la modélisation de ce type d’impact balistique à l’échelle mésoscopique n’est pas viable pour notre problématique. L’approche envisagée est alors d’exploiter uniquement les essais du cône dynamique d’enfoncement (CDE) sur le gel SEBS. Ces essais témoignent de la rigidité du gilet pare-balles et de l’énergie cinétique dissipée. Cependant, les phénomènes produits lors de l’impact initial du projectile sur le gilet avant la déformation du gel ne sont pas visibles lors de l’essai. Durant cette période, le projectile peut subir une importante déformation plastique et de nombreuses couches de tissu peuvent se déformer et se rompre.

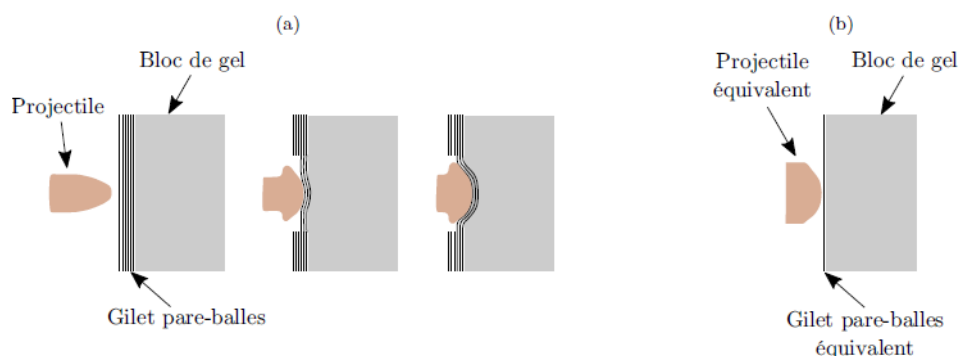


FIGURE 4- 44 : REPRESENTATION DES PHENOMENES PHYSIQUES PRODUITS LORS DE L’IMPACT D’UN PROJECTILE SUR UN BLOC DE GEL PROTEGE PAR UN GILET PARE-BALLES (A) ET REPRESENTATION EQUIVALENTE DE L’IMPACT (B).

Si le bloc de gel SBS est parfaitement modélisé en EF, il est possible d’identifier un ensemble « projectile et gilet pare-balles » équivalent. Bien entendu, on est conscient que les propriétés

identifiées seront dépendantes des modèles EF et ne représenteront pas le matériau physique. Le projectile équivalent sera considéré non déformable avec une géométrie spécifique.

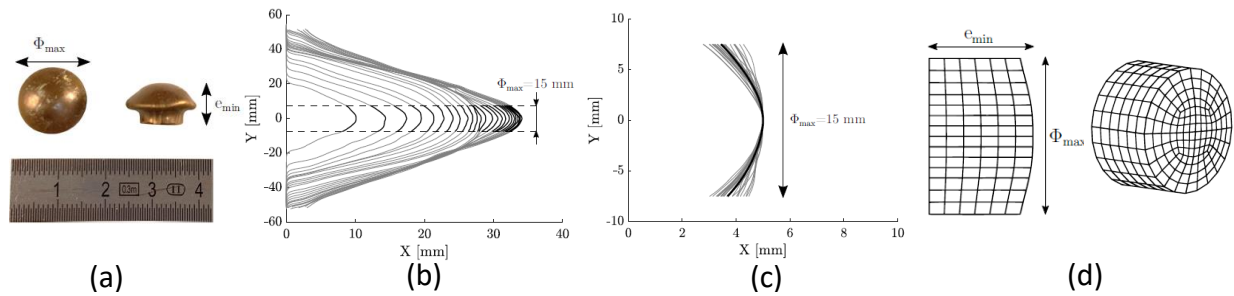


FIGURE 4- 45 : (A) MESURES DU DIAMETRE MAXIMAL ET DE L'ÉPAISSEUR MINIMALE DU PROJECTILE 9 MM ; (B) DELIMITATION DU PROFIL 2D DU DEPLACEMENT DU GEL UTILISÉE POUR LA RECONSTRUCTION GEOMETRIQUE DU PROJECTILE EQUIVALENT ; (C) SUPERPOSITION DES COURBES DE PROFIL AVANT DU PROJECTILE EQUIVALENT (GRIS) ET TRACE DE LA MOYENNE (NOIR) ; (D) REPRESENTATION DU MODELE EF DU PROJECTILE.

Pour définir la géométrie de la balle, il faut mesurer son diamètre max et sa hauteur après déformation dans le système gilet/gel. La courbure est obtenue en faisant une moyenne des profils temporels du cône dynamique (pendant l'essai). Le gilet pare-balles est modélisé par une seule couche d'éléments coques. Une loi hyperélastique anisotrope présente dans le solveur explicite Radioss est adoptée pour simuler le comportement du gilet. Ce modèle matériau permet notamment de tenir compte de la pré-tension des fibres par le paramètre Flex. Le modèle matériau du gilet pare-balles est défini à l'aide de la masse volumique, son épaisseur e_p et des paramètres suivants : E (module d'Young), Flex (pré-tension des fibres), G_0 (module de cisaillement), α_t (angle de blocage du tissé) et G_t (module de cisaillement après blocage des fibres).

L'identification de la loi de comportement du gel SEBS ne sera pas développée dans ce mémoire car elle fait l'objet d'un chapitre complet de la thèse d'Anthony Bracq. Il faut retenir que des essais à différentes vitesses en traction et compression ont permis d'identifier un modèle de comportement visco-hyperélastique (implémentation d'une loi utilisateur dans Radioss), validé à l'aide d'essais d'impacts non pénétrants à différentes vitesses et énergies.

Si je reviens sur notre système projectile/gilet, 4 paramètres sont optimisés : la vitesse initiale du projectile ; la densité, le module de cisaillement et l'épaisseur du gilet. Cette nouvelle approche d'identification de l'ensemble projectile/gilet a été validée sur différents types de gilets et balles (différents diamètres et énergies).

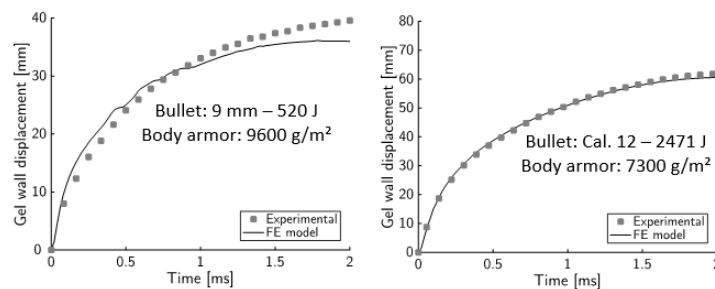


FIGURE 4- 46 : EXEMPLES DE CONFRONTATION EXPERIMENTAL/NUMERIQUE APRES OPTIMISATION.

4.4.3 Prédiction du risque lésionnel lors d'impacts balistiques non pénétrants

Après avoir vu comment modéliser les tirs d'ALR et balle/gilet sur des blocs des gel SEBS (styrène-éthylène-butylène-styrène, 30 % de poudres de SEBS et 70% d'huile minérale), il est possible maintenant de réaliser ces mêmes tirs sur le milieu du sternum du mannequin humain éléments finis HUBYX. Différentes conditions d'impacts ont été choisies :

- 12 provenant de projectiles rigides de Bir (de 12 à 60 m/s) ; le HEM30 (52 et 80 m/s) et le HEM60 (18, 22 et 45 m/s). Les projectiles nommés Hem30 et Hem60 désignent des projectiles hémisphériques de diamètre 40 mm de masses respectives 30 et 60 g.
- 3 projectiles déformables CTS4557 (60 g à 77.6 m/s), ALX2015 (62g à 76.3m/s) et eXact iImpact (30g à 95 m/s).
- 3 projectiles d'arme à feu sur des gilets pare-balles souples : 9mm/tissu paraaramide(8g à 332m/s), 9mm/kevlar 310 (7.45 g à 374 m/s) et calibre12/tissu paraaramide (31.5 g à 396 m/s).

Sur les 18 conditions d'impact on peut maintenant réaliser l'expérimentation sur blocs de gels SEBS, mesurer le ETP_{max} , se remettre dans les mêmes conditions initiales (tir devant sternum à la même vitesse) dans le modèle HUBYX et mesurer le VC_{max} ainsi que l'énergie spécifique maximum au niveau des côtes.

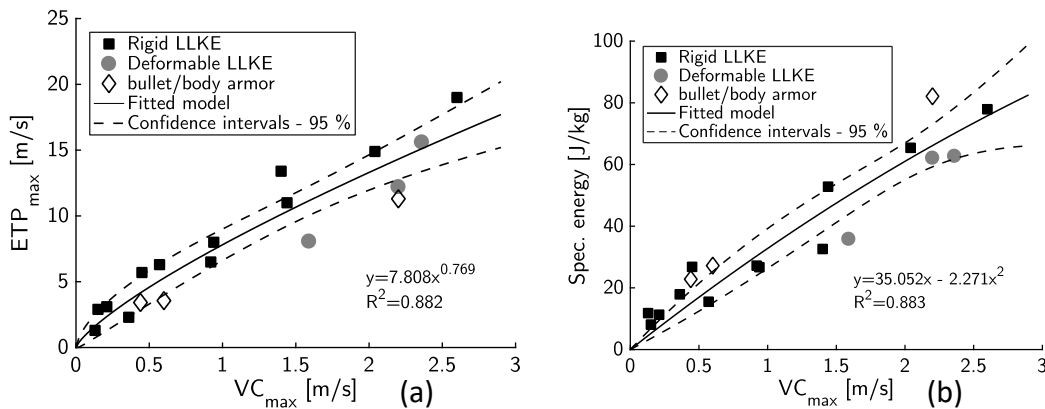


FIGURE 4-47 : (A) ETP_{max} EN FONCTION DE VC_{max} POUR LES ESSAIS ISSUS SUR BLOC DE GELS ; (B) ETP_{max} EN FONCTION DE VC_{max} POUR LES ESSAIS ISSUS SUR MANNEQUIN HUMAIN HUBYX.

Quel que soit le type de projectiles, une corrélation entre la variable expérimentale (issue de l'essai sur bloc de gel) ETP_{max} et le VC_{max} obtenu par l'essai numérique sur HUBYX a été mise en exergue. De même, sur HUBYX, une corrélation forte a été obtenue entre l'énergie spécifique maximum au niveau des côtes et le VC_{max}

$$ETP_{max} = 7.808VC_{max}^{0.769} \quad (94)$$

$$E_{spec\ max} = 35.052VC_{max} - 2.271VC_{max}^2 \quad (95)$$

En couplant les corrélations obtenues ci-dessus, à la probabilité d'avoir une rupture de côte en fonction du VC_{max} obtenu par Bir, nous pouvons développer la probabilité d'avoir une rupture de côte avec un ETP_{max} et $E_{spec\ max}$.

