HAL
open science

Comportement mécanique de l'os spongieux à différentes vitesses de déformation. : relations entre architecture et réponse mécanique.

Marianne Prot

To cite this version:

Marianne Prot. Comportement mécanique de l'os spongieux à différentes vitesses de déformation. : relations entre architecture et réponse mécanique.. Biomécanique [physics.med-ph]. Ecole nationale supérieure d'arts et métiers - ENSAM, 2015. Français. NNT : 2015ENAM0030 . tel-01314439

HAL Id: tel-01314439

https://pastel.hal.science/tel-01314439v1

Submitted on 11 May 2016

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.

2015-ENAM-0030

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

Doctorat ParisTech

T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité " Biomécanique"

présentée et soutenue publiquement par

Marianne PROT

le 24 Novembre 2015

Comportement mécanique de l'os spongieux à différentes vitesses de déformation. Relations entre architecture et réponse mécanique.

Directeur de thèse : **Sébastien LAPORTE**
Co-encadrement de la thèse : **Dominique SALETTI**

Jury

M. Ridha HAMBLI, Professeur, PRISME/MMH, Université d'Orléans	Président
M. Pascal FORQUIN, Professeur, Laboratoire 3SR, Université Joseph Fourier – Grenoble 1	Rapporteur
M. David MITTON, Directeur de Recherche, LBMC, Université de Lyon-IFSTTAR	Rapporteur
M. Pascal DRAZETIC, Professeur, UVHC LAMIH, Université de Valenciennes	Examinateur
M. Ivan IORDANOFF, Professeur, Arts et Métiers Paristech	Examinateur
M. Dominique SALETTI, Maitre de conférences, Laboratoire 3SR, Université Joseph Fourier – Grenoble 1	Examinateur
M. Sébastien LAPORTE, Professeur, LBM/Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers Paristech-Paris	Examinateur
M. Fahmi CHAARI, Maitre de conférences, UVHC LAMIH, Université de Valenciennes	Invité
M. Trevor CLOETE, Senior Lecturer, BISRU, Department of Mech. Engineering, University of Cape Town	Invité

T H È S E

Arts et Métiers ParisTech - Campus de Paris
Laboratoire de Biomécanique//Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak

"C'est impossible dit la Fierté
C'est risqué dit l'Expérience
C'est sans issue dit la Raison
Essayons murmure le Cœur"
William Arthur Ward

Remerciements

Ce mémoire n'existerait surement pas à ce jour sans les nombreuses personnes qui m'ont entouré ces dernières années. Je tiens à leur témoigner ma sincère reconnaissance avec ces quelques mots.

Pour commencer je tiens à remercier mes encadrants de thèse pour leurs conseils avisés, leur patience, leur écoute, leurs idées, leur soutien technique mais aussi psychologique. Merci de m'avoir fait confiance dès les premiers jours de mon Master, où j'arrivais avec ma petite idée pas encore très claire que vous m'avez aidé à concrétiser grâce à toutes les vôtres. Merci d'avoir été là pendant les différents moments émotionnels de cette thèse, de ne jamais avoir regardé l'heure pour me répondre et d'avoir tout fait pour que je fasse et finisse ma thèse dans les meilleures conditions possibles. Sébastien Laporte, grâce à toi j'ai énormément grandi au cours de ces dernières années. Je n'aurai pas la prétention de me décrire comme autonome mais j'y tends et c'est certainement grâce à toi. J'ai appris à prendre la problème à bras le corps, à choisir judicieusement entre patience et persévérance, à coder un peu plus proprement, à être douce avec les mathématiques sur papier, à mieux gérer mes états d'âme et à ne pas trop manger de cerises. Merci d'avoir toujours accepté mes cafés tout en sachant que cela impliquait forcément un coup d'œil avisé à mes problèmes. Dominique Saletti, c'est aussi grâce à toi que je m'améliore. Merci pour ton optimisme à toute épreuve, ta bonne humeur, tes mots gentils, tes nombreuses relectures de documents, tous tes efforts pour que je ne dise plus "spécimen" et ton investissement dans ma thèse même après ton départ de l'Institut. Au final, vous aviez tous les deux raison : merci de m'avoir donné ce goût de la recherche, de m'avoir transmis votre passion, moi qui ne pensais pouvoir m'épanouir qu'en enseignant.

Thank you Trevor Cloete for your personal investment, yours ideas every thirty seconds, your professional guidance, your continual support and your enthusiasm. I really appreciated all the work I did with you from 2010, your late night help, all the time you spend correcting my english mistakes and for welcome me with open arms. I discovered the biomechanics domain with you and hope it's only the beginning of a long collaboration. To make a joint supervision was impossible at that time but you are my non-official third one supervisor.

Merci Fahmi Chaari pour ton avis extérieur à différents moments clés de ma thèse, pour tout le temps que tu as passé avec moi dès le début, que ce soit à distance ou en visite. Merci d'avoir été franc et direct, c'est grâce à tes conseils experts que j'ai pu éviter de nombreuses pertes de temps et surtout approfondir mes discussions. Je suis également reconnaissante à Pascal Drazetic, qui lui aussi à participé à ces nombreuses réunions non officielles et qui m'a toujours soutenue.

Je remercie pareillement les directeurs des laboratoires qui m'ont accueillis, Phillippe Rouch et Wafa Skalli de l'Institut de Biomécanique Humaine George Charpak, Gerald Nurick et Genevieve Langdon de BISRU et Erik Markievick du LAMIH. Merci au ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche pour avoir financé mon activité de recherche et d'enseignement pendant trois ans, merci à UCT research comittee pour avoir financé cette campagne d'essai et merci à l'Ecole Normale Supérieure des Arts et Métiers et sa direction, qui, grâce à leur investissement m'ont permis de finir ma thèse dans de bonnes conditions. Merci à tous de m'avoir fait confiance et de m'avoir soutenu.

Je remercie également les membres du Jury qui ont accepté de juger ce travail, pour l'intérêt qu'ils y ont porté et les discussions qui en ont découlé. Je remercie en particulier Pascal Forquin et David Mitton pour avoir rapporté cette thèse et partagé avec moi leur parcours professionnel.

Thanks to Pier Smith, Glenn Newins, Charles Harris, Penny Park Ross from the University of Cape Town, Anton du Plessy from the University of Stellenbosch, Mr Sacks from Sack Butcheries for providing me all I needed to run in favorable conditions these experiments in South Africa. La mise en place des expériences et des moyens d'essais dédiés à l'os Humain n'aurait pas eu lieu sans Sylvain Persohn, Philippe Planard, Jean Baptiste Septiers, Nicolas Ranc et Renaud Pfeiffer des Arts et Métiers Paristech. Merci à vous pour votre grande disponibilité et pour votre contribution à cette future campagne.

Merci à Stéphane Pattofatto pour m'avoir initié à la recherche, à Alexandra et Nicolas qui ont travaillé sur ce projet, merci de m'avoir donné goût à l'encadrement. Cela a été un réel plaisir de partager, transmettre mais aussi apprendre avec vos projets.

Merci Guillaume Dubois pour avoir continué ce projet de collaboration après ta thèse alors que je ne te transmettais pas un travail très organisé, ni des idées précises à ce stade. Merci pour tes coups de main Matlab et tes Schokobons de réconfort avant ton départ.

Merci à Baptiste Sandoz, Clayton Adam et Damien Subit pour leurs conseils experts et leur soutien pendant mon processus de publication. Merci à Thomas Joubert et Bilel Mokhtari pour le support informatique, même à l'autre bout du monde, et à la dernière minute. Merci à Mohamed Marhoum pour l'accès aux revues spécialisées et à Marine Souq pour ton aide dans les démarches administratives et tous les autres moments où vous m'avez tous donné ces coups de pouce.

Merci Mary de m'avoir supporté et soutenu tout simplement. Sans toi, venir au laboratoire tous les jours aurait été bien différent. Merci pour tes gâteaux de folie, tous ces moments de rigolade que je ne risque pas oublier. Promis je vais m'améliorer en soin de plante. Merci à Anthony, Agathe, Aurélien, Boris, Célia, Claudio, Christophe, Jennyfer, Karine, Lucas, Léo, Marion, Pierre-Yves Rohan, Rachele, Rivka, et tous mes gourmands collègues, qui ont permis que cette thèse se déroule dans la bonne ambiance et ont toujours été prêts à m'aider pour des relectures, un point de statistiques....Un énorme merci au 3A pour avoir géré mon stress et mes problèmes techniques de dernières minutes comme des chefs.

Thanks Carlo Geretto, Richard Curry, Reuben Govender and Steeve Chung Kim Yuen for sharing your knowledge, providing me distraction when I needed and especially making me discover South Africa. Thanks to all others people of UCT from my first and second stay who have honored me with many discussions and their general willingness to help : Anusuya, Erik, Jeremy, Graeme, Melchior, Julien, Vinay and all the masters students who lent a late night hand.

Merci à mes parents et grands parents de m'avoir soutenu pendant ces nombreuses années d'études (promis c'est fini). Un énorme merci à vous, à Pascale, Gilles, Raymond et Bernadette pour ces relectures. Sans vous tous, ce rapport ressemblerait à mes rédactions d'enfance qui ne me destinaient pas à une grande carrière littéraire. Merci à Lulu, mon consultant médecine, promis quand je dessinerai des humains au tableau je leur mettrai un nombril. Merci à toute ma famille et merci à mes amis pour tous les à-côtés.

Merci à Etienne pour ton soutien à toute épreuve, d'avoir accepté que je parte dans l'autre hémisphère, de m'avoir aidé quand je sortais une feuille et un papier pour résoudre un problème au milieu d'un repas déjà tardif voire au moment de dormir, d'avoir relu mille fois ma thèse dans tes longs trajets en métro, d'avoir vraiment vécu cette thèse avec moi ... Ces quelques lignes ne suffiraient pas pour te remercier de ta compréhension et de tout le reste !

Table des matières

Remerciements **v**

1. Introduction **1**

2. Revue de littérature **5**
2.1. Rappels d'anatomie, inspirés de (Oftadeh *et al.*, 2015) . . . 6
2.2. Caractérisation mécanique de l'os spongieux . . . 8
2.2.1. Échantillons et conditions d'essais . . . 8
2.2.2. Réponse mécanique de l'os spongieux . . . 9
2.2.3. Caractérisation expérimentale de l'os spongieux . . . 10
2.2.3.1. Caractérisation quasi-statique . . . 11
2.2.3.2. Caractérisation dynamique . . . 12
2.2.3.3. Caractérisation à vitesse intermédiaire . . . 13
2.2.4. Caractérisation mécanique du tissu trabéculaire . . . 14
2.3. Caractérisation architecturale de l'os spongieux . . . 15
2.3.1. Moyens d'imagerie . . . 15
2.3.2. Paramètres géométriques & morphologiques . . . 16
2.3.3. Paramètres topologiques . . . 16
2.3.4. Paramètres de connectivité . . . 17
2.3.5. Paramètres anisotropiques . . . 18
2.3.6. Paramètres de porosité . . . 19
2.3.7. Sensibilité des paramètres de description architecturale . . . 19
2.4. Liens entre paramètres architecturaux et mécaniques . . . 20
2.4.1. Méthodes statistiques (McDonald, 2009) . . . 20
2.4.2. Sollicitation quasi-statique . . . 20
2.4.3. Sollicitations à vitesse plus élevée . . . 21
2.4.4. Influence du confinement . . . 22
2.4.5. Caractérisation et localisation de la fracture osseuse . . . 22
2.5. Modélisation de structures poreuses/trabéculaires . . . 22
2.5.1. Structures idéalisées - cellules unités . . . 23
2.5.2. Structures aléatoires idéalisées . . . 25
2.5.3. Modélisation de structures réelles . . . 26
2.5.4. Autres matériaux . . . 28
2.6. Bilan de la revue de littérature et démarche de travail . . . 29

3. Caractérisation mécanique de l'os spongieux : du quasi-statique au dynamique **33**
3.1. Matériels et Méthodes . . . 34
3.1.1. Préparation des échantillons d'os spongieux . . . 34
3.1.2. Protocole expérimental . . . 35
3.1.3. Essais de compression quasi-statique . . . 35
3.1.4. Essais de compression dynamique . . . 36
3.1.5. Essais de compression à régime intermédiaire . . . 40
3.1.6. Validité des moyens d'essais . . . 42
3.1.7. Détermination des paramètres de réponse mécanique . . . 45
3.1.8. Analyses statistiques des données (*c.f.* §2.4.1) . . . 46

3.2. Résultats et Discussion . . . 47
3.2.1. Paramètres mécaniques . . . 47
3.2.2. Sensibilité des paramètres mécaniques . . . 50
3.2.3. Des vitesses de déformations aux régimes . . . 52
3.3. Conclusion et perspectives . . . 53

4. L'architecture osseuse comme prédicteur de la réponse mécanique 55
4.1. Caractérisation architecturale . . . 56
4.1.1. Acquisition de l'organisation osseuse . . . 56
4.1.2. Quantification de l'organisation osseuse . . . 57
4.1.3. Résultats et Discussion . . . 60
4.1.4. Inter-Corrélations entre paramètres architecturaux . . . 61
4.2. Liens avec les paramètres mécaniques . . . 64
4.2.1. Mise en évidence des corrélations entre paramètres . . . 64
4.2.2. Sensibilité des paramètres mécaniques . . . 68
4.3. Localisation de la rupture . . . 72
4.3.1. Recalage des images pré et post-compression . . . 72
4.3.2. Faciès de rupture . . . 73
4.3.3. Architecture et Fracture . . . 77
4.4. Conclusion et perspectives . . . 79

5. Génération d'architecture d'os spongieux 81
5.1. Grands principes du générateur d'architecture . . . 82
5.2. Analyse des données réelles . . . 82
5.2.1. Nombre de nœuds et nombre de travées . . . 82
5.2.2. Connections des travées . . . 83
5.2.3. Nombre de travées par nœud : classe . . . 84
5.2.4. Anisotropie . . . 85
5.3. Descriptif détaillé du générateur d'architecture . . . 85
5.3.1. Sphère Initiale . . . 85
5.3.2. Optimisation . . . 86
5.3.3. Extraction de l'éprouvette . . . 91
5.3.4. Volume et épaisseur de travée . . . 91
5.4. Exemple d'une génération . . . 95
5.4.1. Sphère initiale . . . 95
5.4.2. Optimisation . . . 95
5.4.3. Volume et épaisseur de travée . . . 97
5.4.4. Extraction de l'éprouvette cylindrique . . . 97
5.4.5. Sensibilité de la génération . . . 98
5.4.6. Différences inter-générations . . . 99
5.5. Sensibilité de la génération vis-à-vis des échantillons . . . 100
5.5.1. Sensibilité de l'architecture . . . 100
5.5.2. Notations des générations . . . 102
5.6. Conclusion et discussion . . . 103
5.7. Perspectives . . . 104

6. De l'architecture de l'os spongieux à son comportement global : perspectives et modélisation en éléments discrets 107
6.1. Projet de recherche . . . 108

6.2. Principes de la DEM 110
6.3. Application à l'os spongieux 110
6.4. Volume d'intérêt pour simulation 111
6.5. Comportement 111
6.6. Perspectives 112

7. Conclusion et Perspectives **113**
7.1. Conclusion 113
7.2. Perspectives 113

8. Communications et Publications **115**

A. Travail préliminaire **137**
A.1. Abstract 137
A.2. Article publié 137
A.3. Travail d'ouverture non publié 144

B. Campagne d'essais os spongieux bovins **149**
B.1. Protocole de découpe d'os spongieux 149
B.2. Réponse mécanique 149
B.3. Paramètres mécaniques en fonction des paramètres architecturaux 150

C. Dispositif de compression dynamique **153**
C.1. Principes du système aux barres de Hopkinson 153
C.2. Notations usuelles 153
C.3. Inconvénients 154
C.4. Hypothèses d'utilisation du système 155
C.5. Dépouillement d'un essai de compression aux barres de Hopkinson 155
C.6. Conception d'un banc d'essai dédié à l'os humain 156
C.7. Perspectives immédiates pour la finalisation du banc 165

D. Générateur d'architecture, affectations des volumes **167**

E. Caractérisation architecturale de l'os spongieux : revue de littérature **169**

Table des figures

1.1. Fracture du col du fémur : imagerie et diagnostics. 2

2.1. Visualisation 3D d'un spécimen d'os spongieux. 5
2.2. Organisation au sein de l'os. 6
2.3. Structure de l'os spongieux à différents niveaux d'échelle (Oftadeh *et al.*, 2015). . 7
2.4. Population cellulaire de l'os spongieux (Oftadeh *et al.*, 2015). 7
2.5. Réponse mécanique schématique d'un échantillon d'os spongieux. 9
2.6. Caractérisation mécanique de l'os spongieux vis-à-vis de la vitesse de déformation. 10
2.7. Rupture d'une travée soumise à de la flexion 3 points (Jungmann *et al.*, 2011). . . 14
2.8. Principe de fonctionnement de la tomographie. 15
2.9. Architecture de l'os spongieux (Singh, 1978). Poutres, SMI tendant vers 3 (gauche), plaques SMI tendant vers 0 (droite), intermédiaire (milieu). 17
2.10. Illustrations tridimensionnelles des mesures d'anisotropie (Odgaard *et al.*, 1997). **A)** Méthode du MIL **B)** du VO **C)** du SVD. 18
2.11. Application de la méthode de recalage 3D (Tassani *et al.*, 2012). 23
2.12. Exemples de microstructures générées pour différentes valeurs de paramètres géométriques : cellule de base cubique (gauche) / prismatique (droite) (Kowalczyk, 2003). 24
2.13. Modèle proposé par Dagan (Dagan *et al.*, 2004) : a) travée idéalisée, b) élément de jonction c) Réseau de travées d) Exemple d'étude en contrainte. 24
2.14. Modèle proposé par (Padilla *et al.*, 2003) : structure réelle à gauche et structure aléatoire générée à droite. 25
2.15. Génération pseudo-aléatoire d'os spongieux basée sur les paramètres géométriques de travées (Donaldson *et al.*, 2008). 25
2.16. Modèle de génération stochastique d'architecture trabéculaire proposé par Lakatos et al. (Lakatos et Bojtár, 2012). 26
2.17. Modélisation de l'os spongieux(avec lissage **a)** avec **b)**) (Ulrich *et al.*, 1998). . . 27
2.18. Modélisation de l'os spongieux par éléments tétraédriques et prédiction des fractures internes (Hambli, 2013) 27
2.19. Modélisation par éléments poutre (Stauber et Müller, 2006) (Gauche) et squelette hybride (Almhdie-Imjabber *et al.*, 2014) (Droite). 28
2.20. Modèles de mousse à cellules ouvertes et à cellules fermées construits par la méthode du champ gaussien aléatoire (Roberts et Garboczi, 2002). 28
2.21. Schématisation de la démarche de travail. Une couleur par objectif. 30

3.1. Os spongieux comprimé à vitesse intermédiaire. 33
3.2. Bague de serrage pour le dressage (gauche) et couronne de découpe pour carottage (droite). 34
3.3. Prélèvement des échantillons et relevé de la position anatomique. 34
3.4. Répartition des 127 échantillons en fonction du régime et de la vitesse de déformation. 35
3.5. Configuration d'un essai de compression Quasi-Statique. 36
3.6. Concept initial de piégeur d'onde adapté au SHPB. 36
3.7. Propagation des ondes de compression : vers la gauche dans l'impacteur, vers la droite dans la barre d'entrée et *P.O.1*. 37

3.8. Transfert de l'onde de compression du premier *P.O.1* au second piégeur d'onde *P.O.2* et onde de traction réfléchie causant la séparation du projectile. 37
3.9. Sollicitation en compression de l'échantillon et réflexion sous la forme d'une onde de traction dans *P.O.2*. 37
3.10. Interactions d'ondes à l'interface avec l'échantillon : onde de traction dans la barre d'entrée allant vers la gauche, onde de compression allant vers la droite dans la barre de sortie. 37
3.11. Séparation de *P.O.1* due à l'onde de traction transmise et fin de l'essai par séparation de la barre de sortie et absence d'onde résiduelle dans la barre d'entrée. 38
3.12. Design final du double piégeur d'onde. 38
3.13. Impacteur Cone In Tube (Cloete *et al.*, 2014). 39
3.14. Design final du système d'essai dynamique. 40
3.15. Dispositif de Wedge Bar. 40
3.16. Design du système d'essai à vitesse intermédiaire (Wedge Bar). 41
3.17. Enregistrement d'un signal d'essai à régime intermédiaire. 41
3.18. Efficacité du double piégeur d'onde. 42
3.19. Vérification de l'équilibre au sein des interfaces de l'échantillon par comparaison des signaux incident+réfléchi et transmis. 44
3.20. Vérification de l'hypothèse de vitesse de déformation constante. 44
3.21. Courbe logistique à 5 paramètres. 45
3.22. Depouillement Matlab robuste pour l'obtention des paramètres de réponse mécanique. 46
3.23. Sensibilité de la méthode d'évaluation des paramètres mécaniques en fonction des régimes. 47
3.24. Sensibilité des paramètres mécaniques en fonction de la vitesse de déformation (/s) et comparaison biliographique. 48
3.25. Sensibilité de la contrainte à rupture. 50
3.26. Comparaison d'échantillons prélevés spatialement proches. 51

4.1. Squelette réel d'un spécimen d'os spongieux. 55
4.2. Scan des échantillons. 56
4.3. De l'image brute aux paramètres architecturaux. 57
4.4. Illustration des MILs projetés et des équations de détermination. 59
4.5. Vecteurs propres associés aux tenseurs de Fabrique. 63
4.6. Régressions linéaires entre contrainte à rupture (gauche) ou module d'Young apparent (droite) et paramètres architecturaux L : Basse vitesse et H : Haute vitesse, QS : Quasi-statique, ISR : Intermédiaire et D. 69
4.7. Arbre de décision pour la prédiction des paramètres E_{app}. 71
4.8. Arbre de décision pour la prédiction des paramètres σ_u. 71
4.9. Appréciation visuelle de la qualité du recalage. 72
4.10. Faciès de fracture répertoriés. 73
4.11. Appréciation visuelle de la fracture : caméra à image rapide, plans de fracture externes identifié, différence de distance 3D avant et après compression. 73
4.12. Méthodes alternatives de localisation de la fracture approfondie dans cette étude mais non abouties. 74
4.13. Recalage scans pré et post compression et localisation de la fracture en fonction de la déformation. 75
4.14. Fractures angulaires à régime basse vitesse : échantillon initial, comprimé, numériquement comprimé (Hambli, 2013). 76