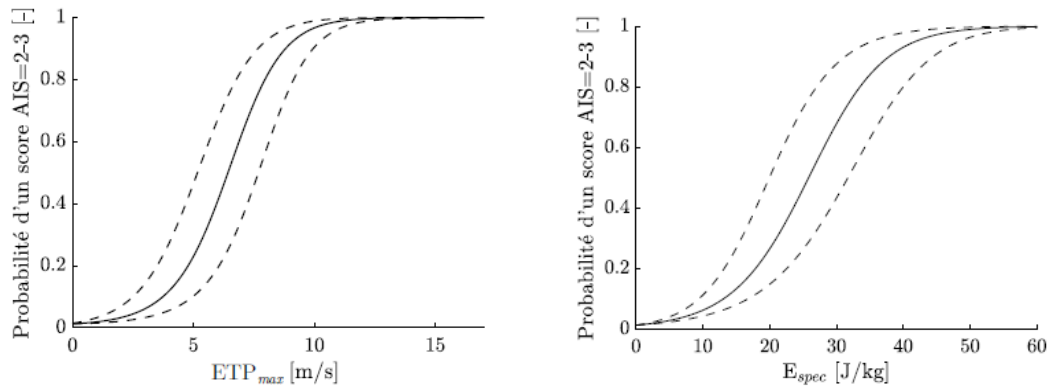


FIGURE 4- 48 : COURBES DE PROBABILITE LESIONNELLE FONCTION DU PARAMETRE EXPERIMENTAL ETP_{max} ET DU PARAMETRE NUMERIQUE E_{spec} POUR UN IMPACT LOCALISE AU NIVEAU DU STERNUM; ET INTERVALLE DE CONFIANCE A 95 %.

$$P_{AIS=2-3} = (1 + \exp(5.58 - 0.87ETP_{max}))^{-1} * ETP_{max} \quad (96)$$

$$P_{AIS=2-3} = (1 + \exp(4.57 - 0.18E_{spec\ max}))^{-1} * E_{spec\ max} \quad (97)$$

Ces deux courbes de probabilité lésionnelle d’une rupture de côte sont fortement intéressantes puisque cela permet, à l’aide d’un essai sur bloc de gel, de connaître une éventuelle lésion ou à l’aide du mannequin EF HUBYX de prédire cette même rupture de côte. Par contre, cette probabilité est valide uniquement pour un impact au niveau du sternum. L’établissement de courbes de risque pour différents lieux d’impact thoraciques ne peut s’appuyer sur le critère lésionnel VC_{max} basé sur la mesure du déplacement du sternum. L’approche considérée est d’exploiter la fonction de transfert entre la probabilité lésionnelle et le paramètre numérique $E_{spec\ max}$, indépendant du lieu d’impact. Quinze lieux d’impact illustrés à la Figure 4-49 sont choisis pour étudier l’influence du lieu d’impact sur le risque lésionnel.

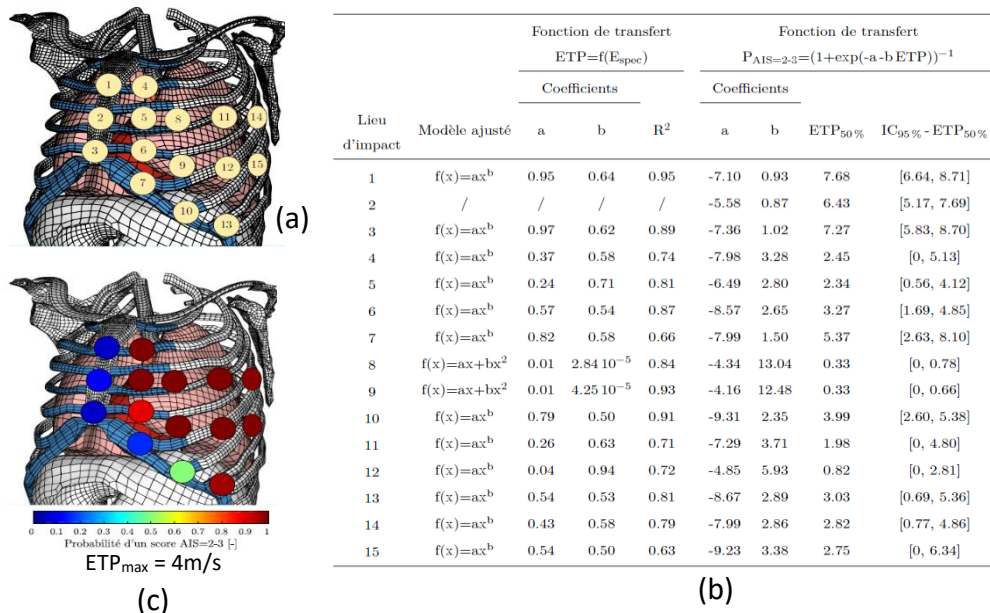


FIGURE 4- 49 : (A) LIEUX D’IMPACT ETUDIES POUR LA MISE EN PLACE D’UNE CARTOGRAPHIE DU RISQUE LESIONNEL THORACIQUE ; (B) DONNEES STATISTIQUES DES FONCTIONS DE TRANSFERT POUR CHAQUE LIEU D’IMPACT PERMETTANT LE DEVELOPPEMENT D’UN OUTIL EXPERIMENTAL DE PREDICTION LESIONNELLE ; (C) EXEMPLE DE CARTOGRAPHIE DU RISQUE DE FRACTURES COSTALES (SCORE AIS=2-3) LORS D’IMPACTS THORACIQUES POUR UNE VALEUR DU PARAMETRE EXPERIMENTAL ETP_{max} .

L'idée est de pouvoir établir une cartographie du risque lésionnel thoracique uniquement dépendante d'une mesure expérimentale. Pour ce faire, douze conditions d'impact de projectiles ALR rigides (les mêmes qu'utilisées avant) sont appliquées à chaque lieu d'impact. La valeur du paramètre $E_{\text{spec max}}$ est relevée pour l'ensemble des impacts. Une fonction de corrélation entre ETP_{max} et $E_{\text{spec max}}$ est obtenue pour chaque lieu d'impact.

Il est maintenant possible d'utiliser des études de cas pour se donner une idée de la pertinence du modèle de prédiction d'une rupture de côte. Si on connaît les conditions initiales du tir, on peut prédire à l'aide de deux outils une rupture de côte : l'un expérimental, en réalisant un tir dans un bloc de gel avec la même balle et gilet, et l'autre numérique en utilisant HUBYX. Il ne faut pas oublier que pour avoir les propriétés du gilet et de la balle équivalentes dans HUBYX, il faut avoir fait un tir physique sur le bloc de gel. Le tir sur bloc de gel est donc indispensable dans tous les cas. Les études de cas sont très rares dans la littérature, surtout par manque de données pour les reconstruire. 8 études ont pu être analysées, principalement des impacts sur gilet pare-balles. Le plus compliqué a été de retrouver les gilets identiques aux études. La première étape a été de tirer sur le bloc de gel SEBS avec la balle et le gilet souhaités, d'en déduire le ETP_{max} et ensuite de prédire une probabilité de rupture de côte (en fonction du lieu d'impact). La seconde étape a été de faire une optimisation de l'ensemble « balle/gilet » pour ensuite insérer ces conditions dans HUBYX et de mesurer en sortie $E_{\text{spec max}}$.

Dénomination		RIFFAULT-260-2	RIFFAULT-264-2	RIFFAULT-287	Kobayashi	USC-990	USC-1716	USC-1753	USC-3138
Description	Balle/ALR	9 mm	Cal 12 Brenneke	9 mm	eXact iM-pact	40	38	9	40
	Vitesse	378	385	370	95	295	262	316	297
	Gilet	Kevlar 363	Kevlar 29	Kevlar 29	X	Second Chance (Ultim) SMVII 001221 Type II	PAKA KSG IIIA	Monarch (Second Chance) NIJ level II	Point Blank CIIA
Sujet	Age	52	49	61	36	37	21	26	23
	Poids [Kg]	50	72	47	100	NC	88	125	63,5
	Taille [cm]	155	174	160	182	NC	180	187	165
Score AIS (côtes)		2	3	0	0	2	0	0	0
Lieu d'impact		1	2	2	2 ou 3	4 ou 5	4 ou 5	5 ou 6	15
ETPmax [m/s]		8,3	19,8	7	8,1	15,42	6,25	6,64	6,45
E spécifique max [J/Kg]		40,85	92	NC	23	44,58	26,99	5,75	27,74
Prédiction [%]	avec ETP Max	65	100	100	100	100	99	100	99
	Avec ESpecmax	94	100	NC	37,6 Scale de Hubyx	97	53,3	3	58,8

FIGURE 4- 50 : PREDICTION D'UNE RUPTURE DE COTE SUR DIFFERENTES ETUDES DE CAS A L'AIDE D'UN BLOC DE GEL SEBS ET DU MANNEQUIN HUMAIN EF HUBYX.

Les études de cas Riffault [RIF 83] sont issues d'essais réalisés sur sujets cadavériques. Les deux premiers cas (260 et 264) de cette étude sont très bien prédits que cela soit avec le test sur gel SEBS ou sur HUBYX. Le cas Riffault-287 est mal prédit vu que l'on estime à 100 % une rupture de côtes alors que, dans la réalité, il n'y a eu aucune rupture de côtes. Lorsque l'on regarde le bilan lésionnel, il y avait présence d'un orifice cutané de hauteur 26 mm et de

largeur 13 mm sans rupture de côte. On peut donc penser que le cône dynamique est passé dans la zone intercostale. Le cas Kobayashi [KOB 09] est le seul où le projectile est une ALR déformable. Comme pour le cas précédent (prédiction erronée), il est fort probable que cela vient de l'impact situé exactement dans l'espace intercostal. Le sujet présente des données anthropométriques très supérieures à celle d'un 50ème percentile masculin sur lequel est basé HUBYX. L'espace intercostal mesuré sur le sujet est d'environ 23.5 mm alors que celui du mannequin numérique HUBYX est de 14.6 mm. C'est en partant sur cette observation qu'un redimensionnement géométrique d'HUBYX est réalisé afin d'égaliser l'espace intercostal réel de l'individu. Exploiter la fonction de transfert reliant ce paramètre et le risque de fractures costales conduit vers une probabilité de 37.6% d'obtenir un score AIS égal à deux ou trois au niveau des côtes. Ce faible risque est donc en meilleure adéquation avec la non-présence de fractures costales grâce à la personnalisation du modèle numérique HUBYX.

Les quatre derniers cas présentés sont issus d'une collaboration avec Cynthia Bir. On remarque que la prédiction avec uniquement le bloc de gel est surestimée, probablement due toujours à une forte différence de géométrie. HUBYX prédit de manière générale beaucoup mieux la probabilité ou non d'une rupture de côtes. Pour ces 4 cas, aucun scale n'a été fait d'HUBYX pour le moment vu que l'on ne disposait pas de données locales, seuls la taille et le poids sont connus.

4.4.4 Conclusions

Cette partie a mis en avant un nouveau domaine, la balistique. Un protocole de reconstruction d'un tir balistique s'appuyant sur un gel SEBS a été mis en place et validé. Cela a permis de définir des courbes de probabilités lésionnelles d'une rupture de côtes à partir d'un tir sur bloc de gel ou sur mannequin éléments finis humain HUBYX. Bien entendu, ces courbes sont toujours « modèles dépendants » mais permettent de nouvelles perspectives très intéressantes qui seront décrites dans une autre partie. Je pense par exemple, à la définition de nouvelles courbes lésionnelles pour d'autres tissus mous. On a pu également montrer qu'il est important de s'approcher au mieux de la géométrie des sujets étudiés pour une meilleure prédiction ; la personnalisation devient indispensable. On peut bien sûr se poser la question : « Où arrêter la personnalisation ? » (en termes de géométrie et comportement). Je vais simplement terminer en disant que plus on sera biofidèle, plus on sera prédictif.

4.5. CONCLUSIONS

Cette recherche a eu pour objectif de proposer des contributions visant à améliorer la biofidélité des représentations numériques du thorax humain. Les enjeux ont donc été d'améliorer la définition de la géométrie, tant à l'échelle globale que locale, et de caractériser plus précisément le comportement mécanique de l'os cortical des côtes.

La caractérisation de la géométrie globale est basée sur 18 sujets humains post-mortem et un modèle EF (GHBMc). Ce travail amène à une base de données de 1362 dimensions permettant de caractériser la forme globale du thorax. Une seconde base de données permet d'identifier

la forme des côtes par l'intermédiaire de 4 points caractéristiques. Chaque côte est décrite par ces 4 points (repérés par les coordonnées x, y, z) permettant d'établir 288 coordonnées spatiales pour un thorax. Ces différents résultats permettent de mettre en place des équations de personnalisation afin de prédire l'ensemble des dimensions morphologiques à partir de deux mesures (taille du sujet et longueur de la 5ème côte).

La caractérisation géométrique locale des côtes a été un travail complexe, faisant intervenir des moyens d'acquisition précis et une analyse fastidieuse. Chaque hémithorax (S605 et S609) a été décomposé en 90 tronçons, chacun replacé numériquement sur le modèle filaire du thorax. Nous avons mis en avant que les épaisseurs sur les arêtes supérieures et inférieures sont très fines et équivalentes. La table interne est plus épaisse que la table externe. L'apport présenté ici réside dans la définition de l'évolution de l'os cortical suivant ces quatre localisations (Tht, The, Thb et Thi) le long de chaque côte. Comme pour la géométrie globale, un algorithme de personnalisation constitué de 19 équations a été généré. Il permet de cartographier les épaisseurs d'os cortical en tout point du thorax à partir de mesures effectuées sur le scan d'un tronçon à 50% de la 5ème côte.

Parallèlement aux travaux consacrés à la géométrie du thorax à différentes échelles, des essais mécaniques sur l'os cortical de côte ont été menés. Les résultats d'essais de traction sur les 40 éprouvettes, prélevées sur les deux hémithorax, ont mis en évidence une dispersion importante. Cette dispersion est atténuée si une distinction est faite entre les localisations internes et externes. L'étude des corrélations entre la localisation des éprouvettes sur le thorax (numéro de côte) et les propriétés mécaniques a également montré une évolution croissante du module entre la 2ème et la 10ème côte. De plus, le module de Young mesuré sur la table interne est statiquement plus élevé que celui de la table externe. De la même façon, nous observons un comportement de type « fragile » pour les éprouvettes prélevées sur la table interne. En revanche, la table externe a présenté des comportements de type « fragile » et « ductile ». Un modèle de personnalisation a été proposé, se basant sur deux essais de tractions (table interne et externe) pour identifier l'ensemble du comportement dans la table interne et externe des 10 côtes d'un hémithorax.

Toute cette étude est partie sur le postulat d'une symétrie droite/gauche. Il était impossible d'inclure en plus cette interrogation dans le temps imparti de ce projet européen. Je passe aussi les effets de vitesses dans la partie mécanique qui sont non négligeables et qu'il faut prendre évidemment en compte dans les modèles éléments finis.

Concernant la partie traumatologie dans le domaine balistique, elle a mis en évidence des nouvelles stratégies de modélisations/essais. Il faut savoir qu'il n'existait pas avant cette étude de relation entre un tir dans un bloc de gel et un critère lésionnel. Ce travail a permis d'ouvrir beaucoup de perspectives qui seront décrites dans une partie ultérieurement dédiée.

5. LES MEMBRES APPENDICULAIRES

Lorsque je parle de membres appendiculaires, je parle principalement de l'humérus et du fémur. Dans cette partie, je vais utiliser la même stratégie employée avec les autres segments corporels concernant la personnalisation géométrique à l'échelle macroscopique. Une partie concernera la géométrie à l'échelle microscopique qui amènera à des essais de traction sur des éprouvettes prélevées sur les deux membres. L'objectif est de savoir si on observe une différence de comportement entre un os porteur et non porteur. Et dans le cas positif si celle-ci est due principalement à une différence géométrique. Ce travail est principalement issu des thèses de Régis Bry [BRY 15] et Xavier Roothaer [ROO 19].

5.1. PERSONNALISATION A L'ECHELLE MACROSCOPIQUE

4 sujets ont servi à établir les lois de personnalisation à l'échelle macroscopique. Vu le peu de sujets, la validation n'a pas pu être faite sur d'autres sujets comme pour les autres segments. Pour chaque sujet, les fémurs et humérus droits ont été prélevés. Les sujets ont été injectés à l'aide du liquide de conservation dit BIOMET utilisé par le Laboratoire de la Faculté de Médecine de Lille (solution de méthanol, d'eau distillée, de glycérine à 99% et de phénol à 80% ; le volume total de la solution injectée correspond à 17,5/17.5/6/3 litres environ, par produit respectif). Les sujets sont tous masculins et proches d'un 50^{ème} percentile.

N° du sujet	Age	Cause du décès	Taille (cm)	Poids (Kg)
S492	64	Arrêt cardio-respiratoire	168	76
S501	72	Embolie pulmonaire	175	70
S503	72	Arrêt cardiaque	178	67.6
S535	77	Arrêt cardiaque	170	60

FIGURE 5- 1 : MENSURATIONS ET ANTECEDENTS MEDICAUX DES SUJETS DE L'ETUDE.

Pour chaque membre, une acquisition tomodynamétrique a été réalisée. Les images ont été seuillées et ensuite des fichiers STL sont générés pour être utilisés sous CATIA. L'objectif est de pouvoir caractériser l'épaisseur corticale des diaphyses. Pour chaque membre, 20 plans de coupes sont créés par rapport à l'axe diaphysaire. Les trois bords de chaque membre sont définis spatialement et permettent de connaître à tout point des bords, la variation d'épaisseur de cortical.

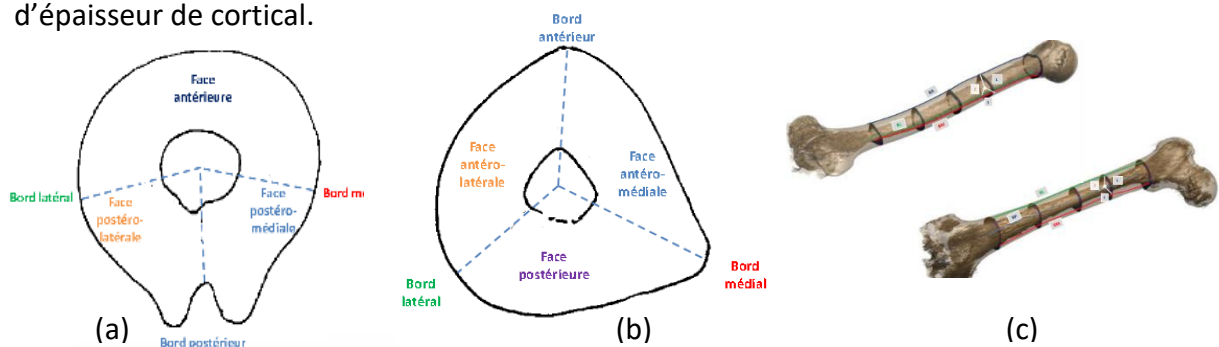


FIGURE 5- 2 : (A) DEFINITION ANATOMIQUE DES COUPES DU FEMUR ; (B) DEFINITION ANATOMIQUE DES COUPES DE HUMERUS ; (C) REPRESENTATION DES COUPES SUR L'HUMERUS ET FEMUR.

Comme pour les autres segments anatomiques, les épaisseurs ont été normalisées. Il a été choisi de normaliser pour chaque bord par sa valeur à 50 % de la distance diaphysaire. Le but étant de connaître toutes les variations des bords le long de la diaphyse en connaissant uniquement les épaisseurs des 3 bords de chaque segment à 50 %.

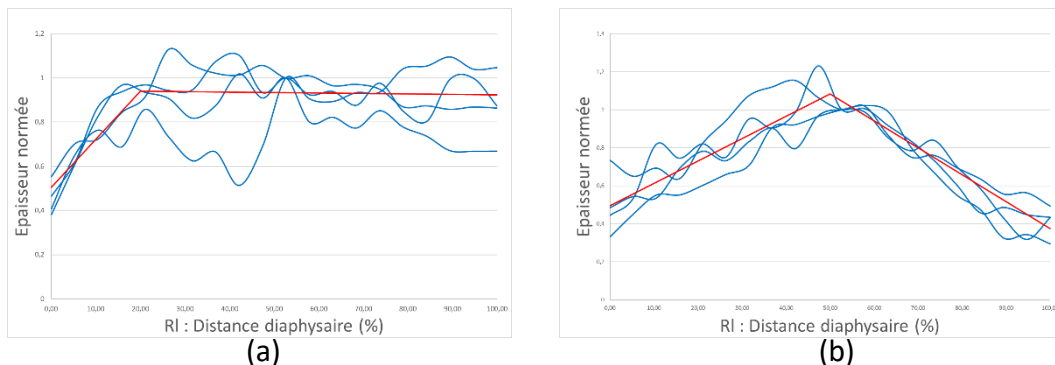


FIGURE 5-3 : (A) VARIATION DE L'ÉPAISSEUR NORMALISÉE DU BORD ANTERIEUR DE L'HUMERUS ; (B) VARIATION DE L'ÉPAISSEUR NORMALISÉE DU BORD POSTERIEUR DU FEMUR.

On constate que la variation d'épaisseur est sensiblement la même pour tous les sujets lorsque l'on normalise par une valeur.

Les modèles de personnalisation donnent donc :

$$\text{Humérus} \quad \text{Bord} \quad R_l \in [0,20] \quad The_{Hum \text{ ant},R_l} = (0.018R_l + 0.504) * The_{Hum \text{ ant},50} \quad (98)$$

$$\text{antérieur} \quad R_l \in]20,100] \quad The_{Hum \text{ ant},R_l} = (-0.00022R_l + 0.945) * The_{Hum \text{ ant},50} \quad (99)$$

$$\text{Bord} \quad R_l \in [0,50] \quad The_{Hum \text{ lat},R_l} = (0.0067R_l + 0.664) * The_{Hum \text{ lat},50} \quad (100)$$

$$\text{latéral} \quad R_l \in]50,100] \quad The_{Hum \text{ lat},R_l} = (0.0185R_l + 0.070) * The_{Hum \text{ lat},50} \quad (101)$$

$$\text{Bord} \quad R_l \in [0,50] \quad The_{Hum \text{ med},R_l} = (0.0075R_l + 0.670) * The_{Hum \text{ med},50} \quad (102)$$

$$\text{médial} \quad R_l \in]50,100] \quad The_{Hum \text{ med},R_l} = (-0.0017R_l + 1.134) * The_{Hum \text{ med},50} \quad (103)$$

$$\text{Fémur} \quad \text{Bord} \quad R_l \in [0,50] \quad The_{Fem \text{ post},R_l} = (0.0117R_l + 0.495) * The_{Fem \text{ post},50} \quad (104)$$

$$\text{postérieur} \quad R_l \in]50,100] \quad The_{Fem \text{ post},R_l} = (-0.014R_l + 1.794) * The_{Fem \text{ post},50} \quad (105)$$

$$\text{Bord} \quad R_l \in [0,40] \quad The_{Fem \text{ lat},R_l} = (0.0062R_l + 0.856) * The_{Fem \text{ lat},50} \quad (106)$$

$$\text{latéral} \quad R_l \in]40,100] \quad The_{Fem \text{ lat},R_l} = (-0.0092R_l + 1.471) * The_{Fem \text{ lat},50} \quad (107)$$

$$\text{Bord} \quad R_l \in [0,25] \quad The_{Fem \text{ med},R_l} = (0.0104R_l + 0.928) * The_{Fem \text{ med},50} \quad (108)$$

$$\text{médial} \quad R_l \in]25,100] \quad The_{Fem \text{ med},R_l} = (-0.0073R_l + 1.372) * The_{Fem \text{ med},50} \quad (109)$$

A l'aide de ces modèles, on peut grâce à 6 épaisseurs (3 dans l'humérus et 3 dans le fémur), prédire l'ensemble des évolutions des épaisseurs (114 paramètres). Cela n'est pas conventionnel de valider les lois en utilisant les mêmes paramètres qui ont servi en paramètres d'entrée, je vais donc uniquement donner ces chiffres à titre d'information. Si on applique pour chacun des sujets ce modèle, on arrive à une erreur maximale de 19.1 % (médiane à 10.5%) pour l'humérus et 6.8 % (médiane à 5.9 %) pour le fémur.