4.15. Fractures angulaires : observation microscopique de multiples fractures suivant des plans transversaux (Prot *et al.*, 2012). 76
4.16. Non mise en évidence d'un possible lien entre la variation d'épaisseur de travée (Tb.Th) et l'initiation de la fracture. Échantillon représentatif de ceux présentant une forte variation interne de Tb.Th. 77
4.17. Non mise en évidence d'un possible lien entre la variation de l'espace inter-travées (Tb.Sp) et l'initiation de la fracture. Echantillons représentatifs. 77
4.18. Étude de l'écart type de l'anisotropie. 78

5.1. Génération d'os spongieux. 81
5.2. Description générale du générateur. 82
5.3. Courbure des travées pour un échantillon représentatif de la population. 83
5.4. Modélisation des distances Nœud à Nœud des travées droites 83
5.5. Distribution du nombre de travées par nœud. >7 correspond aux nœuds à plus de 6 travées. 85
5.6. Schématisation de l'optimisation de la suppression de travées. 86
5.7. Répartition des longueurs et Notation. 87
5.8. Répartition des classes et Notation. 87
5.9. Tirage aléatoire guidé. 90
5.10. Schématisation du traitement des nœuds doubles. 91
5.11. Discrétisation d'une travée en élément poutre à 3 Noeuds 1D quadratique. Deux cas : travée droite ou courbe. 92
5.12. Représentation schématique du volume trabéculaire affecté. 93
5.13. Possibilité de génération de travées courbes. 94
5.14. Recouvrement de travées illustré à un nœud triple. 94
5.15. Construction de la sphère initiale de travées connectées. 95
5.16. Illustration de l'optimisation de la suppression de travées, pas 30. 95
5.17. Répartition des longueurs de travées, Os 1 généré. 96
5.18. Répartition des classes aux nœuds, Os 1 généré. 96
5.19. Résultats de l'optimisation sans prise en compte du critère d'anisotropie, Os 1 généré. 97
5.20. Extraction d'un cylindre réprésentatif de l'éprouvette, Os 1. 97
5.21. Division de l'échantillon en sous régions pour investigation des inhomogénéités internes. 99
5.22. Inhomogénéités internes. 99
5.23. Squelette d'os réels et générations (N°). 101
5.24. Modélisation treillis (Goda *et al.*, 2014). 105

6.1. Front d'onde de compression traversant le squelette d'os spongieux (de droite à gauche). Image issue du post-doctorat de Guillaume Dubois. 107
6.2. Synthèse du projet de recherche. 109
6.3. Interface muscle tendon modélisée en éléments discrets (Roux *et al.*, 2014). . . . 110
6.4. Squelette d'os spongieux modélisé en éléments discrets. Par Guillaume Dubois ©. 110
6.5. Volume d'intérêt testé au sein de l'échantillon réel : taille et position aléatoire par Guillaume Dubois. 111
6.6. Résultats préliminaires de simulation DEM avec rupture : déformation, travées cassées : faciès progressif et courbe contrainte déformation ©Guillaume Dubois. 112
6.7. Faciès progressif observé grâce au recalage d'image pré et post-compression (Chapitre 4). 112

7.1. Schématisation des travaux de recherche, pastilles pleines : travaux effectués, tachetées : travaux préliminaires, non colorées : perspectives. 114

A.1. Estimation de paramètres architecturaux par différents logiciels pour 25 échantillons. 144
A.2. Découpage des régions d'intérêt. 145
A.3. Sensibilité de la contrainte à rupture vis-à-vis de la fraction volumique, BV/TV. . 146
A.4. Régressions observées (loi puissance) en quasi-statique et dynamique pour les paramètres corrélés (σ_U et les 3 valeurs du MIL). 146

B.1. Différentes étapes d'extraction des échantillons par rapport aux plans anatomiques. 149
B.2. Sensibilité de la réponse mécanique QS : Quasi-statique, ISR : Intermédiaire et D : Dynamique, L : Basse vitesse et H : Haute vitesse. 150
B.3. Régressions linéaires entre module d'Young apparent et paramètres architecturaux pour les 2 régimes L : Basse vitesse et H : Haute vitesse. 151
B.4. Régressions linéaires entre contrainte à rupture et paramètres architecturaux pour les 3 régimes QS : Quasi-statique, ISR : Intermédiaire et D : Dynamique. 152

C.1. Diagramme de Lagrange d'un dispositif de compression aux barres de Hopkinson. 153
C.2. Schématisation du système d'un système de piégeur d'onde pour essais de compression interrompus (Song et Chen, 2005). 154
C.3. Signaux des barres avec utilisation d'un projectile usuel (a) et conique (c) et évolution contrainte/vitesse de déformation versus déformation correspondante (b) et (d) (Bekker *et al.*, 2015) 154
C.4. Signaux barre d'entrée (incident puis réfléchi) et barre de sortie (transmis). 155
C.5. Déplacements aux interfaces d'un échantillon d'os spongieux. 156
C.6. Estimation du nombre d'aller retour dans l'éprouvette jusqu'à sa contrainte maximum. 158
C.7. Système de deux jauges longitudinales et transverses (vue d'une des jauges diamétralement opposée. 160
C.8. Montage en pont complet d'un jeu de jauges (longitudinales : $_L$ et transverses : $_T$) diamétralement opposées : $_{sup}$ et $_{inf}$ 161
C.9. Support au sol Norcan. 162
C.10. Support SHPB adaptable à différents diamètres. 162
C.11. Schéma de câblage pneumatique inspiré du montage du laboratoire PIMM (Thèse en cours R. Pfeiffer). 164
C.12. Schéma de câblage électrique inspiré du montage du laboratoire PIMM (Thèse en cours R. Pfeiffer). 165

Liste des tableaux

2.1. Caractérisation quasi-statique récente de l'os spongieux. 11
2.2. Caractérisation dynamique de l'os spongieux. 13
2.3. Caractérisation à vitesse intermédiaire de l'os spongieux. 13
2.4. Caratérisation du tissu trabéculaire-Notation : Valeur(Ecart type). 14
2.5. Définition de paramètres de connectivité. 17
2.6. Paramètres architecturaux et paramètres de réponse quasi-statique. **- : Corrélation Non Etudiée**, 0 : Non Corrélés, X : Corrélés à l'unanimité, P : Avis partagés. 21
2.7. Corrélations non-exhaustives entre les paramètres de structure et la réponse mécanique de l'os spongieux sur une grande place de vitesse de déformation (Halgrin, 2009), 0 : Non Corrélés, X : Corrélés à l'unanimité. 21

3.1. Caractéristiques du système d'essai dynamique. 40
3.2. Paramètres de wedge bar. Police grisée : impacteur et vitesse correpondante selectionnés. 42
3.3. Paramètres de description mécanique. 45
3.4. Statistiques descriptives des paramètres mécaniques. 48
3.5. Résultats du test de Kruskal Wallis visant à identifier les différences inter-échantillons. p-value < 0.05 en noir : différences. 50
3.6. Résultats du test de Mann Whitney. Le risque que la différence entre les vitesses de déformation ne soit pas significatif est mentionné en %. Grisé : risque < 5%. Groupes de vitesses de déformation mis en encadrement gras. 52

4.1. Paramètres architecturaux sélectionnés. 58
4.2. Paramètres de porosité sélectionnés 58
4.3. Statistiques descriptives des paramètres mécaniques. Les unités sont celles données en Tableaux 4.1 et 4.2 60
4.4. Matrice symétrique issue du test de corrélation de Spearman entre paramètres architecturaux. Fortes dépendances entre paramètres représentées par des cellules colorées en fonction de la p-value : **Rouge** < 0.0001 < **Orange** < 0.001 < **Vert** < 0.05 = significatif. 61
4.5. Matrice symétrique issue du test de corrélation de Spearman entre paramètres des différents tenseurs de Fabrique. Fortes dépendances entre paramètres représentées par des cellules colorées en fonction de la p-value : **Rouge** < 0.0001 < **Orange** < 0.001 < **Vert** < 0.05 = significatif. 63
4.6. Matrice des coefficients p issus du test de corrélation de Spearman entre paramètres. Fortes dépendances entre paramètres, représentées par des cellules colorées en fonction de la p-value : **Rouge** < 0.0001 < **Orange** < 0.001 < **Vert** < 0.05 = significatif. 3 Régimes : QS : Quasi-statique, ISR : Intermédiaire et D : Dynamique, 2 Régimes : L : Basse vitesse et H : Haute vitesse Police grise : non mis en valeur par l'étude statistique sur les réponses mécaniques. 64

4.7. Matrice des coefficients p issus du test de corrélation de Spearman entre paramètres. Fortes dépendances entre paramètres, représentées par des cellules colorées en fonction de la p-value : **Rouge** < 0.0001 < **Orange** < 0.001 < **Vert** < 0.05 = significatif. - : corrélation non étudiée, x : corrélé (p-value < 0.05), 0 : non corrélé 3 Régimes : QS : Quasi-statique, ISR : Intermédiaire et D : Dynamique, 2 Régimes : L : Basse vitesse et H : Haute vitesse Police grise : non mis en valeur par l'étude statistique sur les réponses mécaniques. 65
4.8. Matrice des coefficients p issus du test de corrélation de Spearman entre paramètres. Fortes dépendances entre paramètres, représentées par des cellules colorées en fonction de la p-value : **Rouge** < 0.0001 < **Orange** < 0.001 < **Vert** < 0.05 = significatif. 3 Régimes : QS : Quasi-statique, ISR : Intermédiaire et D : Dynamique, 2 Régimes : L : Basse vitesse et H : Haute vitesse Police grise : non mis en valeur par l'étude statistique sur les réponses mécaniques. 66
4.9. Matrice des coefficients p issus du test de corrélation de Spearman entre paramètres. Fortes dépendances entre paramètres, représentées par des cellules colorées en fonction de la p-value : **Rouge** < 0.0001 < **Orange** < 0.001 < **Vert** < 0.05 = significatif. 3 Régimes : QS : Quasi-statique, ISR : Intermédiaire et D : Dynamique, 2 Régimes : L : Basse vitesse et H : Haute vitesse Police grise : non mis en valeur par l'étude statistique sur les réponses mécaniques. 66
4.10. Matrice des coefficients p issus du test de corrélation de Spearman entre paramètres. Fortes dépendances entre paramètres, représentées par des cellules colorées en fonction de la p-value : **Rouge** < 0.0001 < **Orange** < 0.001 < **Vert** < 0.05 = significatif. 3 Régimes : QS : Quasi-statique, ISR : Intermédiaire et D : Dynamique, 2 Régimes : L : Basse vitesse et H : Haute vitesse Police grise : non mis en valeur par l'étude statistique sur les réponses mécaniques. 67
4.11. Matrice des coefficients p issus du test de corrélation de Spearman entre paramètres. Fortes dépendances entre paramètres, représentées par des cellules colorées en fonction de la p-value : **Rouge** < 0.0001 < **Orange** < 0.001 < **Vert** < 0.05 = significatif. 3 Régimes : QS : Quasi-statique, ISR : Intermédiaire et D : Dynamique, 2 Régimes : L : Basse vitesse et H : Haute vitesse Police grise : non mis en valeur par l'étude statistique sur les réponses mécaniques. 67

5.1. Paramètres architecturaux voulus et obtenus pour la sphère initiale, Os 1. 95
5.2. Paramètres architecturaux voulus et obtenus pour la sphère finale, Os 1. 96
5.3. Différences architecturales entre la sphére générée et le cylindre extrait. Écart-types avec l'os original **Vert** < 5% < **Jaune** < 10% <**Orange** < 15% < **Rouge**< 20%. 98
5.4. Sensibilité de la génération pour des architectures particulières et deux os moyens. Écart-types avec l'os original **Vert** < 5% < **Jaune** < 10% <**Orange** < 15% < **Rouge**< 20%. 98
5.5. Sensibilité de la génération pour des architectures particulières et deux os moyens (41, 166). Écart-types avec l'os original **Vert** < 5% < **Jaune** < 10% <**Orange** < 15% < **Rouge**< 20%. Notations de la génération : architecturale et ICP (en nœuds) et classement (identique en grisé). 102

A.1. Régressions développées pour les meilleures paires de paramètres corrélés (microstructure vs réponse mécanique) pour chaque régime ou condition au limite. QS : quasi-statique, D : Dynamique, CD : Dynamique confinée. Meilleures régressions ombragées. 147

Nomenclature

Paramètres mécaniques

ϵ_u Déformation à rupture(%)

ϵ_{yield} Déformation à fin d'élasticité (%)

σ_u Contrainte associée à ϵ_u (MPa)

σ_{yield} Contrainte associée à ϵ_{yield} (MPa)

E_{app} Module d'Young apparent(MPa)

Abréviations des régimes de vitesse

D Dynamique ($\dot{\varepsilon} \geq 200/s$)

H Haute vitesse de déformation ($\dot{\varepsilon} \geq 10/s$)

ISR Intermédiaire ($1/s \leq \dot{\varepsilon} \leq 100/s$)

L Basse vitesse de déformation ($\dot{\varepsilon} \leq 1/s$)

QS Quasi-statique ($\dot{\varepsilon} \leq 0.1/s$)

Paramètres géométriques

BS Bone Surface

BV/TV Bone Volume/ Total Volume

$Conn.D$ Connectivity density (/mm^3)

$Tb.Sp$ Trabeculae Separation (mm)

$Tb.Th$ Mean Thichkness of Trabeculae (mm)

Paramètres topologiques

FD Fractal Dimension

SMI Structure Model Index

Paramètres de connectivité

$N.Nd$ Number of junctions (/mm^3)

$N.Q_P$ Number of Quadruple Point (4 branches) (/mm^3)

$N.T_P$ Number of Triple Point (3 branches) (/mm^3)

Paramètres d'anisotropie

DA Degree of Anisotropy

MIL Mean Intercept Length (mm)

Paramètres d'homogénéité

β_2 Moment centré réduit (ordre 4)

γ_1 Moment centré réduit (ordre 3)

SD Ecart Type du paramètre considéré

Paramètres de désaxage

θ Angle de désaxage entre Z_{spec} et la direction principale des travées

MIL_z Projection du MIL_1 sur Z_{spec}

MIL_{xy} Rayon de l'ellipsoide dans le plan $\perp$Z$_{spec}$

Z_{spec} Axe du cylindre spécimen dans le repère scanner

Paramètres de porosité

(cl) Cellules fermées

(op) Cellules ouvertes

$Po.N$ Nombre de cellules

$Po.V$ Volume de cellules

Paramètres du tenseur de Fabrique

$\underline{\underline{F}}_{ellipsoide}$ Tenseur de Fabrique associé à l'ellipsoïde (MIL)

$\underline{\underline{F}}_{travees}$ Tenseur de Fabrique associé aux travées

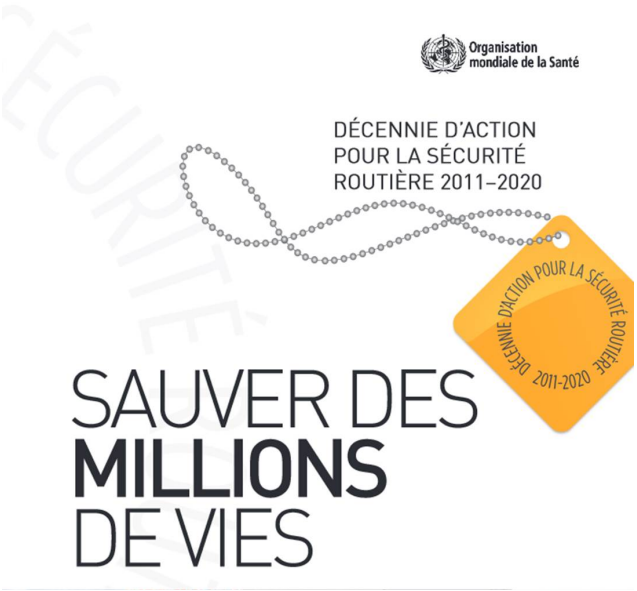
Ld Longueur directe entre deux noeuds

Lr Longueur réelle de travée entre deux noeuds

Var_{Euler} Variable critique approchée d'Euler

Les constantes et variables non essentielles ainsi que celles utilisées uniquement dans la revue de littérature sont définies, là où elles sont utilisées.

1. Introduction



L'OMS (Organisation Mondiale de la Santé) a déclaré que 2011 - 2020 devrait être la décennie d'action pour la sécurité routière, après la décennie sur l'os et les ligaments. "J'exhorte les États Membres, les organisations internationales, les organisations de la société civile, les entreprises et les dirigeants de communautés à faire en sorte que cette décennie donne lieu à de véritables améliorations. À cette fin, les gouvernements devraient faire connaître leurs plans nationaux pour la Décennie dès le lancement de celle-ci, le 11 mai 2011."(Ban Ki-moon, Secrétaire général de l'Organisation des Nations Unies).

Afin de mieux comprendre cette thématique de recherche abordée dans la thèse présentée ci-après, il est important de décrire dans quel contexte se place l'étude. Ensuite la démarche pour répondre aux objectifs mis en valeurs sera développée.

Contexte social, économique et industriel

L'ostéoporose (Figure 1.1(a)) et les accidents (Figure 1.1(c)) peuvent conduire à des fractures osseuses. Pour la dégénérescence de la qualité osseuse, la fracture la plus connue est celle du col du fémur qui s'accompagne d'une chute de la personne, souvent âgée (Figure 1.1(b)). Les fractures issues d'un traumatisme sont dues à des vitesses de chargement plus élevées, s'accompagnent de faciès de fracture différents de ceux de la chute, mais sont localisées dans des régions similaires.

(a) Ostéoporose (Fox, 2013) (b) Chute personne agée (Yang et DeLaMora, 2008) (c) Trauma : accident de vélo (Carn, 2009)

FIGURE 1.1. – Fracture du col du fémur : imagerie et diagnostics.

L'année 2010 marque une transition importante entre deux décades mises en évidence par l'Organisation Mondiale de la Santé : celle sur l'os et le ligament et celle sur la sécurité routière (Toroyan, 2009). En effet, partout dans le monde, des milliers de personnes meurent chaque jour ou sont gravement blessées à la suite d'accidents sur les voies publiques. En 2013, 1,24 millions de décès ont été estimés en lien avec un accident de voiture (WHO, 2013). Les chercheurs doivent dès lors quantifier le risque de blessures encouru lors d'un choc. Le problème n'est pas uniquement lié au domaine des transports, puisque, en France, l'ostéoporose est responsable d'environ 150 000 fractures par an (Dreux et Delmas, 2001). Un tiers des femmes ménopausées serait concerné. Chez les sujets atteints d'ostéoporose, le risque de fracture est lié à la quantité et à la qualité de l'architecture de l'os. Les chercheurs travaillent alors sur l'étude des personnes vulnérables, telles que les personnes âgées ou ostéoporotiques encourant éventuellement un risque de choc ; qui est un grand thème de la sécurité en France (ONISR, 2011).

Pour y parvenir, les chercheurs quantifient le risque de lésion lors d'un impact en ayant régulièrement recours à des crash-tests avec mannequins, ou des études in vitro sur sujets humains post-mortem. A ces dernières expérimentations sur os entiers, s'ajoutent les caractérisations séparées des deux matériaux qui le composent : l'os cortical et l'os spongieux.

Seulement 35 % des études publiées concernent l'os spongieux. De part la complexité de mise en œuvre des essais (fortes variabilités inter et intra-individuelles), la connaissance de ce matériau est moindre. Pour s'affranchir de ces difficultés, certaines études sont complétée d'une analyse architecturale.

Dans un premier temps, le comportement mécanique de l'os spongieux a été jugé négligeable car moins résistant que l'os cortical, il a cependant été montré que sa structure, proche de celle en nid d'abeille, ne pouvait être négligée dans les modélisations (Charpail, 2006). De plus, ses capacités de chargement ne sont pas insignifiantes, ainsi les os d'éléphants supportant un poids très important ne possèdent qu'une très fine couche d'os cortical (Hutchinson *et al.*, 2011). Enfin, les conséquences d'une fracture de l'os spongieux peuvent être dramatiques. En effet, à proximité se trouvent la moelle osseuse, les nerfs et les artères.

Pour des raisons évidentes de faisabilité et de coût, les études ne peuvent pas seulement être de nature expérimentale. L'utilisation de moyens informatiques, à travers des modèles de structures et des modèles virtuels, est désormais importante pour déterminer les dommages causés à la suite d'un choc. Le développement croissant des nouvelles technologies, couplé avec le développement d'outils informatiques ont augmenté la bio-fidélité des modèles virtuels. Cependant, des travaux restent à mener afin de les rendre les plus fidèles possible.

Problématique

Ce mémoire s'inscrit en tant que contribution à la compréhension des mécanismes de rupture de l'os spongieux sous différentes vitesses de chargement, afin de développer des moyens de protection/prévention adaptés aux personnes et à leurs activités. Des partenariats entre l'Institut de Biomécanique Humaine George Charpak (ex LBM) où cette thèse a été menée et le Laboratoire BISRU en Afrique du Sud ainsi que le Laboratoire LAMIH de l'université de Valenciennes ont permis de mener à bien ce projet.

Ce manuscrit se divise en deux parties : une synthèse des travaux issus de la littérature et un résumé des travaux de recherche entrepris durant cette thèse.

Revue de littérature

La première partie de ce mémoire, présentée au Chapitre 2, consiste en une revue de littérature. Le premier paragraphe résume les connaissances issues de la caractérisation mécanique de l'os spongieux (§2.2). Dans la seconde section, sa description architecturale (§2.3) est abordée pour ensuite faire un état de l'art des différentes corrélations et régressions (§2.4) identifiées dans la littérature au regard de sa réponse mécanique. Le paragraphe 2.5 présente les modélisations mises en œuvre vis-à-vis de l'os spongieux. Enfin, le paragraphe §2.6 concluant la revue de littérature, permet de mettre en évidence la démarche de travail envisagée dans cette thèse.

Travail personnel : synthèse des travaux présentés

Le Chapitre 3 présente les résultats expérimentaux de la caractérisation mécanique en compression interrompue de l'os spongieux de bœuf à travers différents régimes de sollicitations : en quasi-statique, en dynamique mais aussi à des vitesses intermédiaires. Une méthode robuste de détermination des paramètres mécaniques usuels à travers les 8 vitesses de déformations étudiées est proposée. Ainsi, des données de comportement à vitesse de déformation élevée sont apportées et viennent enrichir la discussion vis-à-vis du comportement dépendant de la vitesse de déformation.