5.2. COMPREHENSION DE L'ARCHITECTURE MICROSCOPIQUE

Dans cette partie, aucun modèle paramétrique ne sera développé. Nous n'avons pas pu aller jusqu'à la personnalisation à cette échelle. Par contre, cette partie a permis de mieux comprendre microscopiquement l'os cortical.

A l'aide des sujets précédents, des échantillons ont été prélevés dans l'humérus et le fémur pour réaliser des tests mécaniques (j'en parlerai dans la partie suivante). Des coupes histologiques ont également été faites juste à côté des prélèvements d'échantillons et les éprouvettes ont été scannées au μ tomographe avec une résolution de 2.94 μ m. Je précise que les échantillons sont parfaitement prélevés au centre, entre le périoste et l'endoste. Les résultats microtomodensitométriques obtenus correspondent à l'analyse de 22 éprouvettes extraites de la région moyenne du cortex diaphysaire de l'humérus (n = 11) et du fémur (n = 11). Les valeurs médianes ont été calculées à partir de l'analyse de 1020 coupes réalisées sur 3 mm d'épaisseur, au niveau médian des éprouvettes (résolution : 2,94 μ m). Les tendances relevées indiquent, d'un point de vue intra-individuel, que le taux moyen de porosité est légèrement supérieur pour le cortex fémoral, comparativement à celui de l'humérus ($5,7\% \pm 1,2$ vs $5\% \pm 1,3$) (toutes porosités confondues). Si on compare, sujet par sujet, chaque os (porteur ou non porteur) ; la porosité est représentée pour l'humérus, par un réseau canalaire Haversien dense, de petits diamètres. Le fémur, à l'inverse, présente un réseau de canaux moins importants, mais de plus gros diamètres.

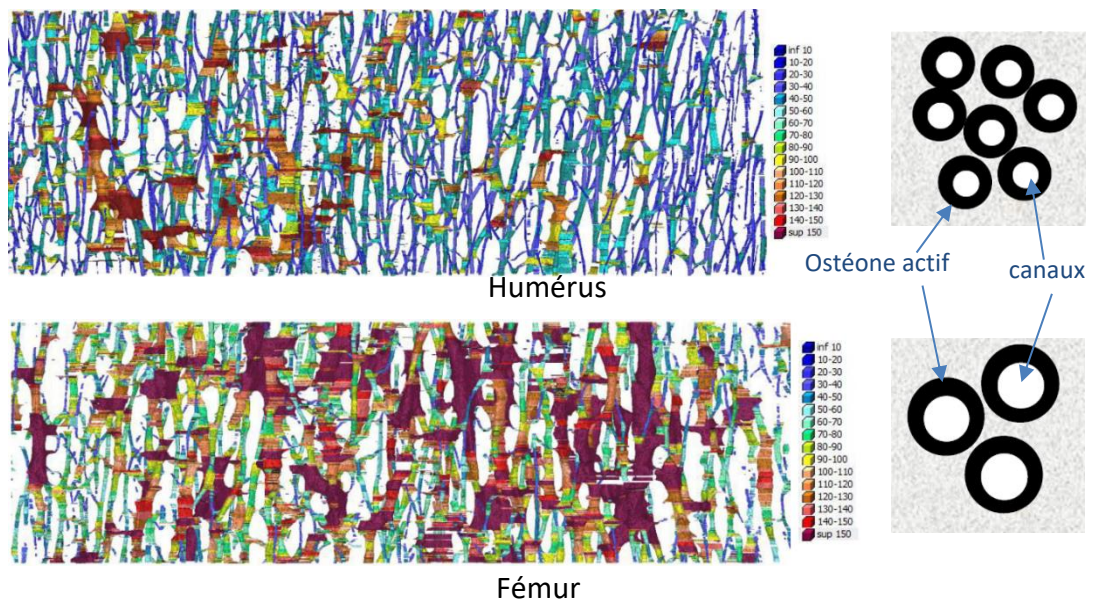


FIGURE 5- 4 : RECONSTITUTION 3D DU RESEAU CANALAIRE HAVERSIEN A PARTIR DES COUPES MICROSCANNEES, MONTRANT LES DIFFERENCES INTER-OSSEUSES. EXEMPLE DU SUJET N° 501 (EPROUVETTES HAMP1 ET FAMP2).

Grâce à cette étude, nous avons pu remarquer une différence entre os porteur et non porteur chez un même sujet d'un point de vue architectural. Les coupes histologiques ont pu mettre en avant que l'humérus est plus riche en ostéones actifs, plus petits et pourvus de canaux Haversiens de taille inférieure par rapport au Fémur. Ces tendances sont très intéressantes et nous ont amenés à nous poser beaucoup de questions ; en particulier, sur la

compréhension de la géométrie des canaux de Havers (comment leur géométrie évolue, leurs longueur et forme, leur type de connectivité, l'angle entre chaque connectivité, etc).

Nous avons donc mis en place un nouveau protocole d'essais sur 10 SHPM (3 femmes et 7 hommes embaumés avec du BIOMET) où des prélèvements ont été effectués au même endroit dans l'humérus droit et gauche, ainsi que sur le fémur droit et gauche. On voulait, en plus de regarder la différence entre os porteur et non porteur, voir s'il y avait une différence sur la latéralité. Au total, 71 éprouvettes ont été prélevées, 41 pour l'humérus (23 à gauche et 18 à droite) et 36 pour le Fémur (17 à gauche et 19 à droite)

N° du sujet	Sexe	Age	Taille (cm)	Poids (Kg)
0010	H	65	180	70
0011	H	86	165	56
0014	F	96	150	50
0017	F	96	NC	NC
0020	H	80	173	65
0026	H	75	172	53
0055	H	68	176	68
0963	F	87	155	55
0965	H	77	178	88
0996	H	87	180	85

FIGURE 5-5 : CARACTERISTIQUES GLOBALES DES 10 SUJETS.

Pour optimiser la qualité des scans au μ tomographe, il a été choisi d'utiliser des éprouvettes cylindriques de type « os de chien » de diamètre 2.5 mm avec une longueur utile de 6 mm (longueur totale de 50 mm). La résolution au tomographe est identique à la partie précédente (2.94 μ m). Un script python, pour analyser les images (seuillage automatique, détection de contours, etc) et surtout ressortir des liens 3D entre les canaux, a été développé. Il a bien sûr été validé sur des séries d'images connues. Cet algorithme permet de détecter les connectivités, corriger les diamètres, connaître le rapport d'aspect, détecter les BMU (berceau du remodelage osseux), connaître les longueurs des canaux, leurs orientations, le type de connectivité entre chaque canal et l'angle d'ouverture des connectivités.

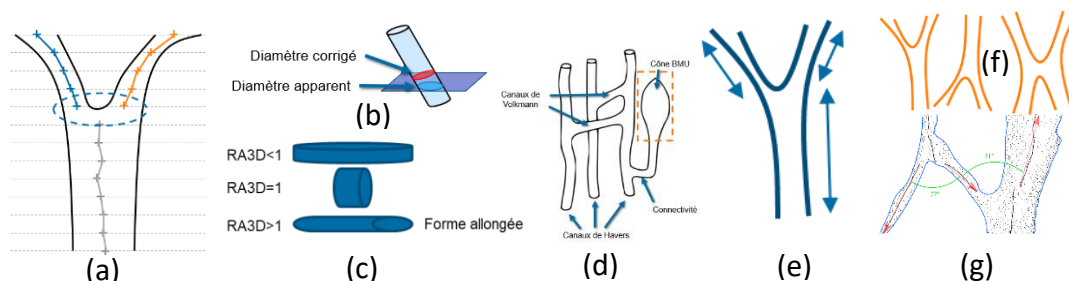


FIGURE 5-6 : ALGORITHME DE DETECTION DE L'ARCHITECTURE DES CANAUX ; (A) DETECTION DES CONNECTIVITES ; (B) CORRECTION DU DIAMETRE ; (C) RAPPORT D'ASPECT ; (D) DETECTION DES CONES BMU ; (E) LONGUEUR DES CANAUX ; (F) TYPE DE CONNECTIVITE ; (G) ANGLE D'OUVERTURE DES CONNECTIVITES.

5.2.1 Comparaison os porteurs et non porteurs

Comme pour les autres travaux de recherche, je ne vais pas détailler tous les résultats qui découlent de cette analyse mais juste ceux que j'estime manquant pour la compréhension de l'architecture des canaux. On va s'attacher dans cette sous-partie à comprendre s'il existe des différences significatives en terme d'architecture entre les scans réalisés sur les humérus et les fémurs. La première variable que l'on peut analyser est le taux de porosité. De manière globale, il est plus bas sur le fémur que sur l'humérus. Si on fait un test de différence significative de Mann-Whitney, la valeur de p obtenue est de 0.019, ce qui est inférieur au seuil de signification de 0.5, on peut donc conclure que nous avons un os porteur qui est moins poreux qu'un os non porteur. Intra individuellement, cette tendance est similaire pour 8 sujets sur 10. Un autre paramètre intéressant à regarder est comment sont reliées les connectivités entre elles. Est-ce qu'un canal de Havers se divise en 2 ou 3 ou plus ? Que cela soit pour le fémur ou l'humérus, plus de 90 % des connectivités sont en « Y ». On a regardé s'il y avait un sens du « Y » et rien de significatif n'est ressorti. Si on va plus loin dans cette analyse, il est dit qu'en théorie, il y avait deux types de canaux, les Havers, on va dire à 0 degré, et les Volkmann, à 90 degrés. Lorsqu'on fait l'analyse sur nos échantillons, on remarque qu'il n'y a pas de canaux à 90 degrés. L'angle entre deux canaux le plus souvent observé est de 35 degrés, que cela soit sur les fémurs ou les humérus ; cela remet en cause, la définition d'un canal de Volkmann.