Le Chapitre 4 expose la caractérisation architecturale des échantillons d'os spongieux bovin ainsi que les liens entre paramètres architecturaux et mécaniques. Ce travail permet de mettre en évidence le rôle de l'organisation poreuse dans le processus de fracture, à travers les différents régimes de sollicitations. Dans une seconde partie, la localisation de l'initiation de la rupture au sein de l'échantillon est étudiée grâce à un recalage d'images micro-CT d'échantillons d'os spongieux avant et après compression interrompue.

Le Chapitre 5 propose une méthode de génération d'architecture permettant d'approfondir numériquement les investigations menées avec des essais destructifs. Ceci permettrait de s'affranchir de la dépendance de l'architecture vis-à-vis du donneur. Enfin, le Chapitre 6 est consacré aux perspectives de modélisation et de validation du modèle de comportement de l'os spongieux bovin.

Le Chapitre 7 synthétise le travail effectué en présentant la conclusion globale des travaux entrepris et souligne également les perspectives d'amélioration de ces travaux.

2. Revue de littérature

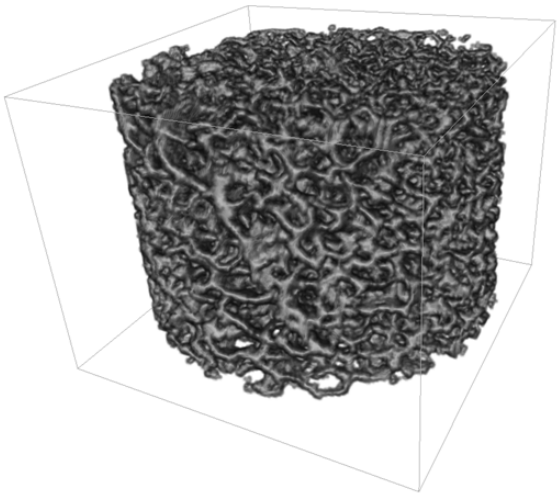


FIGURE 2.1. – Visualisation 3D d'un spécimen d'os spongieux.

L'étude des liens entre les résultats des tests mécaniques et les différents paramètres architecturaux caractérisant l'os soulève un vif intérêt dans la communauté scientifique. De grands progrès concernant la caractérisation et la modélisation du comportement de l'os cortical ont été réalisés au cours de la dernière décennie. En raison de la complexité de sa structure et de la variabilité des paramètres qui définissent l'os spongieux, une étude similaire reste à développer, notamment à vitesse de sollicitation élevée (supérieure au domaine quasi-statique).

Seront développés dans cette section : un rappel d'anatomie, la caractérisation mécanique et particulièrement dynamique de l'os spongieux, la caractérisation du tissu trabéculaire, les principes d'imagerie permettant de décrire la micro-architecture osseuse, les lois de comportement établies puis les différentes modélisations proposées dans la littérature. Enfin une synthèse de la revue de littérature permettra de mettre en avant la démarche mise en place au cours de la thèse.

Sommaire

2.1. Rappels d'anatomie, inspirés de (Oftadeh *et al.*, 2015) **6**

2.2. Caractérisation mécanique de l'os spongieux **8**

2.3. Caractérisation architecturale de l'os spongieux **15**

2.4. Liens entre paramètres architecturaux et mécaniques **20**

2.5. Modélisation de structures poreuses/trabéculaires **22**

2.6. Bilan de la revue de littérature et démarche de travail **29**

Afin de mieux comprendre la thématique abordée dans cette thèse, il est important de décrire succinctement le matériau étudié avant de détailler sa caractérisation.

2.1. Rappels d'anatomie, inspirés de (Oftadeh *et al.*, 2015)

Le squelette est la structure rigide du corps, supportant les tissus mous et protégeant les organes vitaux. L'os est généralement divisé en deux types de micro-structures assemblées en sandwich, qui sont appelées os cortical et os spongieux (Figure 2.2). On trouve généralement l'os spongieux à la fin des os longs, des vertèbres et des os plats tels que le bassin. Contrairement à l'os cortical dont la structure est compacte et homogène, l'os spongieux est un matériau poreux, hétérogène et anisotrope, composé de travées délimitant un labyrinthe occupé par les vaisseaux sanguins et la moelle osseuse.

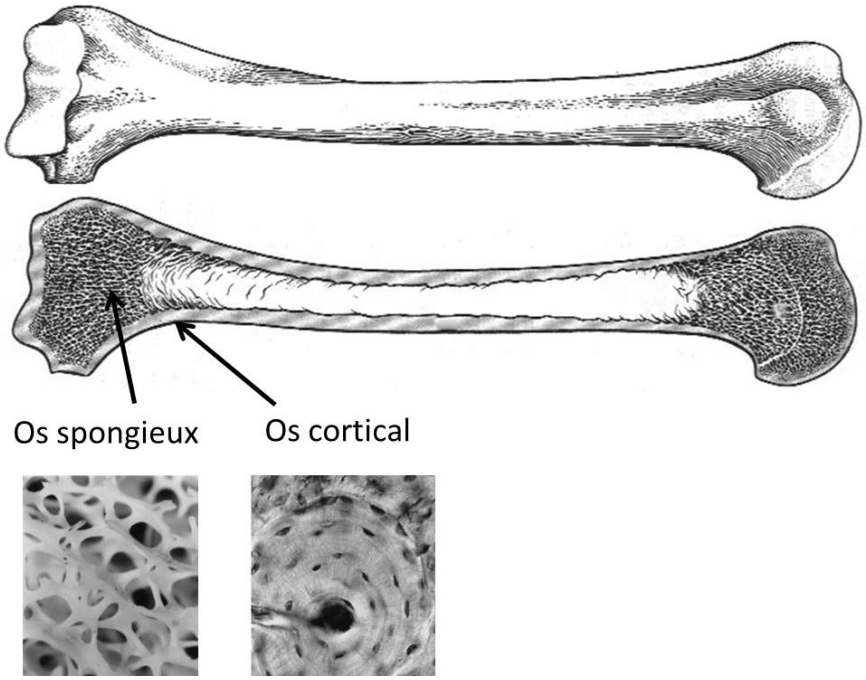


FIGURE 2.2. – Organisation au sein de l'os.

Il s'agit d'un matériau en constante évolution. D'une part, il s'adapte aux contraintes mécaniques qu'il va rencontrer. D'autre part, sa structure évolue en fonction de son emplacement dans le corps humain, mais aussi dans le temps avec un changement de masse au cours de la croissance des os, la décalcification avec l'âge ou encore la modification de ses propriétés mécaniques lors du remodelage osseux. L'étude de ses propriétés mécaniques est importante (*c.f.* §2.2), étant donné que l'os spongieux est le principal support de charge dans les corps vertébraux et qu'il permet ce transfert à l'os cortical pour les os longs (Oftadeh *et al.*, 2015). Contrairement à l'os cortical qui a été largement traité à travers le siècle dernier par différents auteurs, la définition d'une loi de comportement de l'os spongieux est actuellement difficile en raison d'importantes variations inter-individuelles (âge, genre, condition physique, mode de vie, génétique entre autres) et de difficultés expérimentales.

D'un point de vue macroscopique (Figure 2.3), son réseau trabéculaire (plaques et tubes) forme une structure rigide qui fournit un cadre à la moelle osseuse, tissu cellulaire qui remplit l'espace inter-trabéculaire (*c.f.* §2.3). À l'échelle microscopique (Figure 2.3), l'architecture trabéculaire est organisée pour optimiser le transfert de charge via ses minéraux et sa teneur en collagène ainsi que son architecture qui influe sur ses propriétés mécaniques (*c.f.* §2.4). Les ruptures de fragilité (*c.f.* §2.4.5) qui se posent dans le cadre des maladies osseuses métaboliques telles que l'ostéoporose, se produisent généralement dans les régions de l'os trabéculaire. Plusieurs outils numériques ont dès lors été utilisés pour étudier les propriétés mécaniques de l'os spongieux (*c.f.* §2.5).

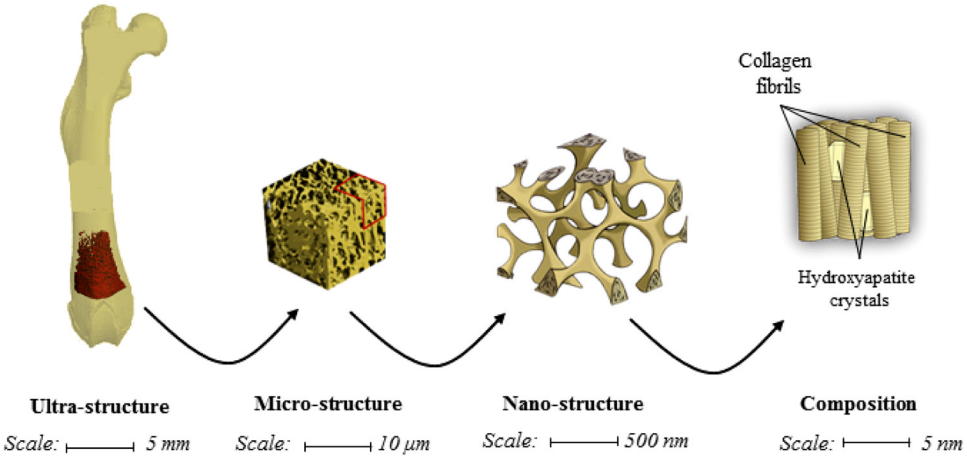


FIGURE 2.3. – Structure de l'os spongieux à différents niveaux d'échelle (Oftadeh *et al.*, 2015).

Avant de présenter les méthodes de caractérisation mécanique globales et micro-architecturales dont les modélisations récentes découlent, il est important de décrire la mécano-biologie de l'os spongieux (Figure 2.4). Les cellules de l'os sont les ostéoblastes, les ostéocytes et les ostéoclastes. Ces derniers sont responsables de la résorption osseuse. Les ostéoblastes commencent le remodelage osseux (cycle de formation/destruction) et, plus tard, se différencient en ostéocytes. Ils composent environ 95% des cellules dans la matrice de l'os minéralisé. Ce sont eux qui détectent les charges mécaniques (mécano-sensibilité) et adaptent le remodelage. C'est par le mécanisme de mécano-transduction que les contraintes mécaniques sont transmises aux cellules osseuses, afin de maintenir le tissu, élément clé du transfert de charge.

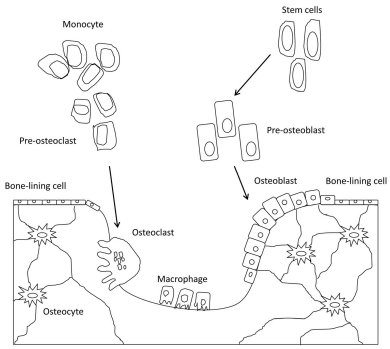


FIGURE 2.4. – Population cellulaire de l'os spongieux (Oftadeh *et al.*, 2015).

2.2. Caractérisation mécanique de l'os spongieux

La revue de littérature a été orientée sur les essais de compression in vitro car il s'agit du test le plus développé actuellement, de part sa facilité de mise en œuvre, même si son chargement uni-axial n'est prédominant qu'à un très grand nombre de cycle en fatigue (Fatihhi *et al.*, 2015). Concernant les essais in vivo, peu d'études caractérisent l'os spongieux (Hobatho *et al.*, 1992; Vashishth *et al.*, 2000). Afin de comprendre les variations de comportement observées (§2.2.2) et d'analyser le mécanisme de rupture de l'os spongieux à l'échelle d'un échantillon (§2.2.2), on retrouve dans la littérature plusieurs régimes de sollicitation historiquement liés aux moyens d'essais disponibles : quasi-statique (§2.2.3.1) et dynamique (§2.2.3.2). Certaines études se sont également intéressées à des plages de vitesses intermédiaires plus représentatives de la vie de tous les jours sans les relier aux deux régimes extrêmes : quasi-statique et dynamique (§2.2.3.3).

2.2.1. Échantillons et conditions d'essais

Afin de mener à bien une campagne d'essai, il est important de répertorier et quantifier les variations usuelles issues de l'échantillonnage comme l'âge du donneur (Bergot et Bocquet, 1976; Mosekilde *et al.*, 1987; McCalden *et al.*, 1997; Garo, 2011; Thomsen *et al.*, 2015), le genre, (Viguet-Carrin *et al.*, 2010; Yeni *et al.*, 2011), le type et la composition de l'os étudié (Alves *et al.*, 1996; Kuhn *et al.*, 1989b) ou encore sa localisation dans le corps, (Morgan et Keaveny, 2001; Follet, 2002; Wegrzyn *et al.*, 2010; Turunen *et al.*, 2013). Expérimentalement, des compromis en terme de représentativité des essais ont été faits. En effet, la réponse mécanique in vitro d'un échantillon d'os spongieux dépend de nombreux facteurs, tels que :

• **la géométrie** (Brown et Ferguson, 1980; Harrigan *et al.*, 1988; Odgaard *et al.*, 1990; Linde *et al.*, 1992; Zhu *et al.*, 1994; Zysset, 1994; Dong *et al.*, 2004) : une taille d'échantillon supérieure à 5 mm est recommandée pour observer suffisamment de porosités, avec un rapport hauteur/diamètre supérieur à 1 pour l'échantillon cylindrique mais inférieur à 2 pour minimiser le flambement. Les échantillons cylindriques minimisent le phénomène de concentration de contrainte (pas d'arêtes) cependant la surface mesurée tend à être supérieure à la surface effective résistante. Les échantillons cubiques permettent une étude de l'anisotropie. La géométrie des échantillons ne modifie pas significativement (plus de 5%) les propriétés mécaniques identifiées (Halgrin, 2009) alors que le non parallélisme des surfaces tend à induire des erreurs d'estimation.

• **le mode de conservation** (Linde et Sørensen, 1993; Moreno, 2002; Pelker *et al.*, 2005; Delille, 2007) : une conservation dans un liquide (formol ou éthanol couplé à une solution saline) n'entraîne pas de modification des propriétés élastiques de l'os spongieux ($< 5\%$) mais réduit significativement la quantité d'énergie absorbée (jusqu'à 34 %). Une congélation à -20°C à moyen terme (< 100 jours) n'engendre pas de conséquences significatives sur les propriétés mécaniques observées. De part leur complexité de mise en œuvre, la conservation par lyophilisation ou stérilisation en rayonnement gamma ne sera pas développée ici.

• **l'hydratation** : la déshydratation de l'os spongieux (en préparation ou durant l'essai) entraîne un accroissement des propriétés mécaniques tant globales que locales de l'os spongieux (Evans et Lebow, 1951) : jusqu'à 31% d'augmentation pour la contrainte à rupture d'un fémur. Afin de réduire ce problème, il est préconisé de réhydrater l'os dans un bain de solution saline durant 3 heures (Linde et Sørensen, 1993). Même si l'étude était restreinte à deux donneurs, les tissus semblent retrouver leurs propriétés mécaniques (Broz *et al.*, 1993; Turner et Burr, 1993).

• **la température d'essai** (Mitton *et al.*, 1997; Turner et Burr, 1993; Carter *et al.*, 1977; Brear *et al.*, 1988) : les essais sont réalisés, par facilité, à température ambiante alors que pour une mesure précise et réaliste des propriétés mécaniques, les os devraient être testés à température physiologique (37°C). Cependant, il a été mis en évidence que l'influence de la température d'essai était limitée (< 5 % entre température ambiante et physiologique).

• **les conditions aux limites** : le frottement à l'interface échantillon/plateau machine tend à provoquer des erreurs d'estimation (Zhu *et al.*, 1994) qu'il faut minimiser.

• **le temps d'essai, la vitesse de sollicitation, de déformation** : l'influence de la vitesse de déformation sur le comportement global de l'os spongieux a été quantifiée sur une large plage de vitesse de déformation. Les détails de ces évolutions sont donnés ci-après.

2.2.2. Réponse mécanique de l'os spongieux

Trois phases apparaissent classiquement dans la courbe contrainte/déformation (Figure 2.5), caractérisant la réponse mécanique d'un échantillon d'os spongieux sollicité en compression (Kefalas et Eftaxiopoulos, 2012) :

• Phase I : le chargement quasi-élastique. Cette phase correspond à la déformation de l'architecture par flambement des travées,

• Phase II : l'effondrement des travées. La rupture des parois se fait de manière localisée et/ou homogène avec l'initiation de bandes d'endommagement,

• Phase III : la sollicitation du matériau constitutif. Elle correspond à la compression des travées détruites.

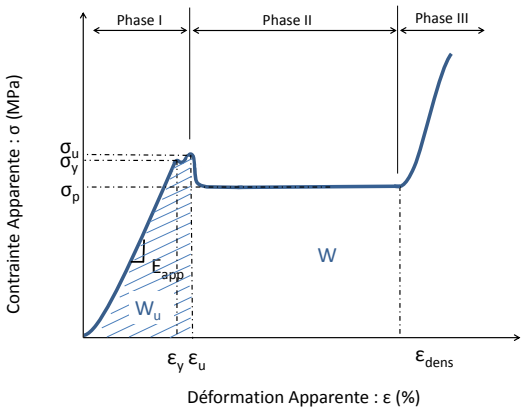


FIGURE 2.5. – Réponse mécanique schématique d'un échantillon d'os spongieux.

Afin de caractériser la réponse mécanique sous divers chargements, de nombreux paramètres descriptifs ont été utilisés dans la littérature :

- E_{app} : le module d'Young apparent, correspondant à la pente du domaine élastique,
- ε_{yield} : la déformation "à fin d'élasticité" caractérisant la fin du domaine élastique,
- ε_u : la déformation "à rupture" caractérisant le début de la rupture des travées,
- σ_{yield} et σ_u : les contraintes associées aux déformations précédemment citées,
- W_u : l'énergie à rupture,
- $\sigma_{Plateau}$: la contrainte plateau (Evans *et al.*, 1998), correspondant à une évolution constante de la contrainte en fonction de la déformation, précédant la densification, caractérisant la fermeture des pores,
- W : l'énergie absorbée associée à l'endommagement.

On peut ensuite observer une second pente (phase III) correspondant au module d'Young du matériau constitutif. A ce niveau de déformation, sans porosités, toutes les parois sont en contact. Cela se traduit par une augmentation de la contrainte.

2.2.3. Caractérisation expérimentale de l'os spongieux

L'ensemble des données relatives à la caractérisation mécanique à différentes vitesses de déformation est présenté en Figure 2.6.

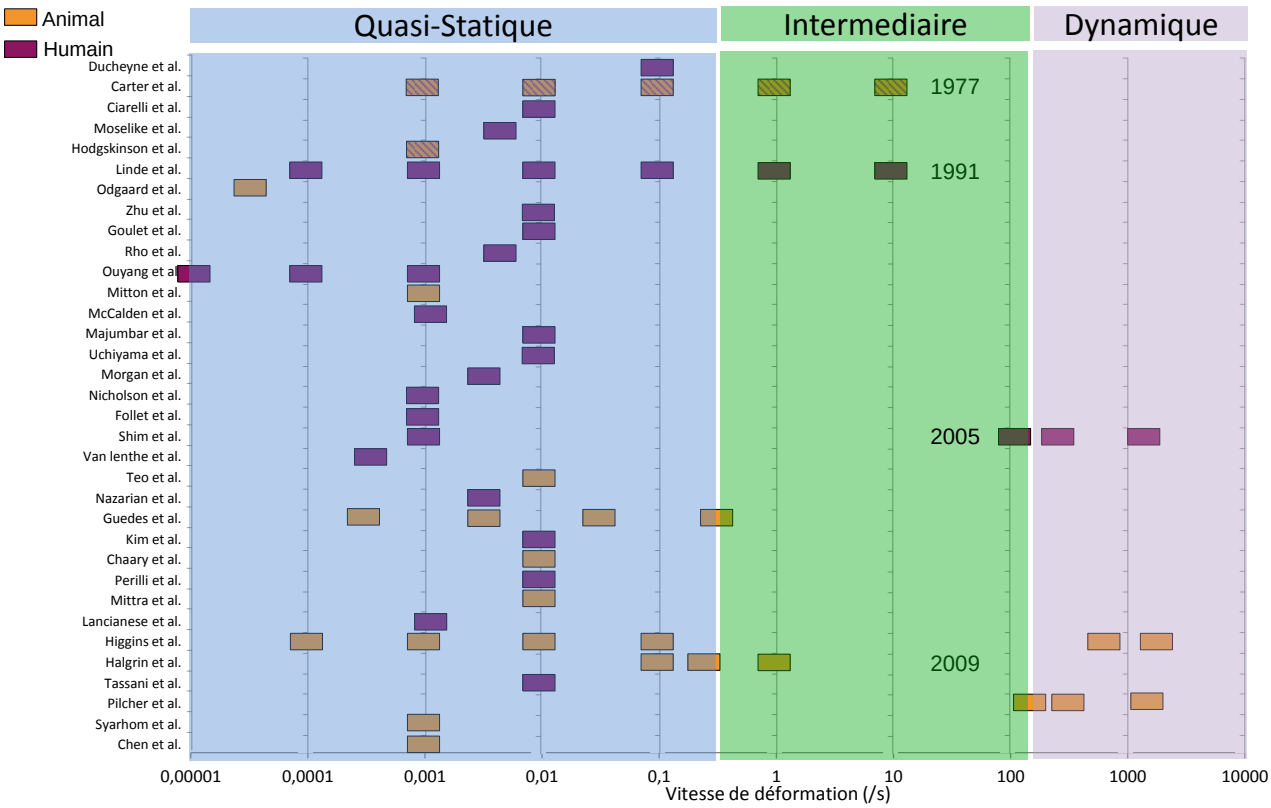


FIGURE 2.6. – Caractérisation mécanique de l'os spongieux vis-à-vis de la vitesse de déformation.

On distingue trois régimes dans la Figure 2.6, historiquement nommés par rapport aux moyens d'essais disponibles :

• quasi-statique (QS) : lié aux machines de traction/compression traditionnelles. Ce régime correspond à des vitesses de déformations $\dot{\varepsilon} \leq 0.1$/s. Il peut être considéré comme équivalent à une course rapide (Burr et Allen, 2013).

• dynamique (D) : lié aux systèmes aux barres de Hopkinson (*c.f.* Annexe C). Il désigne des vitesses de déformations $\dot{\varepsilon} \geq 200$/s. Ce régime correspond à la limite haute d'un crash automobile (Hiermaier, 2007).

• intermédiaire (ISR) : caractérisant des vitesses supérieures au régime quasi-statique et inférieures au régime dynamique : $1/s \leq \dot{\varepsilon} \leq 100/s$. Ce régime correspond à l'ordre de grandeur d'un crash automobile (Hiermaier, 2007).

2.2.3.1. Caractérisation quasi-statique

L'observation du comportement mécanique de l'os spongieux a été largement traitée dans la littérature en quasi-statique (Schoenfeld *et al.*, 1974; Lindahl, 1976; Hodgskinson et Currey, 1992; Kopperdahl et Keaveny, 1998; Higgins, 2008; Chen et McKittrick, 2011; Kefalas et Eftaxiopoulos, 2012), à travers différents modes de sollicitation. Les essais sont généralement menés jusqu'à l'obtention de la contrainte maximale (Kim *et al.*, 2007; Lancianese *et al.*, 2008) ou jusqu'à densification/ruine (Kefalas et Eftaxiopoulos, 2012) sur une machine classique de traction/compression instrumentée d'une cellule d'effort et d'un capteur de déplacement. Une revue de littérature conséquente sur les paramètres mécaniques extraits de la caractérisation quasi-statique en compression de l'os spongieux en fonction de l'espèce et de sa localisation est présentée dans des travaux précurseurs à ceux menés ici, effectués au LAMIH (Halgrin, 2009). Les plus récentes études sont synthétisées en Tableau 2.3.

Tableau 2.1. – Caractérisation quasi-statique récente de l'os spongieux.

Référence	Espèce	Lieu	Moelle	Vitesse (/sec)	Module d'Young E (MPa)	σmax (MPa)	ϵmax
(Lambers *et al.*, 2014)	Humain	Vertèbres	Non	10^{-3}	232(36)	1.19(0.26)	0.75(0.04)
(Liu *et al.*, 2013)	Humain	Vertèbres	x	10^{-3}	286(153)	6.78(3.65)	2.23
(Hernandez *et al.*, 2014)	Humain	Vertèbres	Non	10^{-3}	221(95)	1.1(0.5)	0.69(0.08)
(Vale *et al.*, 2013)	Humain	Fémur	Non	10^{-3}	443(154)	9(4)	-
(Zhou *et al.*, 2014)	Humain	Tibia	x	10^{-3}	750(402)	3.9(2.3)	0.7(0.08)
(Kefalas et Eftaxiopoulos, 2012)	Boeuf	Fémur	Non	10^{-3}	157→576	-	-
(Hamed *et al.*, 2015)	Boeuf	Fémur	Non	10^{-3}	25→100	-	-
(Zhang *et al.*, 2014)	Mouton	Vertèbre	x	10^{-3}	952(76)	-	-
		Fémur	x	10^{-3}	961(173)	-	-
		Mandibule	x	10^{-3}	595(60)	-	-

Directions principales

L'os spongieux présente des orientations trabéculaires privilégiées (Giesen *et al.*, 2001). Sachant qu'il est délicat de prélever plusieurs échantillons identiques topologiquement et mécaniquement sur un même donneur, un essai de compression limitée au domaine élastique apparait comme un bon compromis pour évaluer le module d'Young de manière reproductible selon plusieurs directions (Uchiyama *et al.*, 1999). Il vérifie parfois des conditions d'orthotropie (Martens *et al.*, 1983) ou d'isotropie transverse (Walter *et al.*, 1999; Zysset, 1994).

Influence de la moelle osseuse

L'os spongieux abrite en son sein la moelle osseuse, un fluide qui a une influence sur la réponse mécanique globale (Halgrin *et al.*, 2011). La moelle osseuse contenue dans l'os spongieux n'est pas libre puisque qu'elle est confinée par l'os cortical. Des essais confinés ont été entrepris (Charlebois *et al.*, 2008; Chaari *et al.*, 2007; Linde et Hvid, 1989) et ont mis en évidence les propriétés de viscosité de la moelle, à savoir une contrainte et un module d'Young apparent plus élevés pour les échantillons avec moelle, mais aucune différence significative pour des vitesses faibles (Carter *et al.*, 1977). La comparaison des résultats issus d'échantillons dégraissés (*i.e. :* sans moelle) et d'études sur échantillons avec moelle est cependant rendue difficile compte tenu d'importantes variations inter-échantillons.

Effet du temps

Des essais de fatigue ont été menés (Nazarian *et al.*, 2006; Rapillard *et al.*, 2006). Ces derniers ont pu être suivis grâce à un micro-CT incorporant une machine de micro-compression. La difficulté de ces essais réside en l'usinage de pièces de faible épaisseur. Afin de décrire l'évolution de la contrainte en fonction du temps à déformation constante, des essais de relaxation ont été mis en œuvre (Zilch *et al.*, 1980). De manière similaire, des essais de fluage (déformation en fonction du temps), ont aussi été menés (Bowman *et al.*, 1994).

2.2.3.2. Caractérisation dynamique

Concernant l'expérimentation dynamique (100-10 000 s^{-1}), la technique d'essai de compression employée est l'utilisation de barres de Hopkinson (*SHPB : Split Hopkinson Pressure Bar*). Le fonctionnement du moyen d'essai est décrit en Annexe C. Ce système expérimental de caractérisation dynamique a récemment été adapté à l'os spongieux (Pilcher *et al.*, 2004). Les propriétés mécaniques issues de ces essais sont résumées dans le Tableau 2.2.

Influence de la moelle osseuse

Des tests, sous chargement dynamique confiné, ont déjà été effectués dans le cadre d'une collaboration entre l'Institut et le LMT-Cachan. Le confinement a été réalisé à l'aide d'un anneau en aluminium adapté au système SHPB, réduisant l'évacuation de la moelle (Laporte *et al.*, 2009) et aboutissant à une augmentation des propriétés mécaniques observées.

Tableau 2.2. – Caractérisation dynamique de l'os spongieux.

Référence	Espèce	Lieu	Moelle	Vitesse (/sec)	Module d'Young E (MPa)	σmax (MPa)	ϵmax
(David, 2008)	Bœuf	Tibia	x	-	-	11.9	0.123
			x	600	-	20.6	0.067
(Higgins, 2008)	Bœuf	Vertèbre	x		1402	40.43	0.0456
(Pilcher *et al.*, 2010)	Bœuf	Tibia	x	150 →1300	700 →2770	13 →56	0,02 →0,04
(Johnson, 2010)	Bœuf	Femur	Non	500-2000	-	7→ 50	-

2.2.3.3. Caractérisation à vitesse intermédiaire

L'os spongieux a été caractérisé au régime intermédiaire (Tableau 2.3), proche du régime quasi-statique, à l'aide de machines hydrauliques et proche du régime dynamique, en utilisant le système aux barres de Hopkinson dans sa limite basse de vitesse de déformation (en lançant l'impacteur avec une vitesse initiale faible).

Tableau 2.3. – Caractérisation à vitesse intermédiaire de l'os spongieux.

Référence	Espèce	Lieu	Moelle	Vitesse (/sec)	Module d'Young E (MPa)	σmax (MPa)	ϵmax
(Carter *et al.*, 1977)	Humain	Tibia	x/Non	10^{-3}→1	56 →84	4 →9	-
(Carter *et al.*, 1977)	Bœuf	Fémur	Non	10^{-2}→10^{-1}	-	10 →50	-
(Linde *et al.*, 1991)	Humain	Tibia	x	10^{-4}→10	100→900	2→15	-
(Halgrin, 2009)	Bœuf	Côtes	x/Non	0.1 →1	120 →270	4 →12	0.03 →0.06
(Shim *et al.*, 2005)	Humain	Colonne	x	10 →1200	-	3 →17	0.02 →0.03
(Teja *et al.*, 2013)	Humain	Tibia	x	85→216	59→174	-	-

Influence de la moelle osseuse

Il a été montré que la moelle avait un effet significatif à une vitesse de déformation de 10/s mais pas en dessous de 1/s (Carter *et al.*, 1977). On ne retrouve pas d'étude concernant l'influence de la moelle à régime intermédiaire élevé.

Lien avec les régimes quasi-statique et dynamique

Aucune étude (*c.f.* Figure 2.6) n'aborde la caractérisation à vitesse intermédiaire en effectuant des liens entre les deux grands groupes de vitesses de déformation : quasi-statique (nombreuses références bibliographiques) et dynamique (peu étudiés).

2.2.4. Caractérisation mécanique du tissu trabéculaire

Afin de modéliser (§2.5) le comportement mécanique global de l'os spongieux, les chercheurs ont implémenté les propriétés locales du matériau à l'échelle nanoscopique, à savoir celle des travées. L'état de l'art permet de recenser des caractérisations par nano-indentation, flexion 3 ou 4 points et micro-flexion, micro-compression/traction (Tableau 2.4).

Tableau 2.4. – Caratérisation du tissu trabéculaire-Notation : Valeur(Ecart type).

Ref	Espèce	Lieu	Sollicitation	E_{app} (GPa)
(Rho *et al.*, 1997)	Humain	Tibia	Nanoindentation	13.4(2.0)
(Roy *et al.*, 1996)	Humain	Vertèbres	Nanoindentation	16
(Turner *et al.*, 1999)	Humain	Fémur	Nanoindentation	18.1(1.7)
(Zysset *et al.*, 1999)	Humain	Fémur	Nanoindentation	11.4
(Hodgskinson *et al.*, 1989)	Boeuf	Fémur	Nanoindentation	19.4
(Akhtar *et al.*, 2008)	Cerf	Ramure	Nanoindentation	10.9(1.1)
(Kuhn *et al.*, 1989b)	Chien	Fémur	Flexion 3 points	$3 \rightarrow 5$
(Choi *et al.*, 1990)	Humain	Tibia	Flexion 3 points	4.59(1.6)
(Choi *et al.*, 1990)	Humain	Tibia	Flexion 4 points	5.35(1.36)
(Choi et Goldstein, 1992)	Humain	Tibia	Flexion 4 points	5.72(1.27)
(Busse *et al.*, 2009)	Humain	Vertèbre	Flexion 3 points	1.20(0.55)
(Lorenzetti *et al.*, 2011)	Mouton	Fémur	Flexion	15.0(16.8)
(Carretta *et al.*, 2013)	Boeuf	Fémur	Flexion 3 points	4.43(1.8)
(Follet, 2002)	Humain	Calcanéums	Micro-flexion	8
(Mente et Lewis, 1989)	Humain	Fémur	Micro-flexion	7.8(5.4)
(Kuhn *et al.*, 1989a)	Humain	Crête ill.	Micro-flexion	3.81
(Rho *et al.*, 1993)	Humain	Tibia	Micro-traction	10.4(3.5)
(Ryan et Williams, 1989)	Bœuf	Fémur	Micro-traction	$0.4 \rightarrow 1.8$
(Bini *et al.*, 2002)	Humain	Fémur	Micro-traction/compr	1.89/1.49
(Carretta *et al.*, 2013)	Bœuf	Fémur	Micro-traction	11.84(2.6)
(Yamada *et al.*, 2014)	Bœuf	Fémur	Micro-traction	11.5(5.0)
(Townsend *et al.*, 1975)	Humain	Tibia	Flambage	11.38
(Runkle et Pugh, 1975)		Fémur	Flambage	8.69(3.17)

La caractérisation élastique des travées a été complétée par une étude de l'initiation de l'endommagement des travées (Jungmann *et al.*, 2011; Ridha et Thurner, 2013) illustrée en Figure 2.7 et une étude architecturale approfondie : l'angle inter-travées a été quantifié entre 30 et 70 degrés (Reznikov *et al.*, 2015). Contrairement à la réponse globale de l'os, les propriétés locales de la travée ne semblent pas influencées par la vitesse de sollicitation (Szabó *et al.*, 2011).

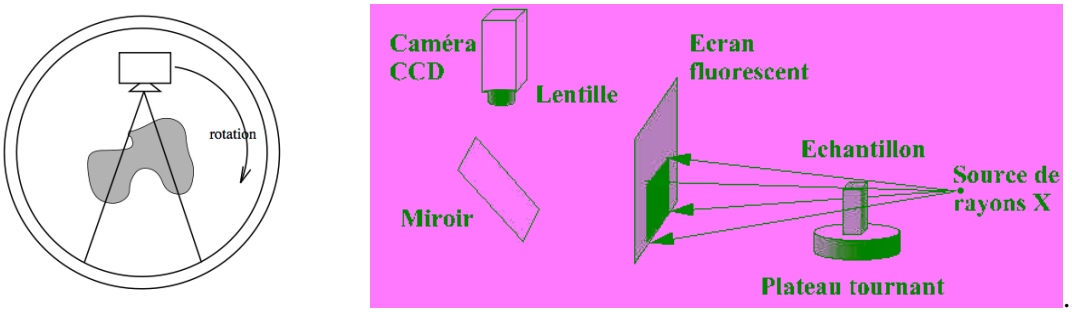
FIGURE 2.7. – Rupture d'une travée soumise à de la flexion 3 points (Jungmann *et al.*, 2011).

2.3. Caractérisation architecturale de l'os spongieux

La caractérisation de l'os spongieux n'a pas été uniquement mécanique. En effet, ces différentes organisations trabéculaires (fonction par exemple de la localisation, du genre, *c.f.* §2.2.1) ont amené les chercheurs à observer ces variations. Pour cela, différents moyens d'imagerie ont été utilisés (*c.f.* §2.3.1). L'organisation architecturale de l'os spongieux a été quantifiée à l'aide de paramètres descriptifs (*c.f.* §2.3.2 à 2.3.6) dont la sensibilité a été évaluée vis-à-vis de leur détermination (*c.f.* §2.3.7) et des dégénérations osseuses (Boutroy *et al.*, 2005; Sornay-Rendu *et al.*, 2007; Vilayphiou, 2010; Soicher *et al.*, 2011; Pialat *et al.*, 2012; Vale *et al.*, 2013).

2.3.1. Moyens d'imagerie

Historiquement, les paramètres de microstructure ont été obtenus par histomorphométrie (*i.e.* : par analyse de lames minces). Cependant, cette technique étant destructive, d'autres techniques non invasives et reproductibles ont été développées depuis (Harrigan *et al.*, 1988; Nishiyama *et al.*, 2010) telles que l'IRM ou la micro-tomographie (Genant *et al.*, 1996). La présence de la moelle génère des effets secondaires importants, entraînant une surestimation de la géométrie trabéculaire pour l'IRM, même si la résolution est très proche des dimensions trabéculaires. C'est pourquoi la micro-tomographie est préférée comme méthode de caractérisation principale de l'architecture en 3D. La tomographie (CT) utilise une source de rayons X décrivant une rotation autour du patient (Figure 2.8). Pour chaque position du faisceau, l'atténuation est mesurée. Cette technique est fréquemment utilisée en clinique ou en laboratoire pour l'analyse 2D et 3D de l'os. Elle permet une quantification séparée de l'os spongieux et de l'os cortical avec une résolution suffisante (80 microns avec un CT clinique et inférieure à 80 microns avec un μCT de recherche).



(a) Rotation plateau (Bloch,) (b) Illustration complète du dispositif (Follet, 2002)

FIGURE 2.8. – Principe de fonctionnement de la tomographie.

Une étude approfondie du paramétrage de ce système est disponible dans la littérature (Bouxsein *et al.*, 2010). Cette étude, faisant référence, donne des recommandations concernant la terminologie employée, les informations à inclure pour décrire le protocole expérimental et les variables essentielles à communiquer. L'importance d'automatiser de manière robuste le processus de traitement d'image est soulignée. En effet, la manipulation dépend de l'opérateur notamment lors du processus de binarisation de l'image.

L'architecture de l'os spongieux peut ensuite être estimée par des paramètres quantitatifs qui seront décrits ci-après. Ces derniers sont souvent implémentés dans les logiciels fournis avec le μCT ou des logiciels libres comme ImageJ. Les moyens de quantifications numériques (nombre de pixels (2D) / voxels (3D), dilatation...) de cette liste de paramètres sont détaillés dans les manuels d'utilisation des micro-scanner (Skyscan, 2003). Des tableaux résumant la revue de littérature sur la caractérisation architecturale de l'os spongieux sont présentés en Annexe E. Les paramètres tels que la provenance des os, le moyen d'acquisition, la vitesse de chargement ou les paramètres architecturaux identifiés y sont résumés. Ces tableaux sont organisés par regroupements de paramètres comme définis ci-après.

2.3.2. Paramètres géométriques & morphologiques

L'os spongieux est généralement caractérisé par son volume tissulaire (**TV**) défini par le nombre total de voxels (qui peut être converti avec la résolution, en grandeur physique), son volume osseux (**BV**), c'est à dire le nombre de voxels blancs, et enfin sa surface osseuse (**BS**). Le pourcentage en volume osseux ou densité relative ou encore fraction volumique osseuse (**BV/TV**) apparaît comme le paramètre le plus utilisé dans la littérature, car il traduit l'espace volumique occupé par l'os. Associé à des paramètres comme l'épaisseur moyenne de travées (**Tb.Th**), l'espace entre travées (**Tb.Sp**) ou le nombre de travées (**Tb.N**), il contribue à la caractérisation de sa géométrie 3D.

2.3.3. Paramètres topologiques

Il existe plusieurs paramètres permettant de quantifier l'organisation topologique des travées, c'est à dire leur dénombrement et leur connexité. On retrouve parmi eux :

• **Trabecular Bone Pattern Factor** ($Tb.Pf$). Il évalue les proportions respectives de surfaces convexes (travées fragmentées) et de surfaces concaves (travées connectées) en comparant le volume et la surface de la structure avant et après une expansion de 1 voxel (Hahn *et al.*, 1992). Plus la valeur de $Tb.Pf$ est élevée, meilleure est la connectivité des travées. Comme ils ne caractérisent pas directement l'organisation osseuse mais la complexité de l'organisation, les paramètres tels que le facteur de répartition trabéculaire (trabecular bone pattern factor), $Tb.Pf$ ou encore la densité de surface $\frac{BS}{TV}$ ne sont que peu retrouvés dans la littérature (Teo *et al.*, 2006).

• **Structure Model Index (*SMI*)**. Ce paramètre quantifie la forme caractéristique d'une structure 3D en terme de quantité de plaques ou de poutres (Figure 2.9). Il a été défini par (Hildebrand et Rüegsegger, 1997) comme suit :

$$\textbf{SMI} = 6\frac{S'V}{S^2} \tag{2.1}$$

S est la surface trabéculaire et S' la variation de surface introduite par l'expansion de 1 voxel. La valeur du SMI varie entre 0 (structure organisée en plaques) et 3 (structure de poutres connectées).

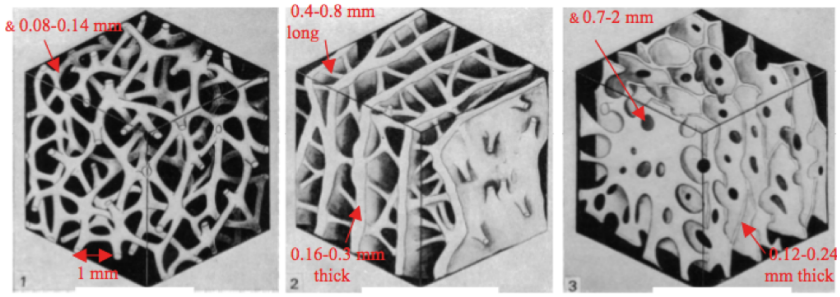


FIGURE 2.9. – Architecture de l'os spongieux (Singh, 1978). Poutres, SMI tendant vers 3 (gauche), plaques SMI tendant vers 0 (droite), intermédiaire (milieu).

• **Dimension fractale (*FD*)**. La géométrie euclidienne, de part son caractère idéalisant, n'est pas adaptée à la représentation de la nature. Des algorithmes fractals peuvent modéliser le tissu osseux de manière représentative. La dimension fractale est un paramètre créé pour caractériser la complexité d'une structure trabéculaire. Ce nombre quantifie comment les travées occupent l'espace (Chappard *et al.*, 2001).

D'autres paramètres tels que le nombre de connectivité, le nombre de Betty et le nombre d'Euler ont été définis. La détermination de ces paramètres, utilisés pour la caractérisation de l'os spongieux dans la littérature (Odgaard et Gundersen, 1993) est synthétisée dans la revue de bibliographie de travaux précédents (Follet, 2002). Cependant leur utilisation, bien que reconnue, a été remplacée par les paramètres de connectivité et d'anisotropie 3D.

2.3.4. Paramètres de connectivité

A partir d'images squelettisées, des paramètres de connectivité associés aux nœuds et aux travées ont été définis (Follet, 2002; Bruyère, 2000; Cendre *et al.*, 1999). Les plus utilisés sont répertoriés dans le Tableau 2.5.

Tableau 2.5. – Définition de paramètres de connectivité.

Acronyme	Nom	Unité
N.Nd	Nombre de noeuds par volume total	$/mm^3$
N.Tm	Nombre de termini par volume total	$/mm^3$
N.Tp	Nombre de jonction à trois branches par volume	$/mm^3$
N.Qp	Nombre de jonction à quatre branches par volume	$/mm^3$
$\frac{\textbf{Nd.Nd}}{\textbf{TV}}$	Distance noeud à noeud / Volume total	mm/mm^2
$\frac{\textbf{Nd.Nd}}{\textbf{TSL}}$	Distance noeud à noeud / Longueur totale vraie	%
$\frac{\textbf{Nd.Tm}}{\textbf{TV}}$	Distance noeud à termini / Volume total	mm/mm^2
$\frac{\textbf{Nd.Tm}}{\textbf{TSL}}$	Distance noeud à termini / Longueur totale vraie	%
$\frac{\textbf{Tm.Tm}}{\textbf{TV}}$	Distance termini à termini / Volume total	mm/mm^2
$\frac{\textbf{Tm.Tm}}{\textbf{TSL}}$	Distance termini à termini / Longueur totale vraie	%

2.3.5. Paramètres anisotropiques

Différentes méthodes pour quantifier l'anisotropie de l'os spongieux sont présentées dans cette section et illustrées dans la Figure 2.10.