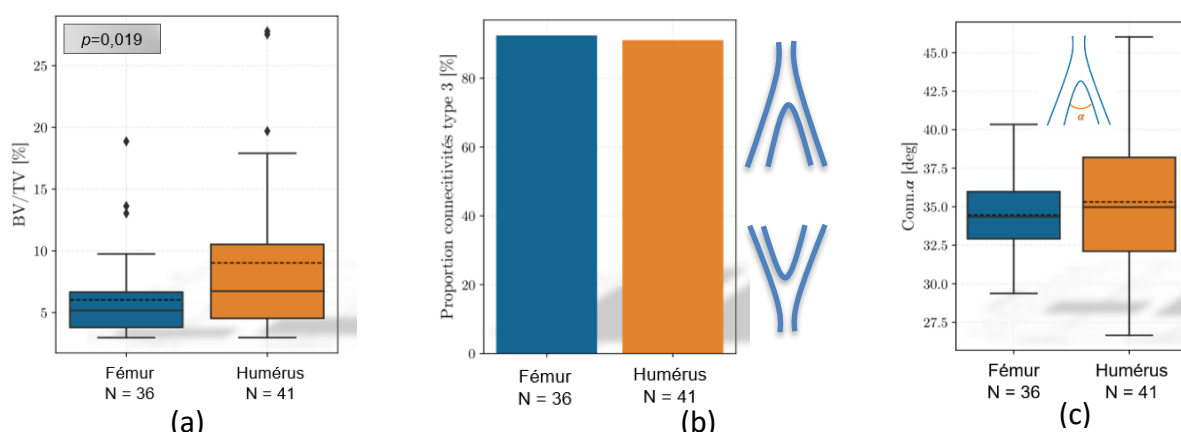


FIGURE 5-7 : (A)POROSITE MOYENNE ; (B)PROPORTION DE CONNECTIVITES DE TYPE « Y » ; (C)ANGLE DES CONNECTIVITES.

L'algorithme développé par Xavier Roothaer [ROO 19] est allé plus loin que nos espérances vu que l'on a pu observer le début ou la fin d'un canal de Havers. On a trouvé très peu d'études qui observent physiquement un cône BMU (Basic Multicellular Unit) et encore moins lorsque celui-ci est détecté automatiquement dans une routine. La littérature décrit ce cône comme le berceau du remodelage osseux. Dans un premier temps, la phase de résorption (le tout début du cône) fait intervenir les ostéoclastes. Ensuite, les macrophages interviennent pendant la phase d'inversion (fin du cône) qui précède la phase de formation osseuse. Les ostéoblastes se chargent alors de former la nouvelle structure osseuse par le dépôt d'une matrice ostéoïde. On a pu ressortir plein de paramètres de ce cône BMU que l'on n'a pas pu exploiter à 100 % ne sachant avec quoi les lier. On a pu observer leurs nombres, leurs diamètres, la longueur des cônes. Le sillon de l'os (diamètre maximum du cône - diamètre du

canal) est souvent décrit comme la création de l'os. On a observé des cônes qui grandissaient tout le temps (voir figure ci-dessous). C'est probablement un canal uniquement de résorption (la fin du canal de Havers). Si on regarde au niveau de la densité de cônes BMU, on s'aperçoit qu'il y en a beaucoup plus dans le fémur que dans l'humérus. Lorsqu'on fait un test de significativité, on arrive à un p de 0.004. Il y a donc une différence de remodelage osseux qui est probablement due à une différence d'activité. Si on se place intra individuellement, on observe cette même variation de densité de cônes BMU pour 9 sujets sur 10. Le dernier paramètre que je développerai est le rapport d'aspect. Il est intéressant puisqu'il est souvent demandé dans les logiciels d'homogénéisation. On trouve très peu de mesures directes dans la littérature. Lorsqu'on en trouve, c'est rare que le diamètre soit corrigé. Prendre directement les diamètres sur les coupes μ CT amène des erreurs. De manière globale, on observe que sur un humérus, les canaux sont plus petits en longueur mais plus gros en diamètre que sur un fémur. On obtient un p de 0.015, donc significativement différent. Par contre, intra individuellement on observe cette tendance pour 6 sujets sur 10.

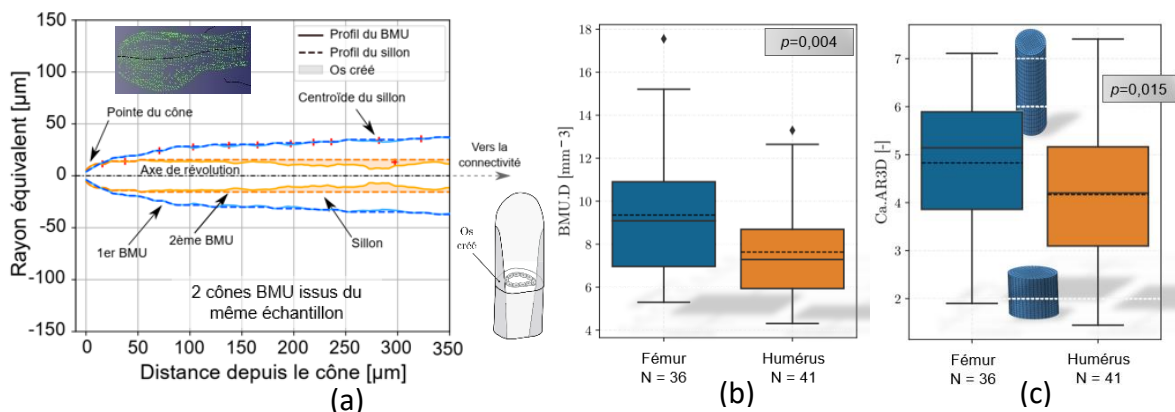


FIGURE 5- 8 : (A)EXEMPLE DE 2 TYPES DE CONE BMU OBSERVES SUR UN MEME ECHANTILLON ; (B) DENSITE DE BMU ; (C)RAPPORT D'ASPECT DES CANAUX.

5.2.2 Etude de l'impact de la latéralité

Si on réalise les mêmes analyses en comparant les fémurs gauches et droits, on n'observe aucune différence significative. C'est intéressant vu que de manière générale on peut dire que les fémurs droit et gauche ont la même activité. Par contre, on a observé des différences significatives (toujours avec le test de Mann-Whitney) de latéralité pour la porosité, la longueur des canaux et la fraction moyenne d'os créée par BMU sur les humérus. En partant du postulat que l'on utilise plus son bras droit que le gauche (en espérant que l'on a eu des personnes droitiers), on peut dire que le bras droit est plus actif que le gauche. Concernant la porosité, on observe plus de porosité dans l'humérus gauche que le droit, c'est exactement les mêmes tendances observées qu'entre fémur et humérus. C'est probablement pour cela que nous avons plus de dispersions dans l'humérus. Pour les deux autres paramètres significativement différents en terme de latéralité, la longueur des canaux et la fraction moyenne d'os créée par BMU, ils sont intéressants mais comme on n'a pas observé la même chose entre porteur et non porteur, il est très difficile d'émettre une conclusion.

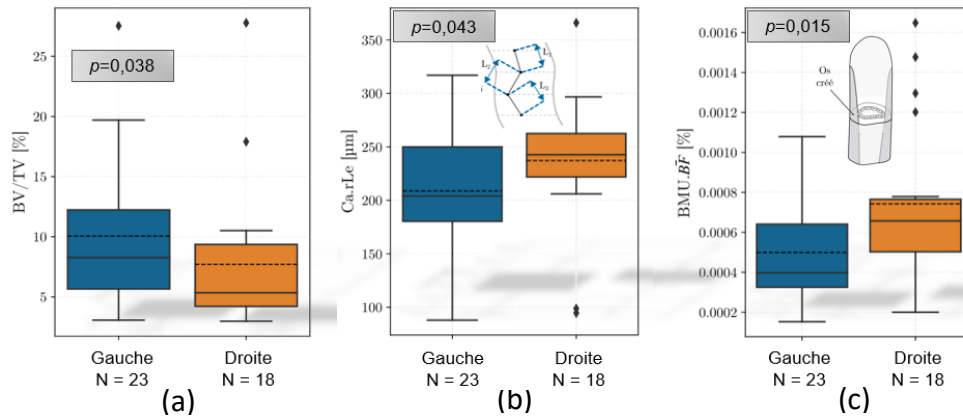


FIGURE 5- 9 : (A)POROSITE MOYENNE ; (B)LONGUEUR DES CANAUX ; (C)FRACTION MOYENNE D’OS CREEE PAR BMU.

5.2.3 Recherche de corrélations entre paramètres 2D et 3D

Nous allons voulu vérifier, s’il existait des corrélations possibles entre les paramètres 2D et 3D tout simplement parce que beaucoup de personnes ont des analyses venant du µCT mais ne peuvent pas trouver par exemple un rapport d’aspect de leurs échantillons. Pour identifier les corrélations, 8 sujets sont utilisés et deux (le 0055 et 0965) serviront pour valider les régressions obtenues. On a observé dans les paragraphes précédents que la porosité globale de nos échantillons était un paramètre intéressant pour connaître une activité ou non de l’os. Deux relations ont donc été observées entre la porosité et le diamètre moyen des canaux ainsi que la longueur moyenne des canaux.

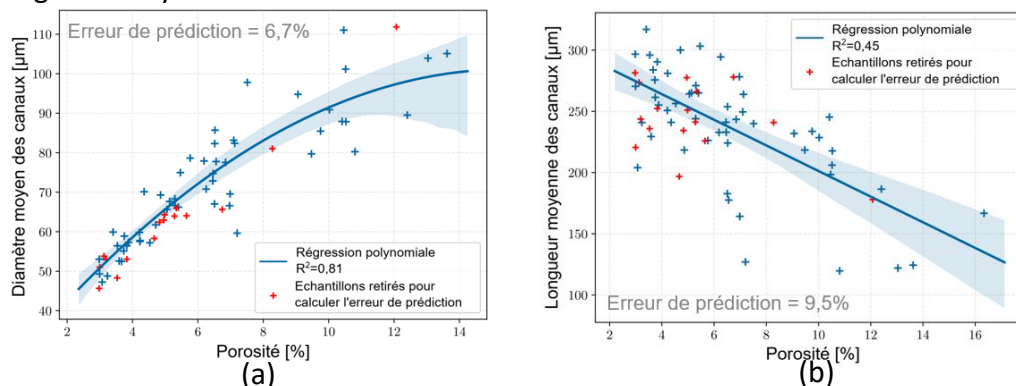


FIGURE 5- 10 : (A)CORRELATION ENTRE LE DIAMETRE MOYEN DES CANAUX ET LA POROSITE ; (B) CORRELATION ENTRE LA LONGUEUR MOYENNE DES CANAUX ET LA POROSITE.

Voici les régressions obtenues :

$$Diam_{moyen\ des\ canaux} = -0.21 * \frac{Bv^2}{Tv} + 7.2 * \frac{Bv}{Tv} + 15.69 \quad (110)$$

$$Long_{moyenne\ des\ canaux} = -10.47 * \frac{Bv}{Tv} + 305.93 \quad (111)$$

Ces corrélations permettent de déduire que plus la porosité augmente, plus les canaux sont larges et inversement plus la longueur des canaux se réduit. Lorsqu’on vérifie nos régressions avec les échantillons des deux sujets de contrôle, on obtient une erreur moyenne de prédiction de 6.7% pour le diamètre moyen des canaux et de 9.5 % pour la longueur moyenne des canaux.

Si on s'intéresse au rapport d'aspect, on observe une corrélation forte entre celui-ci et la porosité.

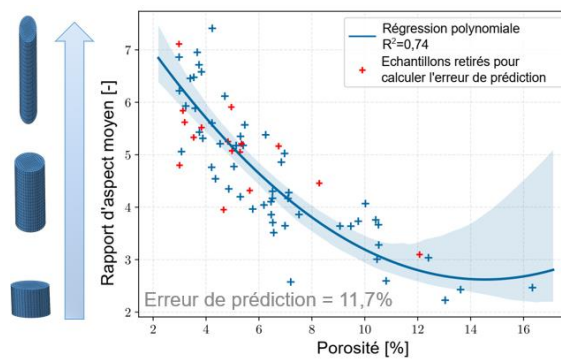


FIGURE 5- 11 : CORRELATION ENTRE LE RAPPORT D'ASPECT ET LA POROSITE.

On obtient la régression suivante :

$$\text{Rapport d'aspect}_{\text{moyen}} = 0.03 * \frac{Bv^2}{Tv} - 0.81 * \frac{Bv}{Tv} + 8.48 \quad (112)$$

L'erreur moyenne de prédiction observée sur les échantillons des deux sujets de contrôle est de 11.7 %. On remarque que plus la porosité augmente plus les canaux sont aplatis. Le rapport d'aspect dépend donc du taux de porosité et cela nécessiterait de le prendre en compte pour les modélisations par homogénéisation.

5.3. ETUDE DU COMPORTEMENT MECANIQUE ENTRE OS PORTEURS ET NON PORTEURS

Après cette étude architecturale, nous nous intéressons à la partie essais mécaniques. Il faut rappeler que le plus compliqué lors des essais mécaniques sur tissus biologiques n'est pas l'essai mais principalement la difficulté d'extraction des éprouvettes sur le SHPM. Je ne détaille pas cela dans ce mémoire mais je vous invite à aller voir les thèses pour avoir une idée des protocoles d'essais.

Je vais d'abord, parler des essais de traction réalisés dans le cadre de la thèse de Régis Bry, correspondant aux 4 sujets (conservés dans du BIOMET) de la figure 5-1. Les éprouvettes proviennent de différents bords anatomiques. On aurait souhaité garder les mêmes bords mais malheureusement l'extraction des échantillons nous a posé beaucoup de problèmes. Par contre, on a pu prélever des éprouvettes dans le sens longitudinal et transversal. Le nombre total d'éprouvettes utilisées sont de 22 pour les longitudinales (11 pour l'humérus et 11 pour le fémur), et de huit pour les transversales (4 pour l'humérus, 4 pour le fémur). Les dimensions moyennes des éprouvettes longitudinales et transversales sont d'environ respectivement de 60 x 10 x 1,3 mm et de 22 x 4,5 x 1,6 mm. Les échantillons ont bien entendu subis un scan au micro tomographe (résolution de 2.94 µm) afin de connaître leurs porosités et la section réelle minimale pour le calcul de la contrainte. Pour le calcul de la déformation, un extensomètre optique a été utilisé pour mesurer le déplacement entre deux transitions noir/blanc. La longueur utile pour les éprouvettes longitudinales est de 10 mm et pour les éprouvettes transversales de 5.5 mm. La vitesse des essais est quasi-statique (0.05 mm/min) puisque nous

avons fait des cycles de charges/décharges afin de quantifier un endommagement. La quantification de cet endommagement ne sera pas développée dans ce mémoire [BRY 15].

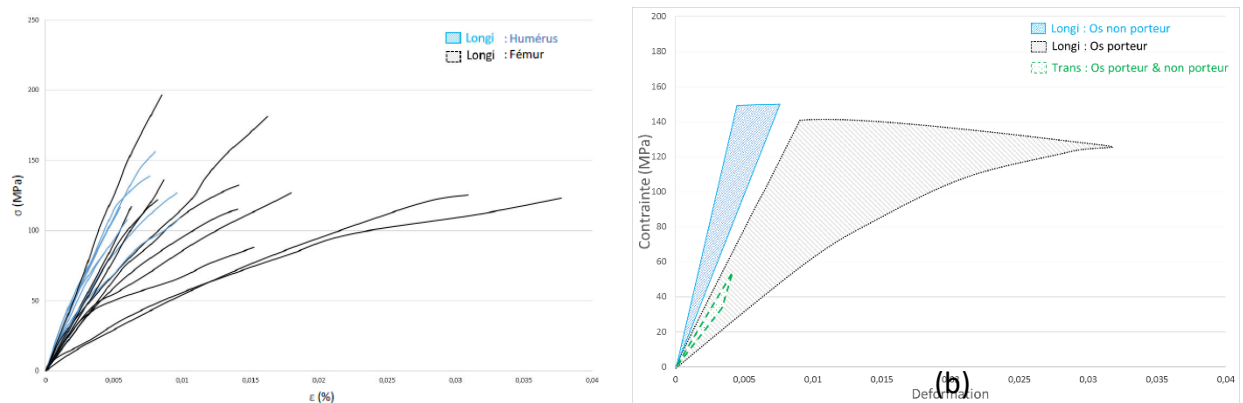


FIGURE 5- 12 : (A) COURBES CONTRAINTE/DEFORMATION OBTENUES SUR LES 22 ESSAIS LONGITUDINAUX ; (B) CORRIDORS SYNTHÉTISANT LES DIFFÉRENCES INTERINDIVIDUELLES POUR CHAQUE OS PORTEURS ET NON PORTEURS.

La valeur du module d'élasticité longitudinal moyen des échantillons huméraux est de $23,8 \pm 4,6$ GPa, et celui des échantillons fémoraux de $15,8 \pm 5,4$ GPa (ratio 1,5 ; $p = 0,002$). Dans la direction transversale, le module d'élasticité est, comme prévu, très nettement inférieur. Les valeurs moyennes obtenues sont de $8,9 \pm 1,4$ GPa pour l'humérus (ratio 1,6), et de $9,7 \pm 1,6$ GPa pour le fémur (ratio 1,6). Après une analyse descriptive, les bornes à 25 et 75 quartiles sont prises pour chaque paramètre afin de définir les corridors de comportement proposés sur la figure 5-12(b). Pour cette campagne d'essais, on remarque que les échantillons d'os porteurs ont une déformation à la rupture plus importante que les échantillons os non porteurs. Le corridor sur les fémurs est large, probablement dû à une zone de prélèvement qui n'est pas strictement identique par sujet.

Il ne faut pas oublier que cela concerne une base de données de 22 éprouvettes prélevées sur 4 sujets. On a donc voulu vérifier si ces premiers résultats pouvaient être affinés en augmentant le nombre d'échantillons. Je vais donc aborder maintenant la deuxième campagne d'essais qui concerne les 10 SHPM évoqués précédemment (Figure 5-5). Les mêmes éprouvettes cylindriques, qui ont servis à l'analyse architecturale, sont employées. Au total, 34 essais de traction ont été réalisés sur des éprouvettes issues de fémurs et 24 d'humérus. Les essais ont été menés à une vitesse de déformation de 10^{-4} s^{-1} . La déformation mesurée provient d'un déplacement de points obtenu à l'aide d'une caméra CCD (taille de pixel de 2.8 μm). La contrainte est calculée comme pour la campagne précédente en prenant en compte la section résistante minimale, contenant le plus de porosité.

Le protocole a été également affiné pour déterminer les paramètres mécaniques. Si l'écart entre la régression linéaire du module d'élasticité et la courbe de comportement dépasse 5% alors ce point est considéré comme la limite d'élasticité. La courbe de comportement de la figure 5-13(c) est la moyenne des os porteurs et non porteurs. L'intervalle de confiance, à 95 % de la courbe moyenne, a été mis également.

Cela permet d'obtenir les polynômes de régressions suivants :

$$\sigma_{fémur} = 3.04 * 10^7 * \epsilon^3 - 1.31 * 10^6 * \epsilon^2 + 1.84 * 10^4 * \epsilon \quad (113)$$

$$\sigma_{humérus} = 3.92 * 10^7 * \epsilon^3 - 1.55 * 10^6 * \epsilon^2 + 2.08 * 10^4 * \epsilon \quad (114)$$

Les lois de comportement obtenues dans cette campagne sont moins linéaires que celles obtenues dans la campagne précédente. Les techniques de mesures sont plus précises dans cette nouvelle campagne, en particulier le calcul des déformations. Plusieurs points de déformations ont été mesurés par essai alors que dans la précédente campagne, on avait qu'une seule déformation moyenne. Pour cette campagne, nous avons pris le déplacement moyen obtenu par les 4 « extensomètres numériques » (Figure 5-13-a).

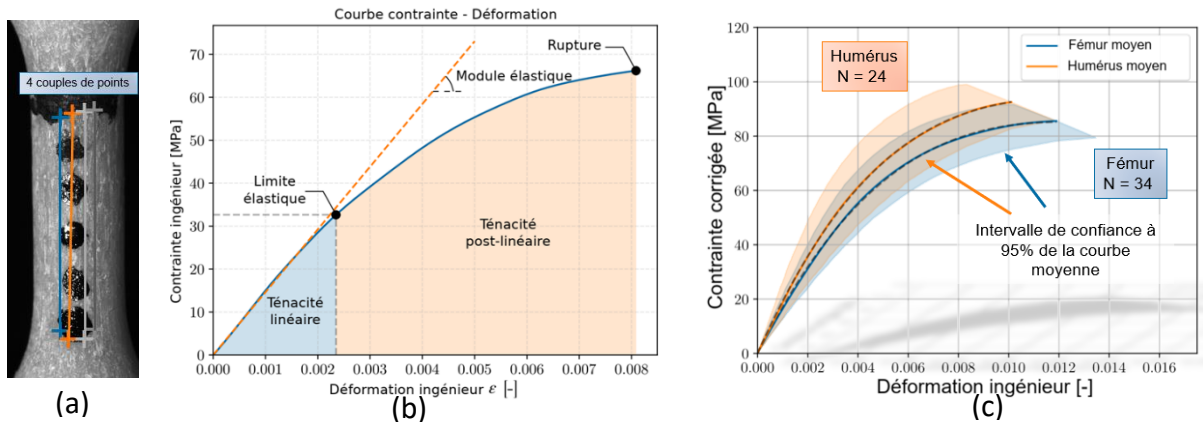


FIGURE 5- 13 : (A)EXEMPLE DE MESURE DES DEPLACEMENT LOCAUX ; (B)SCHEMA DES DIFFERENTS PARAMETRES RESSORTI DES COURBES DE COMPORTEMENT ; (C) LOIS DE COMPORTEMENT OBTENUS AVEC LES 58 EPROUVETTES.