• **Mean Intercept Length (MIL)**. Sa détermination (Whitehouse, 1974) consiste à placer dans l'image un réseau de lignes parallèles de direction ω et de longueur totale L. Le nombre d'intersections, I (ω), entre chaque ligne et l'interface des travées, est alors compté. L'opération est répétée pour différentes orientations de ω. La fonction MIL se définit alors par rapport à la variable ω comme :

$$MIL(\omega) = \frac{L}{I(\omega)} \tag{2.2}$$

Le diagramme polaire du MIL en fonction de ω est proche, en 2D, d'une ellipse et en 3D d'un ellipsoïde. Ses coefficients sont tabulés à l'aide d'un outil mathématique : le tenseur de Fabrique. Le Volume Orientation (VO) et le Star Volume Distribution (SVD) permettent aussi d'accéder à l'anisotropie (Chappard *et al.*, 2008). Cependant, c'est la méthode du MIL qui a été privilégiée dans la littérature comme une mesure standard (Figure 2.10).

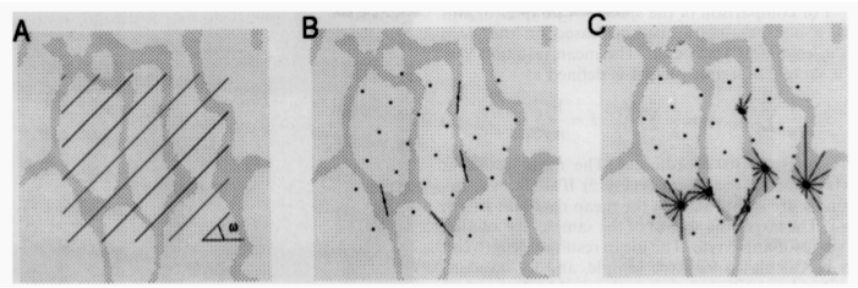


FIGURE 2.10. – Illustrations tridimensionnelles des mesures d'anisotropie (Odgaard *et al.*, 1997). **A)** Méthode du MIL **B)** du VO **C)** du SVD.

• **Degré d'Anisotropie (DA)**. Il s'agit d'une unique valeur liée aux valeurs propres extrémales du tenseur de Fabrique : MIL_3 et MIL_1. En supposant que $MIL_3 > MIL_2 > MIL_1$, le degré d'anisotropie est alors défini par :

$$\mathbf{DA} = \frac{MIL_3}{MIL_1} \tag{2.3}$$

• **Tenseur de Fabrique**. L'anisotropie structurelle d'une structure spongieuse est mathématiquement représentée en 3D par un tenseur de second ordre appelé tenseur de Fabrique et généralement appelé $\underline{\underline{F}}$. Premièrement décrit sous le nom $\underline{\underline{M}}$ (Harrigan et Mann, 1984), un nouveau tenseur, $\underline{\underline{H}}$, défini comme l'inverse de la racine carrée de $\underline{\underline{M}}$ est ensuite proposé (Cowin, 1985). Cette matrice est symétrique et contient les 6 coefficients de l'ellipsoïde.

$$\underline{\underline{\mathbf{H}}} = \begin{pmatrix} A & D & E \\ D & B & F \\ E & F & C \end{pmatrix} \tag{2.4}$$

Ses vecteurs propres donnent les directions principales des travées et ses valeurs propres (correspondantes aux 3 MILs) quantifient l'anisotropie trabéculaire. L'étude de l'anisotropie ne s'est pas limitée à la diagonalisation du tenseur de Fabrique. Certains auteurs ont proposé une normalisation des vecteurs propres, (H_i) (Turner *et al.*, 1990), ont quantifié le désaxage entre la direction de sollicitation et la direction principale (θ) ainsi que la projection du rayon de l'ellipse sur l'axe de compression (MIL_z), le taux d'anisotropie axiale ($\frac{MIL_z}{MIL_1}$) (Oden *et al.*, 1998) ou encore la fraction volumique selon l'axe principal, projetée sur l'axe de compression ($BV/TV.cos(\theta).H_1$) (Tassani *et al.*, 2010).

Enfin, il est important de noter que le tenseur de Fabrique n'est pas une mesure précise de la microstructure mais une caractérisation statistique de son arrangement. Il s'agit d'un terme générique (Shertzer, 2011). Plusieurs formulations préliminaires à celle de l'ellipsoïde mentionnée ci-dessus sont répertoriées : fondées sur les directions normales aux plans de contact entre porosités (Kanatani, 1984) ou sur les directions des vecteurs des poutres (Satake, 1982). La formulation basée sur les directions $\vec{u_k}$ des poutres est présentée à l'équation 2.5.

$$\underline{\underline{F}} = \frac{1}{N}\sum_{k=1}^{N} \vec{u_k} \otimes \vec{u_k} \tag{2.5}$$

2.3.6. Paramètres de porosité

Les paramètres de porosité tels que le volume des pores, leur nombre ou encore la surface de pores fermés et ouverts rapportés au volume total, ont été décrits comme les paramètres de référence de la caractérisation de matériaux granulaires devant l'ellipsoïde du Fabrique (Oda *et al.*, 1980). Cependant, ces paramètres décrivant habituellement l'architecture de l'os cortical (Bouxsein *et al.*, 2010) n'ont été que récemment appliqués à l'os spongieux (Syahrom *et al.*, 2015). En effet, ils sont complémentaires à la caractérisation de l'espace occupé par les travées. Leur utilisation récente est justifiée dans un but d'évaluation de la perméabilité.

2.3.7. Sensibilité des paramètres de description architecturale

Le niveau d'acquisition (Cendre *et al.*, 1999; Bruyère, 2000; Bouxsein *et al.*, 2010), la résolution (Follet, 2002), la binarisation (Otsu, 1975; Halgrin, 2009), le choix d'une description 2D ou 3D, l'opérateur (Vogel *et al.*, 1993; Day *et al.*, 2000; Follet, 2002; Parkinson *et al.*, 2008) et la taille de l'échantillon (Ryan et Shaw, 2013), influencent fortement le résultat de la description microscopique. Peu d'études recensent les variations de l'organisation microscopique : elles portent sur leur influence vis-à-vis des corrélations avec les propriétés mécaniques (*c.f.* §2.4.2), ou sur leur caractère reproductible (Verdelis *et al.*, 2011).

Enfin, la majorité des indices de description supposent une forte homogénéité à l'intérieur de l'échantillon. Il est donc important de compléter l'étude globale par une étude plus locale en cas de fortes différences structurales au sein de l'échantillon (Stauber *et al.*, 2014) en étudiant par exemple la répartition de l'épaisseur de travée (Gefen *et al.*, 2008).

2.4. Liens entre paramètres architecturaux et mécaniques

Les inter-corrélations entre paramètres architecturaux ont été étudiées statistiquement (Räth *et al.*, 2013). Des corrélations (§2.4.1) entre les paramètres de microstructure (§2.3) et les propriétés mécaniques (§2.2) sont mises en évidence afin d'obtenir une bonne estimation de la solidité des os et ainsi modéliser son comportement sous différentes sollicitations : quasi-statique (§2.4.2) à dynamique (§2.4.3).

2.4.1. Méthodes statistiques (McDonald, 2009)

Les liens entre les paramètres architecturaux et la réponse mécanique peuvent être mis en évidence par deux techniques statistiques :

• les tests paramétriques (ou dits tests de Pearson) : pour des séries de valeurs inférieures à 50 avec une répartition normale des valeurs ou gaussienne.

• les tests non paramétriques (ou dits tests de Spearman) : pour des séries de valeurs peu nombreuses (< 30), ne suivant pas une loi normale ou présentant des valeurs extrêmes.

La dépendance entre deux valeurs est mise en évidence par un coefficient de corrélation caractérisé par une intensité, une forme et une direction de croissance. Sa validité est estimée grâce à une p-value, valeur correspondant à la probabilité que les variables soient liées de façon significative ou non. Cette p-value est comparée à un seuil souvent établi à 5% : si p-value > 0.05 la corrélation est due au hasard, si p-value < 0.05 la corrélation existe avec 95% de certitude.

Pour valider le regroupement des vitesses de déformation en régimes et/ou les différencier (ex : dynamique versus quasi-statique), un test statistique de Mann-Whitney est préalablement employé. Ce test non paramétrique sur 2 populations d'échantillons est préféré au test plus usuel de student (ou T-test) pour des données dont la répartition n'est pas nécessairement normale (test de Kolmogorow-Smirnov). Pour le traitement des différences entre plusieurs populations (exemple des différents paramètres architecturaux), pour un test de normalité positif, l'ANOVA (ANalysis Of VAriance) est préférée au test de Kruskal Wallis (test négatif). Ces deux tests permettent également de mettre en évidence des valeurs aberrantes, extrêmes en statistiques, appelées outliers, dont la présence tend à biaiser l'étude des corrélations.

2.4.2. Sollicitation quasi-statique

A basse vitesse de déformation, le module d'Young apparent et la contrainte maximale ont montré une corrélation significative avec la densité apparente ou relative. Les relations sont linéaires ou de puissance (revue de bibliographie, (Higgins, 2008)). Certains auteurs se sont aussi intéressés aux effets de la vitesse de déformation sur le module d'Young ou de la contrainte et ont établi des relations, limitées aux régimes de faibles vitesses (Kopperdahl et Keaveny, 1998; Linde et Hvid, 1989; Linde *et al.*, 1992; Morgan et Keaveny, 2001; Mosekilde *et al.*, 1987; Ouyang *et al.*, 1997; Shim *et al.*, 2005). Les paramètres architecturaux tels que ceux d'anisotropie ont été ensuite introduits pour justifier plus précisément cette réponse.

L'ensemble des études menées sur les liens entre les paramètres architecturaux et ceux caractérisant la réponse mécanique à faible déformation (Rho *et al.*, 1994; McCalden *et al.*, 1997; Cendre *et al.*, 1999; Ulrich *et al.*, 1999; Yeh et Keaveny, 1999; Bruyère, 2000; Giesen *et al.*, 2001; Pothuaud *et al.*, 2002; Follet, 2002; Parkinson et Fazzalari, 2003; Mittra *et al.*, 2005; Teo *et al.*, 2006; Chevalier *et al.*, 2007; Mittra *et al.*, 2008; Perilli *et al.*, 2008; Follet *et al.*, 2011; Wegrzyn *et al.*, 2010; Tassani *et al.*, 2010; Syahrom *et al.*, 2011; Yan *et al.*, 2011; Zhou *et al.*, 2014) est résumé en Tableau 2.6 . Les corrélations vis-à-vis des valeurs extrémales des paramètres de description architecturale ont également été répertoriées (Perilli *et al.*, 2008).

Tableau 2.6. – Paramètres architecturaux et paramètres de réponse quasi-statique. **- : Corrélation Non Etudiée**, 0 : Non Corrélés, X : Corrélés à l'unanimité, P : Avis partagés.

Acronyme	E_{App}	ϵ_u	σ_u	W_u
BV/TV	X	0	X	X
Tb.Th	X	0	P	0
Tb.Sp	P	0	P	X
Conn.D	P	-	X	X
FD	X	-	X	-
SMI	P	0	X	X
N.Nd	X	-	X	-
DA	P	0	P	X
MIL	X	-	X	-

2.4.3. Sollicitations à vitesse plus élevée

Peu d'études ont été répertoriées pour des réponses mécaniques de l'os, à une sollicitation d'ordre supérieur au régime quasi-statique. Seule une étude (Halgrin, 2009) présente des corrélations entre paramètres architecturaux et réponse quasi-statique/intermédiaire (Tableau 2.7).

Tableau 2.7. – Corrélations non-exhaustives entre les paramètres de structure et la réponse mécanique de l'os spongieux sur une grande place de vitesse de déformation (Halgrin, 2009), 0 : Non Corrélés, X : Corrélés à l'unanimité.

Acronyme	E_{App}	ϵ_u	σ_u	E_{dens}
BV/TV	X	X	X	0
Tb.Th	X	X	X	0
Tb.N	0	0	0	0
Tb.Sp	0	0	0	0
Tb.Pf	X	X	X	0
FD	X	0	X	0
SMI	X	0	X	0
DA	0	0	0	0
MIL	X	0	X	0

L'auteur(Halgrin, 2009) note que le nombre de travées, leur séparation ou encore le degré d'anisotropie ne justifie aucunement les variations de réponse observées expérimentalement. D'autres propriétés mécaniques comme le module apparent, la contrainte maximale, l'énergie sont, elles, justifiées à l'aide des variations de paramètres de structure. En effet, ces propriétés mécaniques sont fortement corrélées avec la densité, l'épaisseur de travées, les paramètres de connectivité comme le SMI ou Tb.Pf et les paramètres d'anisotropie comme le MIL ou le FD.

2.4.4. Influence du confinement

Dans le cadre d'un travail préliminaire, durant un stage de six mois de Master 2, terminé en première année de doctorat, l'influence du confinement sur les corrélations entre paramètres d'architecture et paramètres mécaniques identifiés à grande vitesse de compression (Laporte *et al.*, 2009), a été développée (Prot *et al.*, 2015). Afin de ne pas alourdir le manuscrit, le choix a été fait de ne pas insérer cette étude dans le corps même du document. Cependant, les résultats obtenus ayant orienté différents choix effectués au cours de cette thèse, l'article qui y fait référence est présenté en Annexe A.

Les résultats indiquent que les paramètres architecturaux, tels que la fraction volumique osseuse (BV/TV), sont des prédicteurs importants des paramètres de réponse mécanique comme la contrainte à rupture, à vitesses de déformation élevées (p-valeur $< 0{,}001$). Cette étude révèle que la réponse de l'os spongieux à grandes vitesses de déformation, sous différentes conditions aux limites, peut être prédite à partir des paramètres d'architecture, et que ces relations avec des propriétés mécaniques peuvent être utilisées pour prédire le risque de fracture.

2.4.5. Caractérisation et localisation de la fracture osseuse

Pour comprendre pourquoi l'os se casse, les chercheurs ont relié autant que possible l'architecture osseuse à son comportement global. La seconde grande autre interrogation porte sur les phénomènes qui mènent à la rupture (Gupta et Zioupos, 2008). Deux solutions ont été proposées pour répondre à cette dernière question : l'utilisation de calcéine s'insérant dans les micro-fractures (Lambers *et al.*, 2014) ou de manière plus globale, à l'échelle de l'échantillon, l'utilisation d'un algorithme de recalage (Tassani et Matsopoulos, 2014) illustré en Figure 2.11. Cependant, les deux méthodes exposées nécessitent un long protocole expérimental (bain de calcéine de plusieurs heures, additionné à un filtrage adapté de l'image) ou une fracture franche de l'échantillon pour obtenir deux sous-échantillons à recaler spatialement.

2.5. Modélisation de structures poreuses/trabéculaires

Plusieurs approches de modélisation concernant l'os spongieux (§2.5.1 à 2.5.3) ainsi que les matériaux cellulaires plus généralement (§2.5.4) ont été explicitées dans la littérature. La méthode mésoscopique est, à ce jour, la plus développée pour l'os spongieux, elle consiste à modéliser la structure au plus proche du réel. Deux types de modèles utilisés pour trouver des

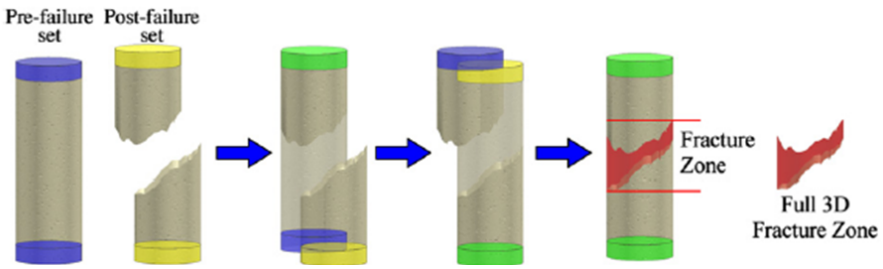


FIGURE 2.11. – Application de la méthode de recalage 3D (Tassani *et al.*, 2012).

relations analytiques ou régissant le comportement mécanique de l'os spongieux ont alors été élaborés :

- Structures idéalisées : sur la base de cellules élémentaires répétées (§2.5.1) ou d'une génération aléatoire (§2.5.2).
- Structures réelles (§2.5.3) : extraites de la géométrie 3D obtenue par imagerie.

2.5.1. Structures idéalisées - cellules unités

Qu'il s'agisse d'un modèle type poutre (faible fraction volumique) ou plaque, quatre modèles tridimensionnels de cellules élémentaires, caractérisés par leur morphologie et leur porosité, ont été proposés pour l'os spongieux (Gibson, 1985). Il est ensuite possible de déterminer analytiquement le module apparent et la contrainte maximale, en utilisant la densité relative et les propriétés intrinsèques du matériau. Pour améliorer la représentativité des modèles développés, plusieurs auteurs proposent de nouveaux modèles avec une architecture plus complexe (Fazzalari *et al.*, 1989; Gibson et Ashby, 1999; Guo et Kim, 2002).

Ainsi, un modèle basé sur une cellule unité, composée de colonnes épaisses verticales et plus minces horizontalement, a été dans un premier temps proposé (Jensen *et al.*, 1990). Un coefficient de turbulence est ensuite introduit afin de perturber le réseau de façon aléatoire, pour être plus proche des irrégularités physiques puis des variations d'épaisseurs de travées dans le réseau (Yeh et Keaveny, 1999) évoluant vers une structure configurable modélisée par des éléments solides (Walter *et al.*, 1999). Une structure en nid d'abeilles régulière (2D) perturbée par l'intermédiaire d'une distribution aléatoire a été également envisagée (Silva et Gibson, 1997).

Sensibilité architecturale

L'influence des paramètres d'épaisseur de travées, leur longueur ou encore la connectivité sur la densité d'os et sa surface a été étudiée grâce aux modèles de cellules unitaires pour des fémurs (Anderson et Carman, 2000). Des modèles orthotropes de l'os spongieux en éléments finis, tirés de cellules reproductibles, ont été paramétrés (Kowalczyk, 2003). Deux types de cellules sont analysés : cubiques et prismatiques (Figure 2.12). Cependant la répétition périodique de cellules unités limite l'étude anisotropique des générations d'os spongieux.

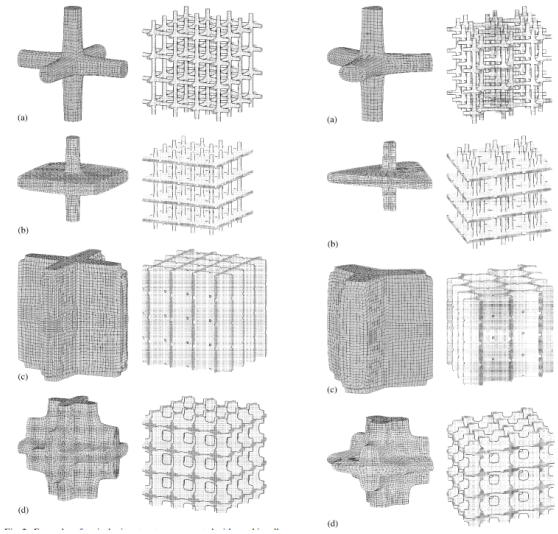


FIGURE 2.12. – Exemples de microstructures générées pour différentes valeurs de paramètres géométriques : cellule de base cubique (gauche) / prismatique (droite) (Kowalczyk, 2003).

Génération trabéculaire

Des modèles basés sur l'architecture de la travée ont été développés. Ils consistent à développer une structure unité dont les paramètres correspondent au mieux à ceux de la morphologie réelle de l'os spongieux : l'épaisseur de travée, la distance de séparation (Kim et Al-Hassani, 2002) mais aussi l'anisotropie et la fraction volumique (Widmer et Ferguson, 2012) ou encore la prise en compte des sollicitations locales de cisaillement transverse, de flexion et de torsion (Goda *et al.*, 2014). Une méthode dite de "building block", fondée sur le principe du modèle idéalisé en éléments finis, appliquée à une travée (*c.f.* Figure 2.13), a été présentée (Dagan *et al.*, 2004). C'est grâce à ce paramétrage qu'une détermination du module d'Young apparent sur l'hypothèse d'un matériau continu a pu être développée (Diamant *et al.*, 2005). Ces modèles, arbitrairement paramétrés, sont ensuite enrichis de façon à pouvoir subir des déformations, des fusions ou d'autres opérations géométriques (Pasko *et al.*, 2011). Cependant, l'étude des mécanismes de ruptures semble être limitée par ces outils.

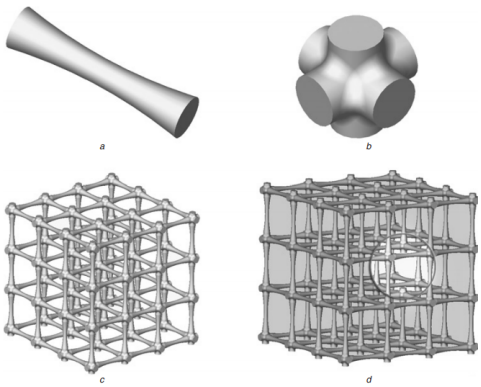


FIGURE 2.13. – Modèle proposé par Dagan (Dagan *et al.*, 2004) : a) travée idéalisée, b) élément de jonction c) Réseau de travées d) Exemple d'étude en contrainte.

2.5.2. Structures aléatoires idéalisées

Génération aléatoire globale

Puisque, à même fraction volumique d'os spongieux, plusieurs arrangements architecturaux sont possibles, des modélisations de structures aléatoires ont été développées notamment en utilisant un algorithme gaussien de génération de champs (Padilla *et al.*, 2003) comme présenté en Figure 2.14. Cependant, la limite des modèles markoviens (méthode d'Ising aux plus proches voisins et algorithme de Metropolis pour la convergence) a été démontrée notamment par la modélisation à partir de radiographies 2D (Lamotte, 2006).

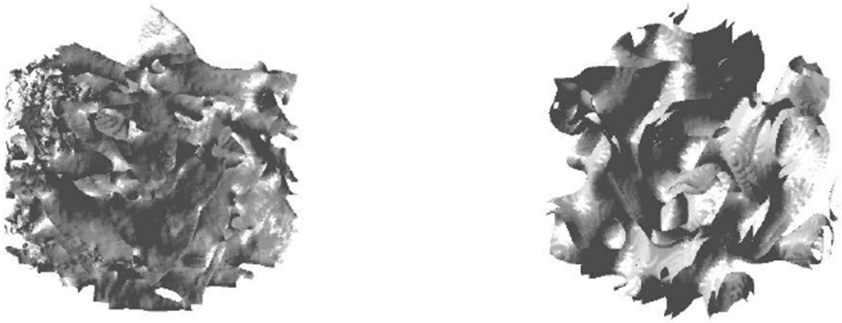


FIGURE 2.14. – Modèle proposé par (Padilla *et al.*, 2003) : structure réelle à gauche et structure aléatoire générée à droite.