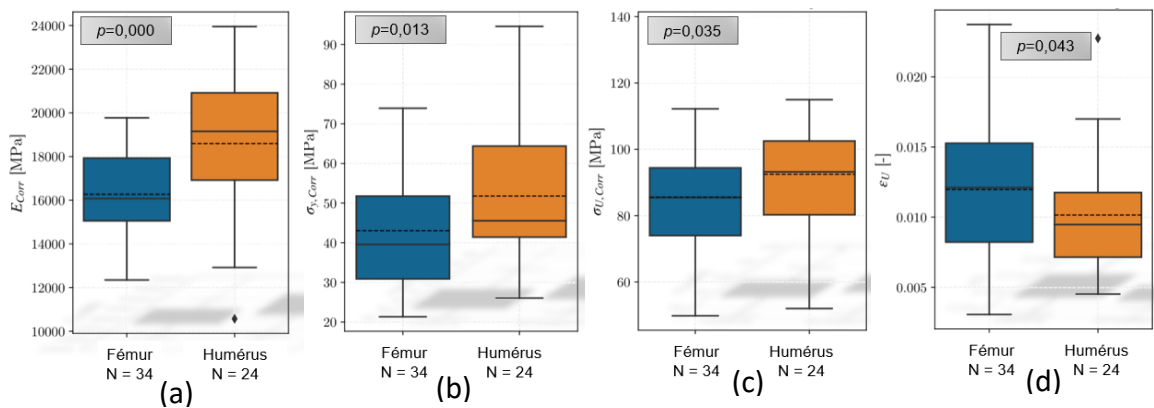


FIGURE 5- 14 : ANALYSE DESCRIPTIVE : (A)MODULE D'ELASTICITE ; (B) LIMITE ELASTIQUE ; (C) CONTRAINTE A LA RUPTURE ; (D) DEFORMATION A LA RUPTURE.

On constate comme pour les essais précédemment décrits que le module de l'humérus (19.15 GPa) est plus haut que celui du fémur (16.07 GPa). On observe un ratio plus bas entre os porteur et non porteur que précédemment mais le test de significativité montre bien une différence significative en terme de module d'élasticité entre les os porteurs et non porteurs. Le test Mann-Whitney permet également d'avoir des différences significatives pour la limite élastique, la contrainte à la rupture et la déformation à la rupture. On peut donc conclure que la loi de comportement macroscopique est significativement différente entre un os porteur et non porteur pour un même sujet. Cette tendance a été observée intra individuellement pour 9 sujets sur 10. Si on se focalise sur le module d'élasticité sur ces 9 sujets, on remarque une

différence de module moyen de l'ordre de 15 % entre un os porteur et non porteur (Figure 5-15). Ce paramètre n'est pas constant inter individuellement (varie de 9 à 23 %). 5 sujets ont quasi la même valeur (environ 10 %). On peut se poser la question si ce ratio n'est pas un signe d'activité ou non. Est-ce que plus ce ratio est important, plus la personne est active ? Je n'ai pas la réponse mais c'est une perspective très intéressante (surtout couplé avec un paramètre architectural comme les cônes BMU).

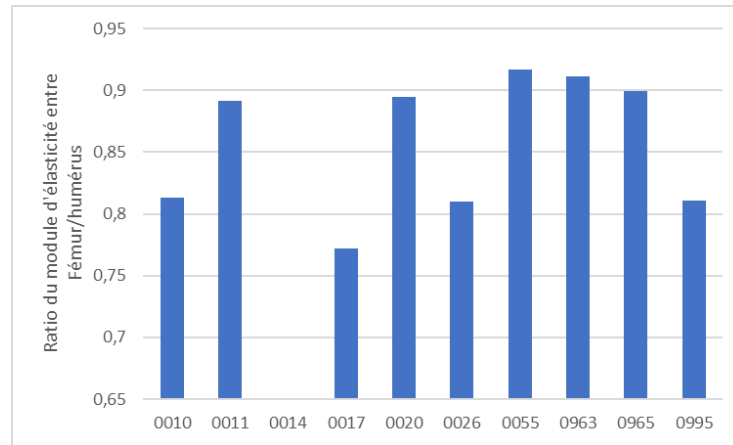


FIGURE 5- 15 : RATIO DU MODULE D'ELASTICITE ENTRE PORTEUR/NON PORTEUR SUR 9 SUJETS

Si on regarde à présent la latéralité, nous n'avons obtenu aucune différence significative entre les humérus/fémurs droits et gauches.

Nous avons cherché à mettre en évidence des corrélations entre les paramètres mécaniques à l'échelle macroscopique et les paramètres architecturaux à l'échelle microscopique décrits auparavant. Contrairement à ce que l'on aurait pu attendre, la porosité ne corrèle avec aucun paramètre macroscopique. Nous avons obtenu plusieurs corrélations mais une me paraît plus intéressante à présenter dans ce mémoire : la densité de canaux permet de prédire le module d'élasticité.

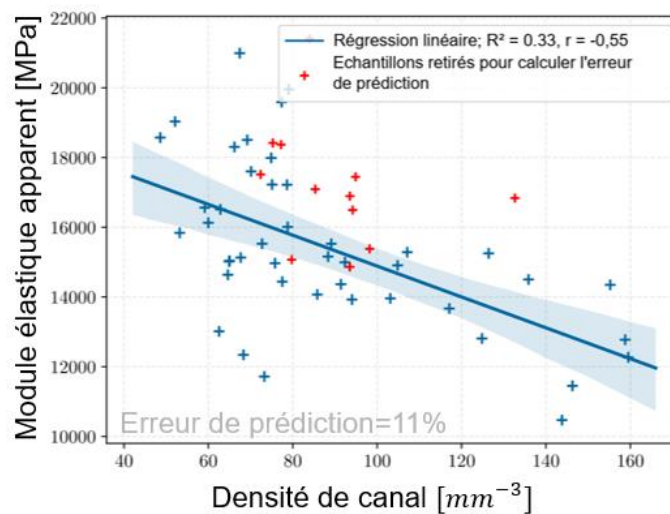


FIGURE 5- 16 : CORRELATION ENTRE LE MODULE D'ELASTICITE ET LA DENSITE DE CANAL.

On obtient :

$$E_{\text{élastique}} = -44.3 * \text{Densité}_{\text{canal}} + 1.93 * 10^4 \quad (115)$$

Deux sujets (12 éprouvettes) qui n'ont pas servi à créer cette tendance ont une erreur moyenne de prédiction de 11%. C'est une corrélation très intéressante puisqu'elle permet, avec l'unique connaissance d'un paramètre architectural, de prédire le comportement mécanique (en particulier le module d'élasticité).

5.4. CONCLUSIONS

Nous avons pu montrer dans cette partie sur les membres appendiculaires qu'il était possible, avec la même stratégie que les autres membres, de personnaliser les évolutions d'épaisseurs de l'os cortical. Il faudrait un peu plus de membres pour fiabiliser les valeurs obtenues mais je suis certain que la stratégie fonctionnera. Nous avons appris beaucoup de choses sur la microstructure de l'os cortical et je pense que la détection automatique des cônes BMU sera un élément important pour prédire si un os est plus ou moins actif. En parlant d'activité, nos deux campagnes d'essais ont mis en exergue que sur un même sujet, l'os porteur et non porteur n'ont pas la même géométrie architecturale et donc pas le même comportement. Je n'ai pas abordé ce point auparavant mais des essais de micro indentions (702 mesures) ont permis de montrer qu'il n'y a aucune différence significative entre os porteur et non porteur pour des indentations réalisées dans des zones interstitielles et ostéonales. Bien entendu, nous avons bien observé que le module interstitiel était plus haut que le module dans l'ostéone. Le comportement macroscopique est donc principalement régi par l'architecture.

6. CONCLUSIONS GENERALES & PERSPECTIVES

Ce document synthétise une partie de mes activités de recherche depuis mon arrivée au LAMIH en 2005, d'abord Ingénieur d'Etudes et ensuite Ingénieur de Recherche, au sein de mon laboratoire LAMIH. Mes recherches ont débuté dans le domaine de la biomécanique des chocs et ont évolué au fur et à mesure vers de la biomécanique lésionnelle et la traumatologie. Au début, je travaillais principalement sur des applications dans le domaine automobile et maintenant cela tend plus vers des applications balistiques. Le travail sur SHPM n'est certes pas simple mais très enrichissant. Comme déjà évoqué dans le mémoire, l'extraction des éprouvettes pour réaliser les essais mécaniques est un élément majeur à la compréhension. Si l'on ne prête pas suffisamment de soin aux prélèvements des éprouvettes (« n'importe où et n'importe comment »), on devient plus dispersif et la qualité des résultats s'en ressent. Je me suis focalisé ces dernières années à travailler uniquement sur de l'osseux : le crâne, les côtes, l'humérus et le fémur.

Mes recherches sur le crâne ont été les premières menées lors de mon arrivée dans le laboratoire. C'était la découverte pour moi de la biomécanique et j'avoue que cela a été un réel plaisir de découvrir ce milieu et également les personnes qui y travaillaient (en France principalement). On m'a formé sur les bonnes pratiques à avoir, les bons gestes, etc. Dès le début, j'ai souhaité comprendre le « pourquoi ». Et comme vous le savez la réponse n'est pas unique et simple à trouver. Chacun est différent, et pour moi, la personnalisation semble un outil prometteur pour être plus biofidèle et donc plus prédictif dans les bilans lésionnels.

J'ai eu l'opportunité de travailler sur beaucoup de sujets et j'espère que j'aurai encore l'occasion de travailler sur SHPM, même si cela devient de plus en plus rare. Peut-être qu'en lisant ce mémoire, avez-vous l'impression que la personnalisation a été simple mais j'avoue « m'être tiré les cheveux » plusieurs fois avant d'arriver à ces résultats. La clé de la personnalisation a été pour moi de trouver un paramètre de normalisation. Nous n'avons pas réinventé la poudre mais cela a permis de développer et comprendre beaucoup de choses grâce à cela.

Si je reviens sur les recherches menées sur crâne, environ 50 crânes ont été étudiés. Bien entendu, avec des moyens de conservations différents et des protocoles qui diffèrent légèrement en fonction de la problématique. Plusieurs modèles mathématiques permettent de personnaliser la géométrie d'un crâne. On peut à l'aide d'une épaisseur globale du crâne complet, obtenir l'évolution de toutes les épaisseurs globales et locales. J'appelle locale, les épaisseurs des tables (externe et interne) et du spongieux. Ce qu'il manque pour que le modèle soit complètement personnalisable, c'est la prise en compte de la courbure des crânes. Cela fait partie de mes travaux en cours donc je n'ai pas pu l'intégrer dans ce travail. Si maintenant je me focalise sur la partie mécanique, une relation a été observée entre deux paramètres architecturaux (porosité/densité et épaisseur totale) et le module d'élasticité homogène (en flexion trois points). De même, le comportement du spongieux est dépendant de la porosité et du module d'élasticité (en compression). Il serait intéressant de reproduire des études de cas (type chocs piétons par exemple) sur le modèle de tête éléments finis de

Valenciennes (ou autre) et de faire varier l'architecture et le comportement mécanique du crâne. On pourrait, à partir des classes de têtes anatomiques quantifier des bornes lésionnelles en fonction d'un type de choc. On peut faire varier les épaisseurs, faire des modèles une couche ou 3 couches et mettre des propriétés différentes par zone, etc. Bien entendu, il faudrait s'intéresser également à l'effet de vitesses dans ces batchs numériques. On a pu quantifier « approximativement » l'effet de la vitesse sur le module, on pourrait donc utiliser un modèle viscoélastique fragile et quantifier un apport ou non sur un risque lésionnel au niveau du cerveau. Toujours dans cette partie calculs éléments finis, j'aurais souhaité développer un modèle de comportement lié à une fonction de dégénérescence osseuse. Pas mal d'études montrent des modèles mathématiques de variations de la porosité en fonction de l'âge (bien entendu avec dispersion). Nos modèles de personnalisation ont comme paramètre d'entrée la porosité. On pourrait donc, toujours avec la même philosophie, lancer une batterie de calculs EF et définir par exemple un risque lésionnel en fonction de l'activité (on va dire l'âge même si je n'ai pas trop associée âge à l'activité). Le plus dur serait de trouver la courbe correspondant au crâne de dégénérescence osseuse.

Une perspective que je souhaite développer est les modèles physiques par classe de tête. J'ai déjà participé au développement de différents prototypes : épaisseur constante, épaisseur variable, résine différente dans les différentes zones anatomiques, etc. J'ai pu identifier des résines équivalentes proches au comportement homogène de la calotte pour des applications crash et balistique. On s'est même attelé à des essais perforants (comparaison tir sur disque de crâne et résine avec la même géométrie). Malheureusement, on ne s'est intéressé qu'à la calotte. Il faudrait donc enrichir la base de données pour que le prototype soit plus biofidèle (en répartition des masses par exemple). Je vois plein d'applications mais en particulier des applications balistiques (avec casque de protection). Un challenge serait de développer des critères lésionnels trouvés à l'aide d'études de cas pour valider ce type de têtes physiques. Je mets entre parenthèses la problématique des changements de propriétés en fonction de la qualité osseuse (en extrapolant l'âge même si j'emploierais plutôt le mot : activité).

Revenons à la personnalisation du thorax. On a étudié de nombreux modèles paramétriques avec comme données d'entrée la longueur de la côte 5 et la taille du sujet pour la partie globale, et un scan μ CT de la côte 5 à 50 % de sa longueur pour la partie locale (variation des épaisseurs). Cela a été fastidieux d'obtenir les variations d'épaisseurs de deux hémithorax (on a du scanner de nombreux tronçons et les reconstruire). Vu les évolutions actuelles des μ CT, il serait maintenant possible de réaliser un scan complet d'une côte en une fois avec une résolution de $3\mu\text{m}$. Il faudrait donc vérifier sur d'autres SHPM que nos lois paramétriques fonctionnent, d'abord pour des sujets proches d'un 50^{ème} percentile et ensuite sur des sujets de classes différentes. Pour la partie géométrie globale, je pense que nous avons eu assez de sujets pour que nos lois soient représentatives. Il est évident que plus on aura de sujets, meilleurs seront nos modèles.

Concernant la partie comportement mécanique, nous avons constaté qu'il y avait une différence de comportement entre les tables externe et interne et en fonction également du numéro de côte. La table interne est plus fragile que la table externe. Un modèle paramétrique

a été proposé. Il manque des essais pour approfondir l'analyse. Nous n'avons pas trouvé de relation entre les paramètres mécaniques et architecturaux. Actuellement, pour personnaliser le comportement mécanique, il faut disposer au moins d'une éprouvette prélevée dans la table interne et une dans l'externe. Il faut ensuite effectuer deux essais de traction, voire un μ scanne d'un échantillon pour définir la partie déformation à la rupture. Une perspective intéressante serait de faire des batchs numériques des modèles personnalisés de l'architecture et du comportement mécanique, exactement comme pour le crâne. Il faudrait faire varier la géométrie globale des côtes et également les épaisseurs des côtes pour faire des courbes de probabilité lésionnelle en fonction des classes de population. On pourrait aussi prendre en compte la dégénérescence osseuse des côtes. Une autre perspective serait de développer un mannequin physique du tronc humain. Cela n'est plus vraiment des perspectives vu que j'encadre un doctorant actuellement sur ce sujet, Martin Chauffer (Développement d'un modèle Numérique et Physique du thorax sous sollicitations dynamiques hautes vitesses. Définition de mécanismes et critères lésionnels). L'objectif de sa thèse est qu'il développe un jumeau physique de Hubyx que j'ai présenté précédemment.

Dans la partie membre appendiculaire, j'ai d'abord montré qu'il était possible de développer un modèle de personnalisation pour l'humérus et le fémur à l'échelle macroscopique. Il est dommage que la base de données soit restreinte à 4 sujets. Il faudrait travailler sur de nouveaux scans et bien sûr étendre cette méthodologie à tous les os appendiculaires. Pour rappel, à l'aide d'une épaisseur à 50% de la longueur diaphysaire, on arrive à estimer toutes les variations d'épaisseurs le long de la diaphyse et sur tous les bords anatomiques. L'étude à l'échelle microscopique et le développement d'un algorithme de détection des canaux et cônes BMU, nous ont permis de mieux comprendre, sur un même sujet, la différence entre un os actif et non actif (sous-entendu porteur et non porteur) : porosité moyenne, densité de BMU, rapport d'aspect des canaux, module d'élasticité, limite élastique et déformation à la rupture. Des corrélations entre les paramètres 2D et 3D ont été mises en exergue. Pour ces membres, une corrélation entre un paramètre mécanique, le module d'élasticité, et la densité de canal a été observée. Dans cette recherche, je suis resté sur ma faim concernant la détection automatique de cônes BMU. Il faudrait fouiller plus dans cette compréhension des BMU (activité, déficience osseuse, etc), peut-être regarder sur des μ CT d'échantillons situés dans l'endoste, périoste, dans différents endroits de la diaphyse, etc ; coupler cela avec des essais de nano-indentation pour voir si on observe des différences aussi au niveau de la matrice osseuse (os ostéonal, interstitiel, ostéocyte, etc).

Grâce à mon expérience en essais biomécaniques et en imagerie médicale, j'ai pu collaborer avec différentes équipes dans différents domaines non présentés dans ce mémoire. C'est ainsi que j'ai connu le Docteur Gersallah Sofiane (Docteur en médecine, chirurgien maxillo-facial et stomatologue). Je commence un nouvel encadrement avec lui et son sujet est : Micro-architecture et propriétés bio mécaniques de la muqueuse palatine humaine par expansion orthopédique et chirurgicale. C'est une nouvelle direction de recherche aboutira sûrement à de nouveaux questionnements.

Et je terminerai, en insistant sur la chance que j'ai eu de participer de nombreuses fois au GDR2610 biomécanique des chocs où « quasi » tous les thésards et chercheurs de France dans ce domaine échangeaient/présentaient leurs travaux. C'était un lieu d'échange, de partage, de développement de collaborations, etc ...J'ai pu, apprendre/échanger, développer des collaborations/projets, garder des contacts, etc... J'espère et je mettrai toute mon énergie pour refaire vivre et développer un tel espace d'échange, quelle que soit sa forme.

7. REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [AUP 09] AUPERRIN, A (2009). Caractérisation tissulaire pour la détermination du comportement de l'os crânien : essais mécaniques et imagerie médicale. Thèse de doctorat. Université Polytechnique Hauts de France.
- [BIR 04] Bir, C., Viano, D., King, A.. Development of biomechanical response corridors of the thorax to blunt ballistic impacts. *Journal of Biomechanics* 2004 ;37(1) :73–79. doi :10.1016/S0021-9290(03)00238-0.
- [BRAC 18] BRACQ, A (2018). Contribution à la prédiction du risque lésionnel thoracique lors de chocs localisés à travers la caractérisation et la modélisation d'impacts balistiques non pénétrants. Thèse de doctorat. Université Polytechnique Hauts de France.
- [BRY 15] BRY, R (2015). Contribution à l'étude de la variabilité des propriétés mécaniques de l'os cortical diaphysaire d'un os porteur (fémur) et non-porteur (humérus). Thèse de doctorat. Université Polytechnique Hauts de France.
- [CRA 94] CRANDALL, J.R. (1994). The preservation of human surrogates for biomechanical studies. Thèse, University of Virginia, USA.
- [DEL 07] DELILLE, R (2007). Contribution à la compréhension du comportement mécanique de l'os du crâne humain sous différents moyens de conservation et de sollicitation. Thèse de doctorat. Université Polytechnique Hauts de France.
- [KAR 17] KARKAR, M (2017). Personnalisation morpho-mécanique de la voûte crânienne humaine à différentes vitesses de sollicitations. Thèse de doctorat. Université Polytechnique Hauts de France.
- [KOB 09] Kobayashi, M., Mellen, P.F.. Rubber Bullet Injury : Case Report With Autopsy Observation and Literature Review. *The American Journal of Forensic Medicine and Pathology* 2009 ;30(3) :262–267. Doi :10.1097/PAF.0b013e318187dfa8.
- [GIB 99] Gibson, L.J., and Ashby, M.F. (1999). *Cellular Solids: Structure and Properties* (Cambridge University Press).
- [MAY 13] MAYEUR, O (2013). Personnalisation géométrique et mécanique multi-échelles du thorax humain. Thèse de doctorat. Université Polytechnique Hauts de France.
- [RIF 83] Riffault, E.. Etude des traumatismes dus à l'impact de balles. Rap. Tech. ; Ministère de l'intérieur, Direction générale de la police nationale, Direction de la logistique de la police ; Paris, France ; 1983.

- [ROO 19] Roothaer, X (2019). Multi-scale study of the mechanical behaviour of bearing and non-bearing bones: Towards personalisation of FE human models. Thèse de doctorat. Université Polytechnique Hauts de France.
- [ROT 13] Roth, S., Torres, F., Feuerstein, P., Thorat-Pierre, K.. Anthropometric dependence of the response of a Thorax FE model under high speed loading : Validation and real world accident replication. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 2013 ;110(2) :160–170. doi :10.1016/j.cmpb.2012.11.004.

RESUME

La recherche en biomécanique est une nécessité pour améliorer la compréhension du comportement de l'être humain lors d'un accident/incident que ce soit dans le domaine sportif, crash ou balistique. Pour enrichir les modèles virtuels d'être humain et développer de nouveaux outils de prédictions lésionnelles, ce mémoire propose de développer une partie de ma recherche concernant la personnalisation de l'os humain. Dans ce mémoire sont présentés de nombreux modèles paramétriques permettant, à l'aide de très peu de paramètres d'entrée, d'obtenir l'architecture macroscopique et microscopique du crâne (en considérant une seule épaisseur ou 3 épaisseurs), du thorax (géométrie globale des côtes et variation des épaisseurs des côtes) et des membres appendiculaires (fémur et humérus). Couplés à ces études architecturales, différents tests mécaniques sur éprouvettes sont développés et permettent également la personnalisation des paramètres mécaniques. Des corrélations entre paramètres mécaniques et architecturaux sont mises en évidence sur les différentes zones anatomiques étudiées. Ces corrélations permettront de personnaliser l'être virtuel humain et donc de dépasser les approximations usuellement considérées lors de l'utilisation des classes de population.

Mots-clés: Biomécanique, Personnalisation, SHPM, Os cortical, Comportement mécanique.

ABSTRACT

Research in biomechanics is necessary to improve the understanding of a human being behavior during an accident/incident in the field of sport, crash or ballistics. In order to enrich virtual model of human beings and to develop new tools for injury predictions, this report proposes a personalization approach of skeleton bone. Some parametric models are presented in this report. With only few parameters, macro and micro architecture can be obtain for the skullcap (with a single skullcap thickness or 3 layers thickness), thorax (global ribs geometry and variation in ribs thicknesses), appendicular limb (thighbone and humeral bone). In addition to these architectural studies, various mechanical tests on specimens are developed and also allow the personalization of mechanical behavior. Correlation between mechanical and architectural parameters are highlighted on the considered different anatomical segments. These correlations will eventually make it possible to personalize the human being and therefore to overcome the approximation when using standard classes of population.

Keywords: Biomechanics, Personalization, PMHS, Cortical bone, Mechanical Behavior.