D'autres modèles, comme celui de réaction-diffusion, ont été appliqués à l'os spongieux (Courtin *et al.*, 1997). Cependant, le choix de la valeur des paramètres de l'équation mathématique n'est pas trivial car non corrélé aux textures synthétisées. Enfin, un exemple d'architecture osseuse synthétisée par la méthode de filtrage itératif à partir de la caractérisation sous forme de 720 paramètres de la texture originelle, a été présenté (Simoncelli et Portilla, 1999).

Génération trabéculaire aléatoire et pseudo-aléatoire

Une génération virtuelle de l'architecture, basée sur les paramètres de géométrie et une génération pseudo-aléatoire, itérative, de travées (Figure 2.15), a montré le potentiel d'une modélisation architecturale simple de l'organisation des travées (Donaldson *et al.*, 2008).

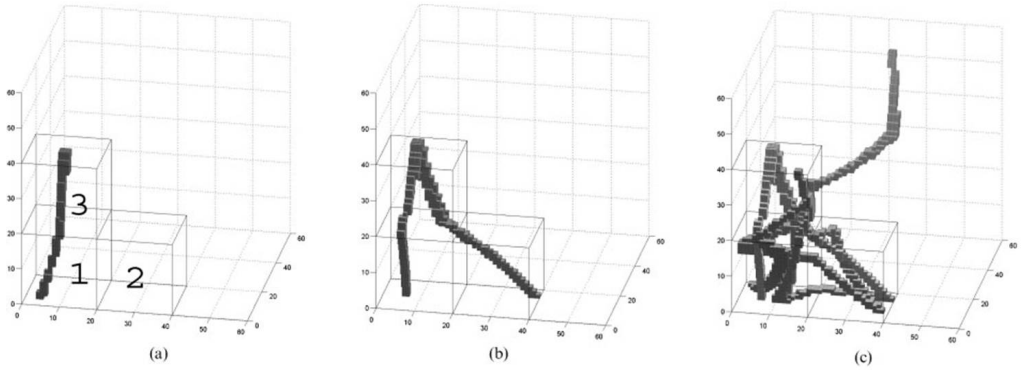


FIGURE 2.15. – Génération pseudo-aléatoire d'os spongieux basée sur les paramètres géométriques de travées (Donaldson *et al.*, 2008).

Le modèle se place à l'interface avec les modélisations réelles, puisque les travées sont générées directement en voxels afin de simuler une compression *a posteriori* et de le valider. Dans cette modélisation le matériau a été considéré isotrope et peu de paramètres architecturaux ont été pris en compte (Donaldson *et al.*, 2008).

Génération aléatoire de squelette

Dans le domaine de la chirurgie dentaire, il existe également des modélisations succinctes de l'os spongieux telles que la génération stochastique aléatoire de nœuds et poutres (Figure 2.16) afin de s'affranchir du scanner médical (Lakatos et Bojtár, 2012).

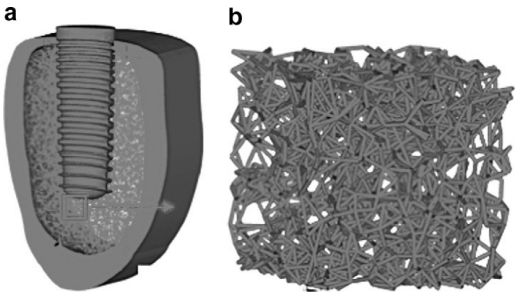


FIGURE 2.16. – Modèle de génération stochastique d'architecture trabéculaire proposé par Lakatos et al. (Lakatos et Bojtár, 2012).

2.5.3. Modélisation de structures réelles

La modélisation des structures réelles consiste à effectuer une représentation moins idéalisée, à partir de données d'imagerie (μ-EF). Ces modèles d'architecture en éléments finis sont associés à des matériaux homogènes isotropes élastiques (récemment élasto-plastiques), dont les propriétés mécaniques sont identifiées par méthode inverse. Différents modèles, basés sur les éléments hexaédriques (ou briques), sur les éléments tétraédriques et enfin sur les éléments poutres/squelettes sont présentés ci-après. Le lecteur pourra retrouver d'autres modélisations (exemple : méchanobiologique) dans une revue de bibliographie récemment publiée (Oftadeh *et al.*, 2015) qui complète l'ouvrage de référence dédié à la biomécanique de l'os (Cowin, 2001).

Éléments héxaédriques

La première modélisation consiste à remplacer chaque voxel par un élément hexaédrique à 8 nœuds. La conversion des voxels en éléments hexaédriques assure une simulation rapide. Cependant, ce modèle génère une structure en «escaliers» et une perte de continuité faisant de la résolution d'acquisition un critère important. Concernant la reconstruction, les progrès récents conduits dans le domaine de l'imagerie ont abouti à l'utilisation de la tomographie et d'une reconstruction automatisée. Des méthodes précises de lissage ont été élaborées afin d'améliorer la description de la surface de l'os trabéculaire conduisant à une amélioration visuelle de la représentation de la structure (Figure 2.17) ainsi que des champs de contrainte, avec cependant une légère augmentation du niveau de contrainte et du temps de simulation (Arbenz et Flaig, 2008).

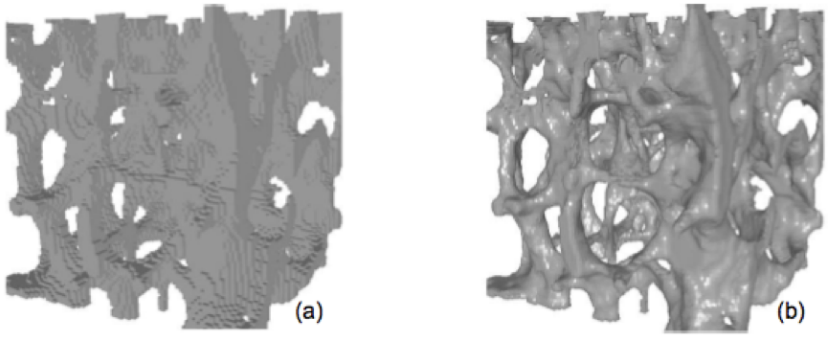


FIGURE 2.17. – Modélisation de l'os spongieux(avec lissage **a)** avec **b)**) (Ulrich *et al.*, 1998).

Éléments tétraédriques

La technique de modélisation en éléments tétraédriques consiste à développer un maillage de la surface grâce à l'algorithme "marching cube" (Müller et Rüegsegger, 1996). Ainsi, les voxels sont subdivisés en éléments tétraédriques de tailles différentes. Le résultat est une surface lissée de l'échantillon plus réaliste que celle obtenue par des éléments hexaédriques. Cependant, cela entraîne une augmentation du nombre d'éléments et un temps de calcul plus important. La méthode validée a permis de simuler la fracture osseuse et les dommages internes à faible vitesse de sollicitation (Hambli, 2013). Les chercheurs commencent à implémenter l'interaction fluide-structure au sein de l'os spongieux sur de telles modélisations (Metzger *et al.*, 2015).

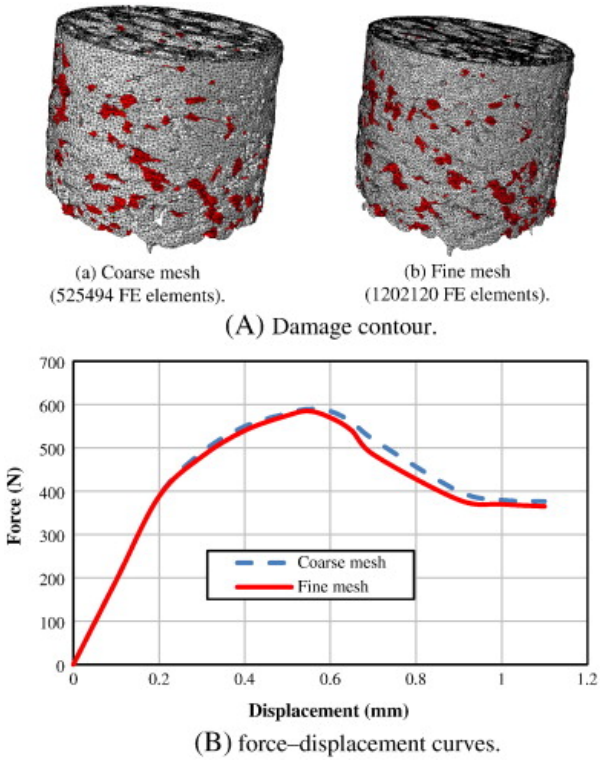


FIGURE 2.18. – Modélisation de l'os spongieux par éléments tétraédriques et prédiction des fractures internes (Hambli, 2013)

Squelettes

Afin de réduire la complexité du modèle en éléments finis, des modèles squelette (Figure 2.19) ont été développés. Ils réduisent les travées à un ensemble de courbes discrétisées en un certain nombre d'éléments de poutre via une acquisition 3D de la surface et des algorithmes (Lee *et al.*, 1994). La prise en compte de l'organisation osseuse sous forme de plaques a été rendue possible par l'utilisation de squelettes hybrides (Almhdie-Imjabber *et al.*, 2014) dont une illustration est présentée en Figure 2.19.

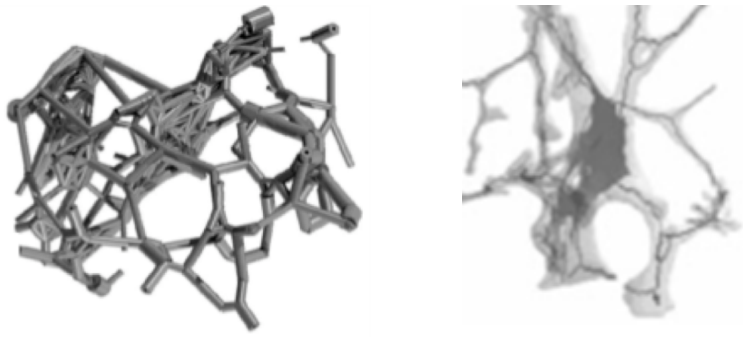


FIGURE 2.19. – Modélisation par éléments poutre (Stauber et Müller, 2006) (Gauche) et squelette hybride (Almhdie-Imjabber *et al.*, 2014) (Droite).

2.5.4. Autres matériaux

La modélisation de structures poreuses est en plein essor puisque de nombreuses thèses concernant celles-ci sont soutenues depuis 20 ans dans des domaines variés allant de la modélisation des sols (Perrier, 1995) à celle de la dentine et le domaine des implants (Barbas, 2011) en passant par les textiles (Dimassi, 2009), la pétrochimie (Horgue, 2012) ou encore les matériaux cellulaires et les mousses (Mouchaham, 2012; Nait-Ali, 2005; Youssef, 2004) avec des techniques tels que le schéma booléen (Garboczi *et al.*, 1995; Roberts et Garboczi, 2002), le champs gaussien aléatoire (Figure 2.20) ou le modèle de Voronoi (Voronoï, 1908). Ce sont ces dernières techniques qui se rapprochent le plus, architecturalement, de l'os spongieux.

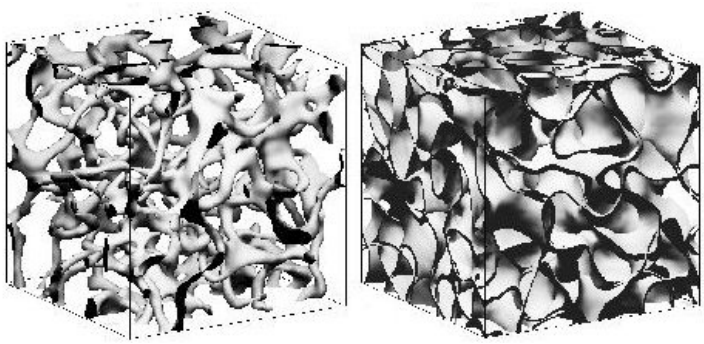


FIGURE 2.20. – Modèles de mousse à cellules ouvertes et à cellules fermées construits par la méthode du champ gaussien aléatoire (Roberts et Garboczi, 2002).

2.6. Bilan de la revue de littérature et démarche de travail

L'os humain est soumis à des charges dynamiques sur une base quotidienne avec des intensités qui vont de la chute de personnes âgées (bas niveau de sollicitation) aux accidents de véhicules (haut niveau). Quelque soit le modèle utilisé, sa fidélité souffre d'un manque de données représentatives. En effet, les études menées ont principalement porté sur des chargements de compression quasi-statique (équivalent à une course rapide). Des tests de compression dynamique ont été plus récemment mis en œuvre. Tandis que la caractérisation au régime intermédiaire (choc automobile) a été limitée par les appareils traditionnels utilisés en mécanique : soit des vitesses de déformation trop faibles pour les barres de Hopkinson classiques, soit des accélérations initiales trop élevées pour les tests hydrauliques standards. Le consensus général est que le comportement de l'os spongieux est dépendant de la vitesse de déformation. Cependant, les variations naturelles inter-échantillons rendent la comparaison difficile entre les régimes. Le Chapitre 3 permettra de **caractériser mécaniquement l'os spongieux suivant différentes vitesses de déformations associées à différents régimes de sollicitations (quasi-statique à dynamique en se focalisant sur le régime intermédiaire)** proches d'un chargement représentatif comme la chute ou la collision de véhicules, et **facilitera leur comparaison**.

L'os spongieux est un matériau complexe avec différents niveaux de structure (os, travées, cellules) et différentes réponses mécaniques (élastique jusqu'à densification, variant fortement en fonction de la sollicitation et de son niveau). A cela s'ajoutent les effets intrinsèques au spécimen étudié : architecture avec différentes organisations poreuses, effet de l'âge, localisation dans le corps et les effets inhérents à l'expérimentation : découpage, conservation, hydratation. De forts liens ont été établis entre la caractérisation géométrique et la réponse mécanique de l'os spongieux. Le Chapitre 4 proposera de compléter ces résultats établis à faible vitesse de déformations par une **caractérisation architecturale des échantillons issus de la campagne d'essai** (Chapitre 3) et une **analyse statistique de leurs interactions avec les paramètres de réponse mécanique à travers tous les niveaux de compression**.

De plus, la localisation de l'initiation de la rupture n'a pu être étudiée qu'à faible vitesse de déformation. La possibilité d'interrompre la compression à une déformation donnée quelque soit le régime, proposée en Chapitre 3, pourra permettre de **compléter la caractérisation de la fracture à des niveaux de sollicitations supérieurs**. Afin de s'affranchir des difficultés expérimentales liées à cette investigation (temps, nécessité d'un échantillon complètement fracturé), le Chapitre 4 présentera une **méthode numérique** pouvant être appliquée **malgré un faible niveau de déformation** grâce à une comparaison de micro-scans de spécimen pré et post compression.

Enfin, comme l'ensemble des configurations architecturales et expérimentales n'est pas disponible (spécimen-dépendant et essais destructifs), un modèle de **génération de structure osseuse**

apparait comme étant la solution permettant d'allier **toute architecture** (homme, femme, âgé, sportif...) **à toute sorte de sollicitation** de la vie courante. Cette génération d'architecture s'appuiera en Chapitre 5 sur l'étude préalable de corrélations entre les paramètres architecturaux et mécaniques, présentée en Chapitre 4, afin d'identifier les paramètres d'entrée. Les paramètres de description architecturaux, à eux seuls, ne peuvent pas déterminer une seule et unique solution d'architecture. La **sensibilité** de ces derniers pourra donc être mise en relief via un plan d'expérience sur le modèle validé.

La **validation du modèle** pourra être faite sur les scans des échantillons de la campagne d'essai et, en comparant les réponses mécaniques expérimentales globales à celles du modèle. Le détail de la mise en place d'un tel modèle et ses perspectives seront présentés au Chapitre 6.

Ainsi les objectifs et la démarche précédemment exposés sont schématisés en Figure 2.21. Ces travaux permettront de contribuer à la problématique de compréhension des mécanismes de rupture de l'os spongieux sous différentes vitesses de chargement par l'identification des principaux paramètres d'architecture. Afin de développer des moyens de protection/prévention adaptés aux personnes et à leurs activités, l'ensemble des travaux menés ici sur des échantillons bovins pourront être **transposés à l'humain**.

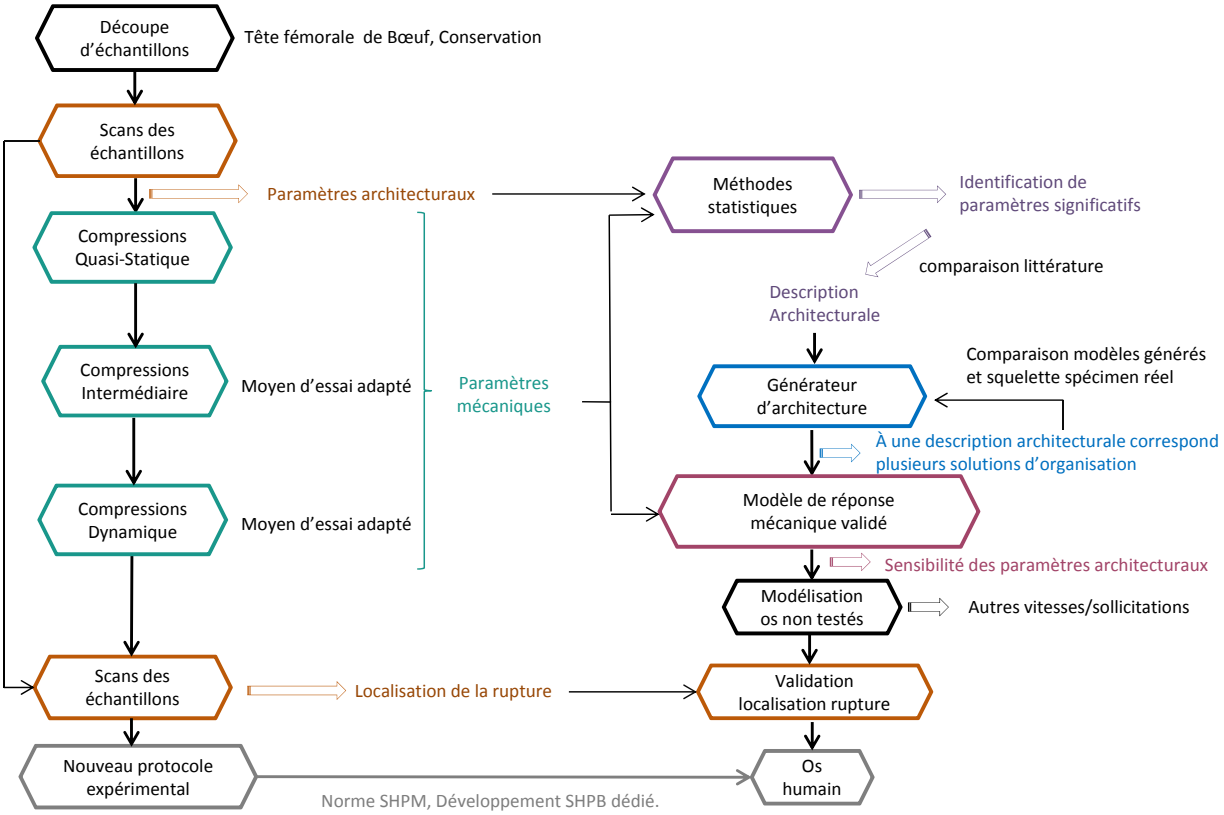


FIGURE 2.21. – Schématisation de la démarche de travail. Une couleur par objectif.

Travail Personnel

3. Caractérisation mécanique de l'os spongieux : du quasi-statique au dynamique

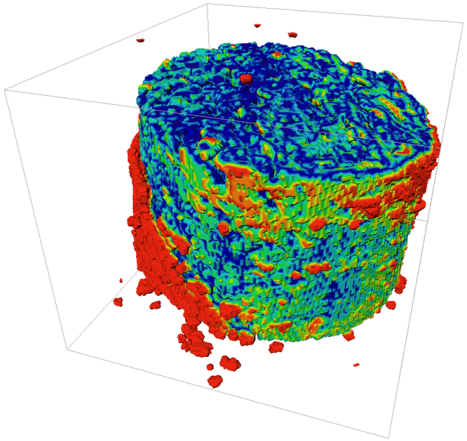


FIGURE 3.1. – Os spongieux comprimé à vitesse intermédiaire.

Les propriétés mécaniques de l'os spongieux ont été très largement étudiées sous sollicitation quasi-statique et récemment sous sollicitation dynamique mais peu d'études ont été réalisées à des vitesses intermédiaires faisant le lien avec les régimes extrêmes. Ce chapitre présente une caractérisation en compression interrompue de 127 échantillons d'os spongieux sur une large plage de 8 vitesses de déformation : quasi-statique ($10^{-3}, 10^{-2}, 10^{-1}$ */s), intermédiaire (*$1, 10, 100$ */s) et dynamique (*$400, 600$ */s).*

Les Sujets Humains Post Mortem étant rares, une étude préliminaire est mise en place sur des échantillons d'os spongieux de bœuf. La disponibilité des échantillons bovins a orienté l'étude expérimentale sur des fémurs. L'ensemble du travail expérimental a été mené au sein du Laboratoire BISRU situé à Cape Town en Afrique du Sud et le dépouillement a été effectué au sein de l'Institut de biomécanique humaine Georges Charpak.

Sommaire

3.1. Matériels et Méthodes **34**

3.2. Résultats et Discussion **47**

3.3. Conclusion et perspectives **53**

La campagne d'essais interrompus de compression sur les échantillons d'os spongieux bovins a été menée en Afrique du Sud et est détaillée ci-après.

3.1. Matériels et Méthodes

3.1.1. Préparation des échantillons d'os spongieux

La campagne d'essais a été réalisée sur des échantillons extraits de fémurs bovins âgés d'environ 4 ans. Les 127 échantillons de l'étude ont été prélevés dans la tête fémorale et dans le grand trochanter. Au total, 6 différents fémurs ont été utilisés. Une couronne de découpe de dimension adaptée à l'échantillon (Figure 3.2) a été utilisée pour carotter des échantillons cylindriques de 7.5 mm de hauteur et 10.5 mm de diamètre. Les vitesses de coupes ont été minimisées afin d'éviter un échauffement de l'échantillon et une détérioration des travées périphériques. La description complète de ce protocole de découpe est présentée en Annexe B.

FIGURE 3.2. – Bague de serrage pour le dressage (gauche) et couronne de découpe pour carottage (droite).

La position anatomique de chaque échantillon a été déterminée par rapport à l'axe du fémur (*c.f.* Figure 3.3) (Bonneau *et al.*, 2012). Ces échantillons non-dégraissés (*i.e.* avec moelle), ont été conservés dans une solution saline à -20°C, puis décongelés au réfrigérateur pendant 24 heures, avant d'être mis à température ambiante pour les essais de compression.

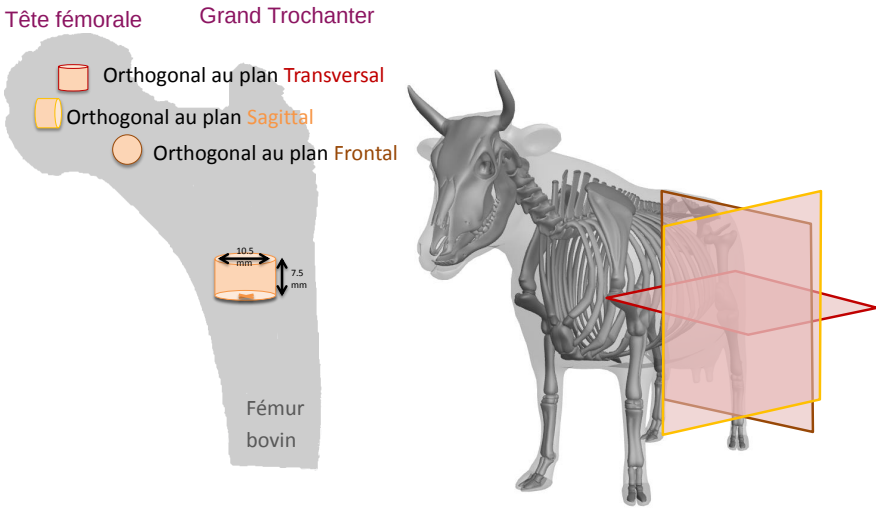


FIGURE 3.3. – Prélèvement des échantillons et relevé de la position anatomique.

3.1.2. Protocole expérimental

La répartition des échantillons a été concentrée sur les vitesses intermédiaires et proches de ce régime en consacrant une vingtaine d'échantillons à chaque vitesse de déformation. Aux vitesses de déformation les plus extrémales, décrites dans la littérature (*c.f. :* §2.2), seulement 10 échantillons ont été testés. Quand les pré-essais étaient concluants, les échantillons ont été incorporés dans l'analyse. Les échantillons présentant des anomalies architecturales comme, par exemple, un défaut d'usinage (coin manquant) ou une présence de cartilage au sein de l'échantillon ont été retirés de l'étude. Lorsque le signal enregistré présentait un bruit trop important, l'échantillon a également été écarté de l'étude. Les échantillons issus de même plans anatomiques (*c.f.* §3.1.1) ont été répartis sur l'ensemble des plages de vitesses afin d'avoir une direction anatomique, un même os et si possible des échantillons extraits spatialement proches, sollicités suivant le maximum de vitesses différentes. Ainsi la comparaison de l'influence relative de la vitesse, de l'orientation des travées, et, *a posteriori*, de l'architecture, sera facilitée. La répartition finale des échantillons considérés pour la suite est donnée en Figure 3.4.

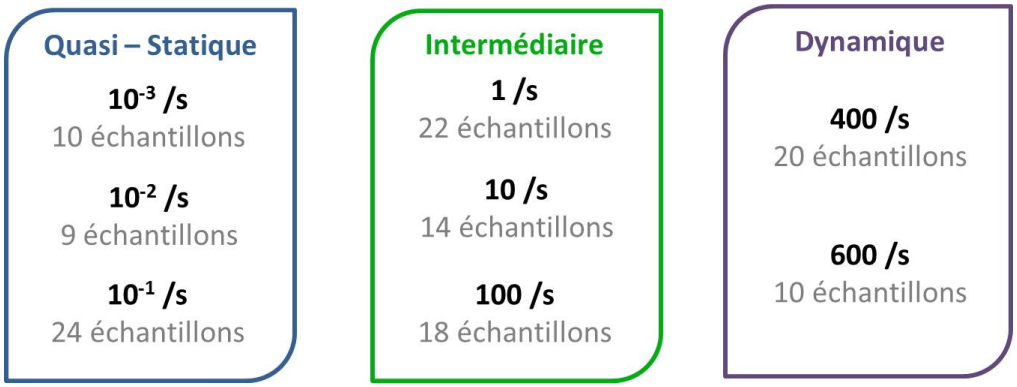


FIGURE 3.4. – Répartition des 127 échantillons en fonction du régime et de la vitesse de déformation.

3.1.3. Essais de compression quasi-statique

Les essais de compression quasi-statique sont réalisés à des taux de déformation de $10^{-3}/s$, $10^{-2}/s$ et $10^{-1}/s$ sur une machine conventionnelle (Zwick 1484, disponible au laboratoire Sud Africain, Figure 3.5). L'os a été pesé et préalablement contraint de l'ordre de quelques Newtons afin de s'affranchir des défauts de planéité dus à l'usinage. Des compressions à vitesse de déformation constante ont ensuite été menées jusqu'à la destruction des premières travées, *i.e.* après σ_u. Aucun essai n'a été mené jusqu'à densification, en vue d'observer la localisation de la rupture des travées (*c.f.* §4.3). Le dépouillement automatique des essais (*i.e. :* obtention d'une courbe contrainte/déformation associée à chaque échantillon) a été mené sous Matlab, à partir du relevé de l'effort et du déplacement. Compte tenu de la faible déformation (4% à 7%), la hauteur de référence de l'échantillon, L_0, a été considérée comme constante au cours de l'essai. La détermination des paramètres mécaniques est détaillée en §3.1.7.

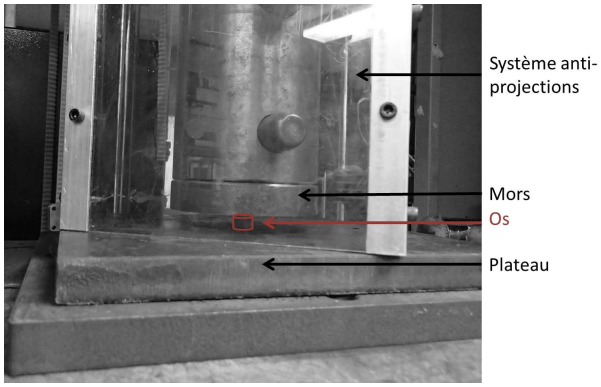


FIGURE 3.5. – Configuration d'un essai de compression Quasi-Statique.

3.1.4. Essais de compression dynamique

Un système de compression aux barres de Hopkinson classique appelé SHPB (Split Hopkinson Pressure Bar) a été utilisé pour réaliser les essais dynamiques. Le dispositif usuel (*c.f.* Annexe C), a été modifié afin de pouvoir éviter la destruction complète de l'échantillon et ainsi procéder à des essais interrompus permettant d'observer les mécanismes de rupture.

Concept initial de double piégeur d'onde et principe de fonctionnement

Un système à double piégeurs d'onde développé dans une étude préliminaire à cette thèse (Prot *et al.*, 2012), issue d'une première collaboration avec le laboratoire BISRU, a été amélioré ici. Il permet de solliciter une unique fois l'échantillon (*c.f.* Annexe C), sans le besoin de réglage long et précis de distance avant chaque compression (Nemat-Nasser *et al.*, 1991; Song et Chen, 2005). La Figure 3.6 montre le concept initial considéré.

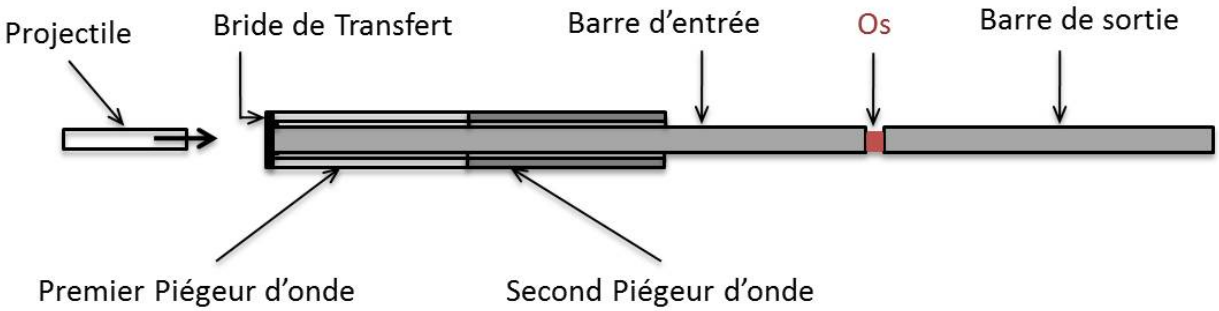


FIGURE 3.6. – Concept initial de piégeur d'onde adapté au SHPB.

La barre d'entrée, le premier et le second piégeur d'onde sont en aluminium, la barre de sortie plus courte est en magnésium. Cette dernière a une impédance mécanique plus faible (*c.f.* Annexe C) : compte tenu de la faible impédance mécanique de l'os spongieux, elle permet un bon compromis entre amplitude et bruit du signal. Le premier piégeur d'onde (*P.O.1*) mesure environ un tiers de la barre d'entrée et possède la même section pour éviter les différences d'impédance. Le second piégeur d'onde (*P.O.2*) est identique au premier. Les valeurs des impédances et les dimensions du concept final sont présentées en Tableau 3.1.

Un projectile lancé par un canon à gaz (non représenté ici) vient impacter la barre d'entrée avec une vitesse initiale V_0. Après impact (voir Figure 3.7), l'onde de compression créée se propage à travers le *P.O.1*, la barre d'entrée et l'impacteur.

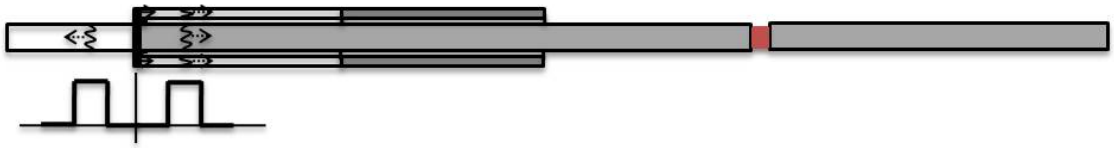


FIGURE 3.7. – Propagation des ondes de compression : vers la gauche dans l'impacteur, vers la droite dans la barre d'entrée et *P.O.1*.

L'onde dans le piégeur est transmise de *P.O.1* à *P.O.2* tandis que celle dans la barre d'entrée continue à se propager (Figure 3.8). L'onde de compression du projectile est réfléchie sous la forme d'une onde de traction. Le contact entre l'impacteur et le système étant unilatéral, le projectile se sépare du système.

FIGURE 3.8. – Transfert de l'onde de compression du premier *P.O.1* au second piégeur d'onde *P.O.2* et onde de traction réfléchie causant la séparation du projectile.

Lorsque l'onde de compression atteint l'interface libre de *P.O.2*, elle est réfléchie sous la forme d'une onde de traction qui repart vers le *P.O.1* (Figure 3.9) pendant que l'onde de compression dans la barre d'entrée se dirige vers l'interface avec l'échantillon.

FIGURE 3.9. – Sollicitation en compression de l'échantillon et réflexion sous la forme d'une onde de traction dans *P.O.2*.

L'onde de traction du *P.O.2* arrivée à l'interface avec *P.O.1* cause sa séparation du système barre d'entrée. Le contact entre le *P.O.1* et la barre d'entrée est, quant à lui, maintenu. Lorsque l'onde de compression de la barre d'entrée atteint l'interface avec l'échantillon d'os spongieux, une partie de l'onde est réfléchie à travers la barre d'entrée sous la forme d'une onde de traction, une partie est transmise à travers l'échantillon dans la barre de sortie (Figure 3.10).

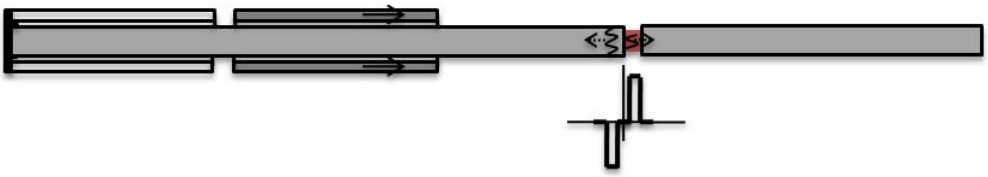


FIGURE 3.10. – Interactions d'ondes à l'interface avec l'échantillon : onde de traction dans la barre d'entrée allant vers la gauche, onde de compression allant vers la droite dans la barre de sortie.

L'onde transmise ne joue plus aucun rôle puisqu'elle est réfléchie à l'extrémité libre de la barre de sortie sous la forme d'une onde de traction, qui, au niveau de l'interface avec l'os, va aboutir à la séparation de la barre de sortie (Figure 3.11). A l'interface libre de la barre d'entrée, l'onde de traction est réfléchie dans le *P.O.1*, ce qui va causer, après réflexion de l'onde de compression à l'interface libre du piégeur, sa séparation de la barre d'entrée (Figure 3.11) et empêcher un second déplacement de la barre d'entrée, évitant ainsi une seconde compression de l'éprouvette et sa destruction.

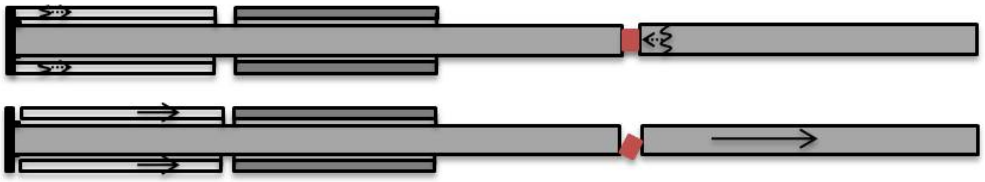


FIGURE 3.11. – Séparation de *P.O.1* due à l'onde de traction transmise et fin de l'essai par séparation de la barre de sortie et absence d'onde résiduelle dans la barre d'entrée.

Implémentation du double piégeur d'onde et modification du concept initial

Compte tenu de l'emplacement généralement médial des jauges sur la barre d'entrée (*c.f.* Annexe C), le système de double piégeur d'onde a été superposé comme décrit en Figure 3.12. Le transfert des ondes se fait via des brides. Une première est vissée dans la barre d'entrée de diamètre extérieur égal au diamètre du *P.O.1*. La seconde, de diamètre extérieur égal à celui du *P.O.2*, est vissée à l'intérieur.

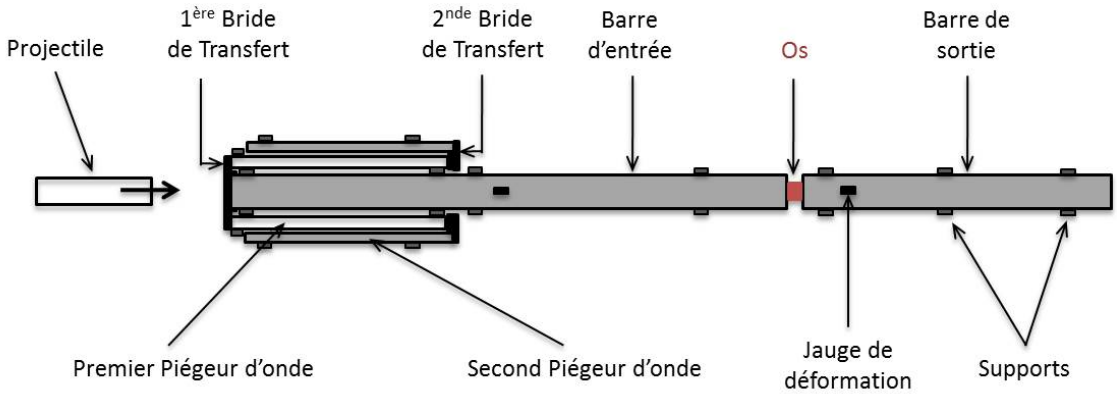


FIGURE 3.12. – Design final du double piégeur d'onde.

Le temps de chargement étant relié à la longueur du projectile, cette dernière a été ajustée à la vitesse de déformation afin d'assurer une capture complète des ondes et une interruption de l'essai à une déformation choisie. La relation entre la vitesse de déformation de l'échantillon, $\dot{\varepsilon}$, la longueur du projectile, L_s, la célérité des ondes au sein du projectile, c_s, et la déformation de l'échantillon au moment de l'interruption de l'essai, ε_{int} est explicitée par l'équation 3.1 . La compression de l'échantillon est stoppée à environ 10% de déformation (*c.f.* §3.1.6).

$$\dot{\varepsilon} = \frac{c_s * \varepsilon_{int}}{2 * L_s} \tag{3.1}$$

Seconde modification : mise en place d'un projectile Cone In Tube

Une des difficultés dans les essais de compression aux barres de Hopkinson est l'application d'une vitesse de déformation constante à l'éprouvette (*c.f.* Annexe C). Pour y parvenir, il a été décidé d'utiliser un projectile CiT (Cone In Tube striker) ayant une forme conique placée à l'intérieur d'un tube (réalisation présentée en Figure 3.13, concept en Figure 3.14).

FIGURE 3.13. – Impacteur Cone In Tube (Cloete *et al.*, 2014).

Ce dernier a été précédemment utilisé pour obtenir une vitesse de déformation constante sur de l'os cortical (Cloete *et al.*, 2014). Pour ce faire, la forme de l'impulsion donnée par le projectile doit avoir une pente croissante avec celle de la réponse de l'échantillon et être tronquée pour permettre un retrait rapide de la charge. La durée de l'essai est maximisée et donc la vitesse de déformation réduite. Le CiT est lancé comme un projectile habituel via le canon à gaz. Cependant seul le cône impacte la barre d'entrée tandis que l'extérieur du tube du projectile vient impacter une masse de réaction. Les ondes de compression résultantes au sein du cône et du tube atteignent simultanément la surface libre du projectile (opposé de la barre d'entrée, où le tube et le cône sont reliés). Ces vitesses d'onde vont ensuite être additionnées et, si le tube est suffisamment long, réfléchies sous la forme d'onde de traction dans le cône. Arrivées à l'interface avec la barre d'entrée, elles vont causer la séparation du projectile. Ainsi une impulsion avec un grand rapport entre contrainte initiale et contrainte finale, de fréquence croissante est créée sans les désavantages d'un projectile conique sans tube où l'onde dans le cône avec un grand rapport de diamètres n'est pas suffisante pour inverser l'onde de compression. La réponse de l'échantillon n'étant à priori pas connue, un jeu de différents cônes est à disposition.

Dispositif final

L'ensemble expérimental utilisé pour les sollicitations dynamiques est présenté en Figure 3.14. A l'aide de ce système, l'échantillon n'est soumis qu'à une seule sollicitation d'une amplitude donnée, à vitesse de déformation constante (*c.f. :* §3.1.6). Ce système permet d'atteindre des vitesses de déformation relativement faibles, jusqu'à 100/s : la vitesse d'impact du CiT doit être suffisamment grande pour créer un signal d'amplitude conséquente. La limite haute est fixée par le critère de non détérioration des barres (i.e. : plastification, non planéité). Les caractéristiques du système sont présentées en Tableau 3.1. Le dépouillement des essais effectués sous Matlab est un dépouillement classique des essais aux barres de Hopkinson basé sur les signaux incidents, réfléchis et transmis des barres d'entrée et de sortie, recalés en temps (*c.f.* Appendices C). La durée moyenne d'un essai est de 400 μs pour un échantillonnage de 2 μs. L'hypothèse d'équilibre des efforts aux interfaces de l'échantillon a été vérifiée pour chaque essai (*c.f.* §3.1.6). La longueur instantanée de l'échantillon, $L(t)$, a été utilisée. Les paramètres mécaniques identifiés sont ceux utilisés en sollicitation à basse vitesse de déformation.

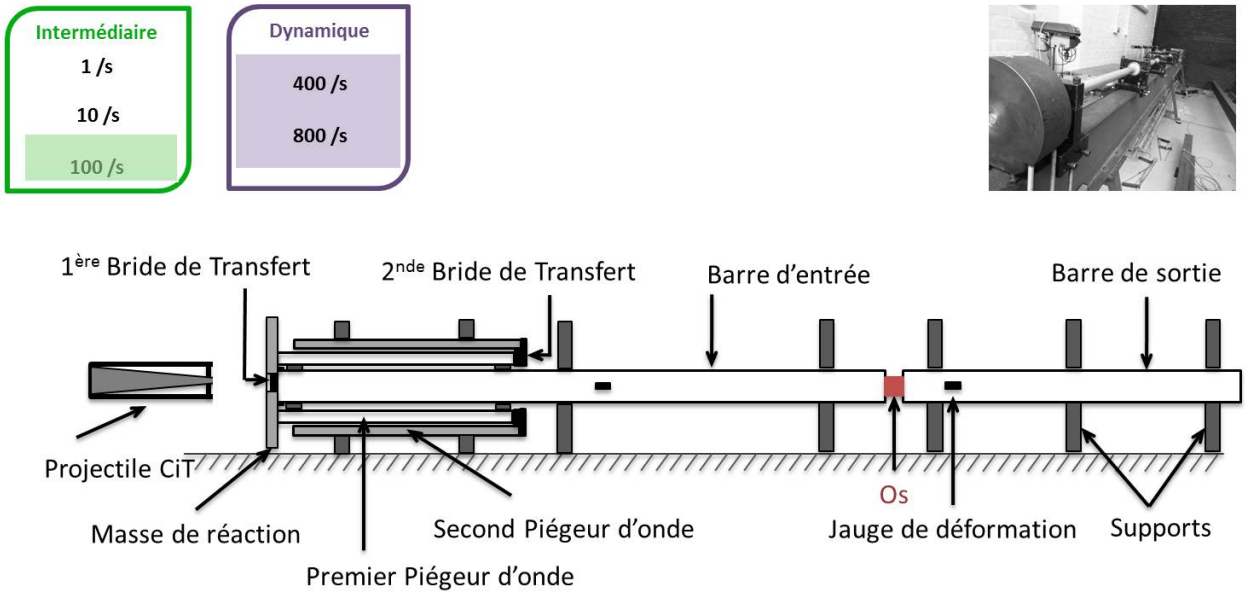


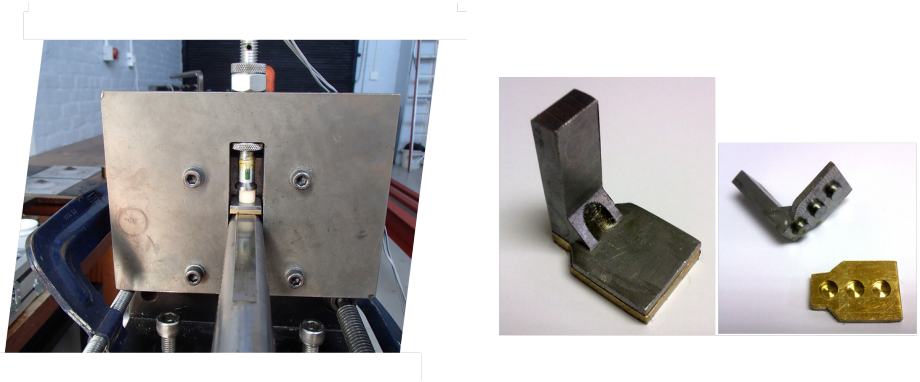
FIGURE 3.14. – Design final du système d'essai dynamique.

Tableau 3.1. – Caractéristiques du système d'essai dynamique.

	Barre d'entrée	Barre de sortie	Piégeur 1 (P.O.1)	Piégeur 2 (P.O.2)
Materiau	Aluminium	Magnésium	Aluminium	Aluminium
Longueur (mm)	3662	1998	1400	1350
Diamétre intérieur (mm)	-	-	23	31.6
Diamétre extérieur (mm)	19.1	19.8	30.1	36.9
Impedance (kPa.s/m)	13941	9089	13941	13941
Densité (g/cm^3)	2.77	1.82	2.77	2.77

3.1.5. Essais de compression à régime intermédiaire

Pour les essais à vitesse intermédiaire, un troisième dispositif expérimental a été utilisé : le système de Wedge bar (Figure 3.16). Celui-ci consiste en l'utilisation d'une barre biseautée qui, lorsqu'elle translate horizontalement, imprime un mouvement de translation verticale à une plateforme d'angle complémentaire, sur laquelle est placée l'éprouvette (*c.f.* Figure 3.15).



(a) Barre en biseau vue suivant son axe

(b) Plateforme d'angle complémentaire interchangeable

FIGURE 3.15. – Dispositif de Wedge Bar.

Ce système (Figure 3.16) a déjà été utilisé pour étudier la réponse mécanique de l'os cortical (Cloete *et al.*, 2014) au laboratoire BISRU en Afrique du Sud et a été adapté ici à l'os spongieux (changement de l'angle de biseau).

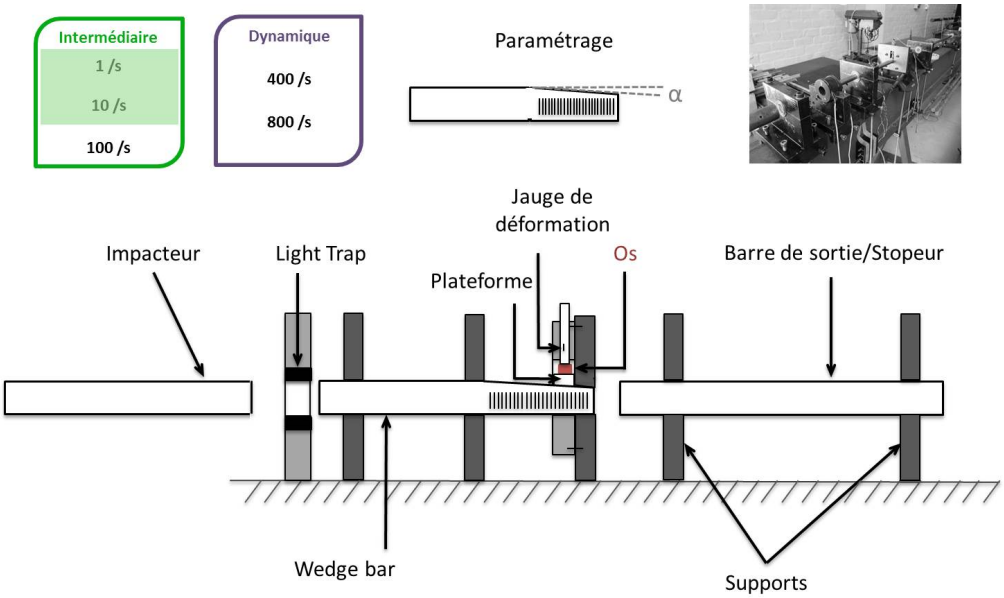
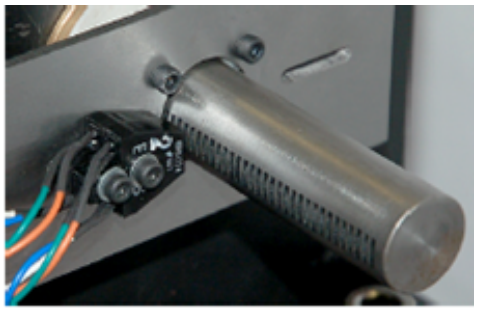
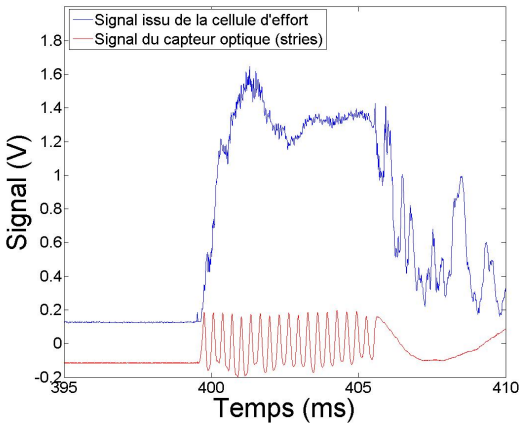


FIGURE 3.16. – Design du système d'essai à vitesse intermédiaire (Wedge Bar).

La vitesse de translation de la barre d'entrée est mesurée via un capteur optique et des stries peintes sur la barre (Figure 3.17(a)). Deux jauges de déformations sont placées, diamétralement opposées, sur une cellule d'effort en aluminium, au dessus de l'échantillon. Un light trap placé en sortie du canon permet de déterminer le début de l'enregistrement des signaux (Figure 3.17(b)).



(a) Capteur optique de déplacement



(b) Signaux typiques (1/s ici)

FIGURE 3.17. – Enregistrement d'un signal d'essai à régime intermédiaire.

L'angle de biseau, α (Figure 3.16), étant connu, il est possible de remonter à la vitesse de déplacement verticale de la plateforme par un dépouillement automatique. Le rapport coté opposé/adjacent, $1/\gamma$ est parfois utilisé comme descripteur de ce type de barres. Il correspond à la tangente de l'angle α.

Un jeu de trois barres biseautées est disponible : 1/500, 1/300 et 1/200. La vitesse de déplacement des barres, mesurée à l'aide des stries, sera le critère de choix. En effet, une barre se déplaçant trop lentement ne donnera pas assez d'énergie pour procéder à la rupture, tandis qu'une barre allant trop vite risque de détériorer le système. Pour une vitesse de déformation de 10/s la barre 1/200 a été sélectionnée et pour la déformation de 1/s la barre 1/500 a été choisie. L'ensemble des données utiles est résumé en Tableau 3.2.

Tableau 3.2. – Paramètres de wedge bar. Police grisée : impacteur et vitesse correpondante selectionnés.

Ratio 1/γ	Angle $\alpha(^\circ)$	$v_{barre}(m/s)$		$D_{Barre}(mm)$	
		$\dot{\varepsilon}$=10/s	$\dot{\varepsilon}$=1/s	ε_{int}=5%	ε_{int}=10%
1/500	0.1146	37.5	3.75	187	375
1/300	0.1910	22.5	2.25	112	225
1/200	0.2865	15	1.5	75	150

La compression est stoppée à une déformation prédéterminée (entre 5 et 10 %, *i.e.* : après la fin du domaine élastique mais avant densification des travées rompues) grâce à un pré-réglage de la distance entre la barre d'entrée et la barre de sortie (D_{barre}) donné par l'équation 3.2.

$$D_{barre} = \gamma * L_{spec} * \varepsilon_{int} * \frac{1}{cos(\alpha)} \qquad \text{avec} \qquad tan(\alpha) = 1/\gamma \tag{3.2}$$

La durée moyenne d'un essai à vitesse de déformation constante (*c.f. :* §3.1.6), est de 5 ms pour un échantillonnage de 2 μs.

3.1.6. Validité des moyens d'essais

Les moyens d'essais ont été évalués par des essais préliminaires à vide ou sur échantillons d'os spongieux présentant des insertions de cartilage.

Efficacité du double piégeur d'onde

Le résultat à vide (sans échantillon, impacteur usuel) du double piégeur d'onde présenté en Figure 3.18 permet d'évaluer l'efficacité du système dynamique à comprimer une seule fois l'os. Pour ce faire, les signaux réfléchis sont superposés au signal incident et premier réfléchi.

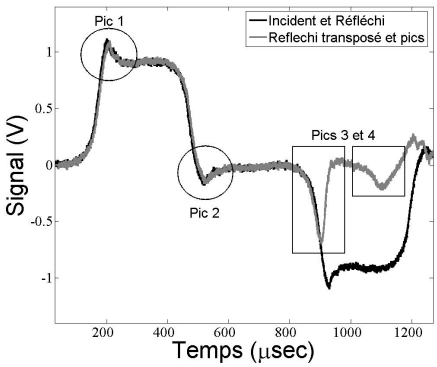


FIGURE 3.18. – Efficacité du double piégeur d'onde.

Il existe un pic de tension en début de créneau, Pic 1. La littérature associée au système de piégeur d'onde (Prot *et al.*, 2012) repris en traction par (Isakov *et al.*, 2014) identifie également ce pic. Il est dû à la souplesse de la bride. En effet, elle se déforme légèrement lors de la charge et pendant un temps, entraîne la barre d'entrée. Cette déformation prend un temps fini et donc une partie initiale de l'onde de contrainte n'a pas été transférée au premier piégeur d'onde. Le second pic observé, Pic 2, est un pic de traction, considéré comme le phénomène inverse du premier.

Après les ondes incidente et première réfléchie, deux autres pics apparaissent, Pics 3 et 4. Une caméra à image rapide a été utilisée pour filmer plusieurs tests. Grâce aux visionnages pas à pas des vidéos, le troisième pic, Pic 3, d'amplitude maximale, a été relié au léger décalage qui se développe entre la bride et le premier piégeur d'onde, en raison d'un transfert d'onde incomplet du premier piégeur d'onde au second, dû à la souplesse de la deuxième bride.

La sollicitation due à la présence du Pic 4, en dessous de la limite élastique, a également été mentionnée dans la littérature (Isakov *et al.*, 2014). Pour l'étude de ce quatrième pic, l'onde réfléchie superposée à l'onde incidente permet de comparer les différents moments de la crête. L'écart mentionné précédemment est fermé. Les oscillations mineures restantes dans la barre peuvent être dues à des défauts d'alignement ou de surface de contact de la barre. Dans le cadre des essais menés ici, ces erreurs expérimentales ont été minimisées par vérification de l'alignement et des exigences de surface. Le changement d'impédance au niveau de la seconde bride peut alors être soupçonné. Les deux derniers pics contribuent à 3% du déplacement total, leur influence peut être considérée comme minime.

Pour les expériences menées sur l'os spongieux, l'appareil a été maintenu à l'identique malgré la présence d'imperfections précédemment mentionnées. Le déplacement de la barre d'entrée a été enregistré à la fin de chaque essai et a été comparé au déplacement total observé à partir des signaux bruts. Le déplacement réel final de la barre (mesuré manuellement à la fin de l'essai) est plus important : environ 1 mm de plus que le déplacement de 1.5 mm attendu de l'analyse des courbes. Cela est dû à la seconde onde de compression réfléchie au niveau des extrémités libres de la barre. La séquence vidéo atteste cependant que l'échantillon a été chargé une seule fois : il est déjà en train de tomber lorsque la seconde impulsion de chargement arrive à l'interface. Bien que toute l'énergie n'ait pas été retirée de la barre, le système a empêché un grand mouvement de corps rigide et donc l'échantillon n'a pas été re-comprimé.

Équilibre aux interfaces de l'échantillon

Pour chaque essai, l'équilibre des efforts dans les barres d'entrée et de sortie a été vérifié. Il est intéressant de noter que cet équilibre est atteint quasi-instantanément, à l'échelle de temps de l'essai considéré (Figure 3.19). Les données issues du dépouillement peuvent être considérées sans post-traitement particulier.

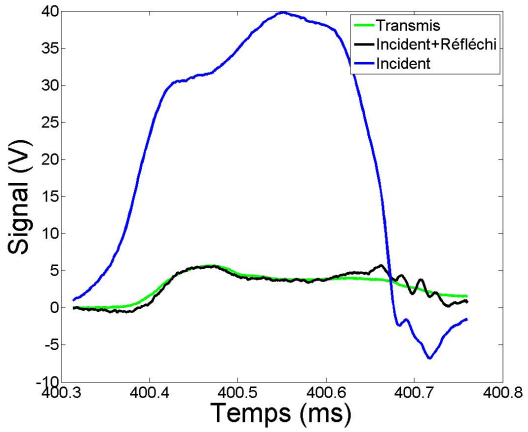
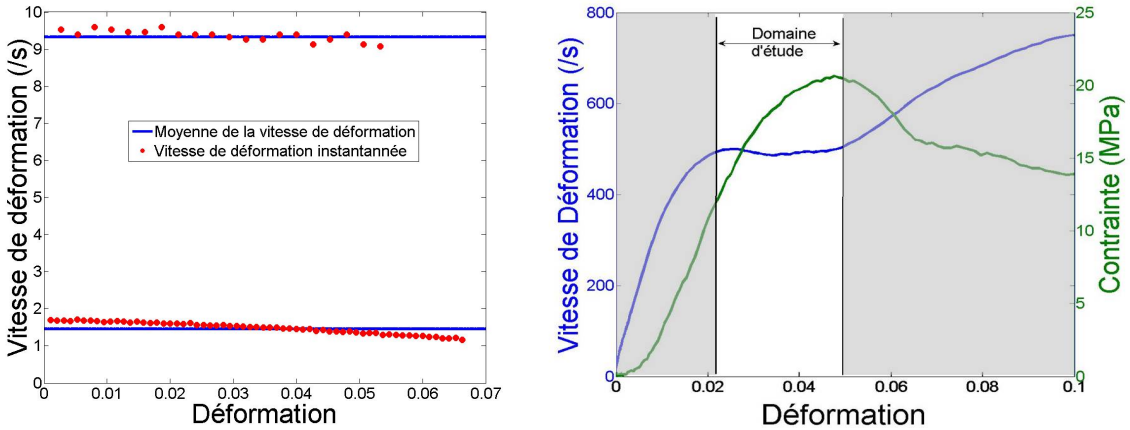


FIGURE 3.19. – Vérification de l'équilibre au sein des interfaces de l'échantillon par comparaison des signaux incident+réfléchi et transmis.

Maintien d'une vitesse de déformation constante

Pour les essais utilisant les wedge bars, a vitesse instantanée de déformation (ponctuelle, due aux marques verticales espacées pour le repère optique, *c.f.* Figure 3.16) est illustrée en points rouges en Figure 3.20(a). La vitesse de déformation y apparait comme quasi-constante. La Figure 3.20(b) illustre l'évolution de la vitesse de déformation et de la contrainte en fonction de la déformation pour les essais utilisant le système SHBP implémenté avec le double piégeur d'onde et l'impacteur conique. L'hypothèse de vitesse de déformation constante est vérifiée pour le système aux barres de Hopkinson dans le domaine d'étude considéré (*i.e.* jusqu'à rupture des premières travées à environ 5% de déformation en Figure 3.20). L'approximation d'une vitesse de déformation constante en quasi-statique peut être remise en cause en dehors d'une faible déformation.



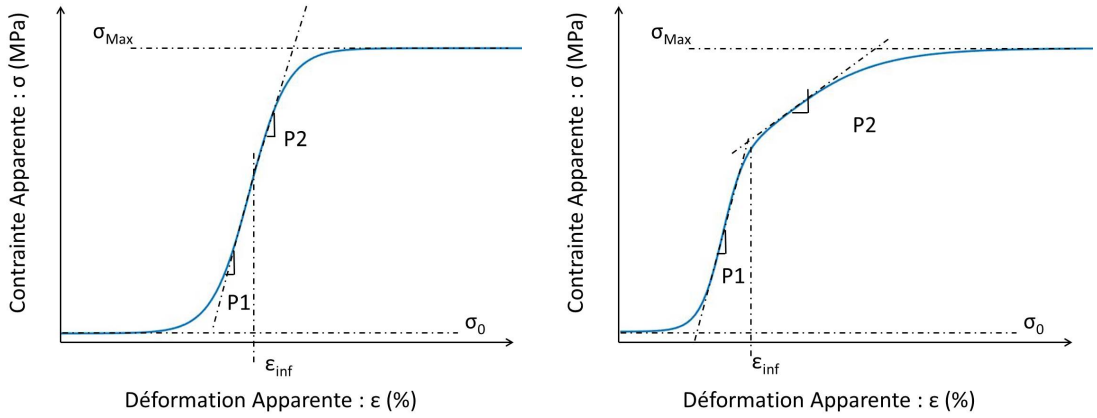
(a) Système Wedge Bar, signaux pour des essais à 1/s et à 10/s

(b) Système SHPB avec momentum trap et impacteur conique, signal pour un essai à 500/s

FIGURE 3.20. – Vérification de l'hypothèse de vitesse de déformation constante.

3.1.7. Détermination des paramètres de réponse mécanique

Afin de minimiser les écarts de dépouillement dus aux différents moyens d'essais utilisés pour la compression, il a été choisi d'utiliser un même et unique programme pour traiter les courbes contrainte/déformation. La méthode usuelle ne permettant pas de s'affranchir des bruits de mesure, une méthode robuste inspirée des courbes de risques (Ricketts et Head, 1999) a été appliquée pour tous les essais. Elle consiste à modéliser la courbe réelle jusqu'à la contrainte à rupture, par une courbe logistique régressive à 5 paramètres (Figure 3.21) : deux tangentes horizontales (σ_0 : asymptote minimale, σ_{max} : asymptote maximale), deux pentes (P1 : initiale et P2 : finale) et la déformation au point d'inflexion (ε_{inf}). L'optimisation a été menée en utilisant la méthode robuste des moindres carrés non linéaires (Lerman *et al.*, 2012; Andersen, 2008).



(a) $P1 \approx P2$ (b) $P1 \neq P2$

FIGURE 3.21. – Courbe logistique à 5 paramètres.

Le paramétrage de la contrainte, $\sigma(\varepsilon)$, est détaillé à l'équation 3.3.

$$\sigma(\varepsilon) = \sigma_0 + \frac{\sigma_{max} - \sigma_0}{1 + f(\varepsilon)g(\varepsilon) + (1 - f(\varepsilon))h(\varepsilon)} \quad \text{avec} \quad \begin{cases} C = \frac{2P1P2}{|P1+P2|} \\ f(\varepsilon) = \frac{1}{1+e^{-C(\varepsilon-\varepsilon_{inf})}} \\ g(\varepsilon) = e^{-P1(\varepsilon-\varepsilon_{inf})} \\ h(\varepsilon) = e^{-P2(\varepsilon-\varepsilon_{inf})} \end{cases} \tag{3.3}$$

Les paramètres de description de la réponse mécanique choisis, au nombre de 5, sont détaillés dans le Tableau 3.3 et illustrés Figure 3.22.

Tableau 3.3. – Paramètres de description mécanique.

Acronyme	Description	Unité
E_{app}	Module d'Young Apparent	MPa
ε_y	Déformation "à fin d'élasticité"	%
σ_y	Contrainte "à fin d'élasticité"	MPa
ε_u	Déformation" à rupture"	%
σ_u	Contrainte " à rupture"	MPa

Le module d'Young apparent, E_{app}, a été déterminé comme la pente au point d'inflexion :

$$E_{app} = \frac{d\sigma}{d\varepsilon}(\varepsilon_{inf}) = \frac{1}{8}(P1 + P2)(\sigma_{max} - \sigma_0) \tag{3.4}$$

Le déformation a été mise à zéro à l'intersection de la droite au point d'inflexion et de l'axe horizontal (Boruah *et al.*, 2013). Les valeurs de contrainte et déformation à rupture ont été déterminées de manière également automatique à partir du point maximum. La fin du domaine élastique a été définie en calculant les écarts entre chaque point de la courbe modélisée et la pente au point d'inflexion, en fixant comme critère d'exclusion une distance normale supérieure à la moitié de la moyenne initiale des distances. La détermination des différents paramètres est illustrée en Figure 3.22. Les erreurs d'estimation de chaque paramètre ont été déterminées grâce à la méthode du bootstrap (Efron et Tibshirani, 1994).

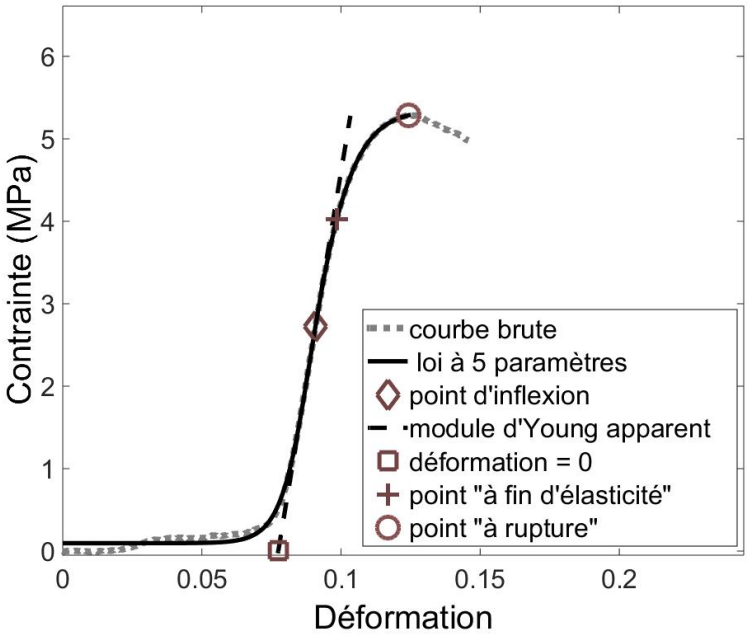


FIGURE 3.22. – Depouillement Matlab robuste pour l'obtention des paramètres de réponse mécanique.

3.1.8. Analyses statistiques des données (*c.f.* §2.4.1)

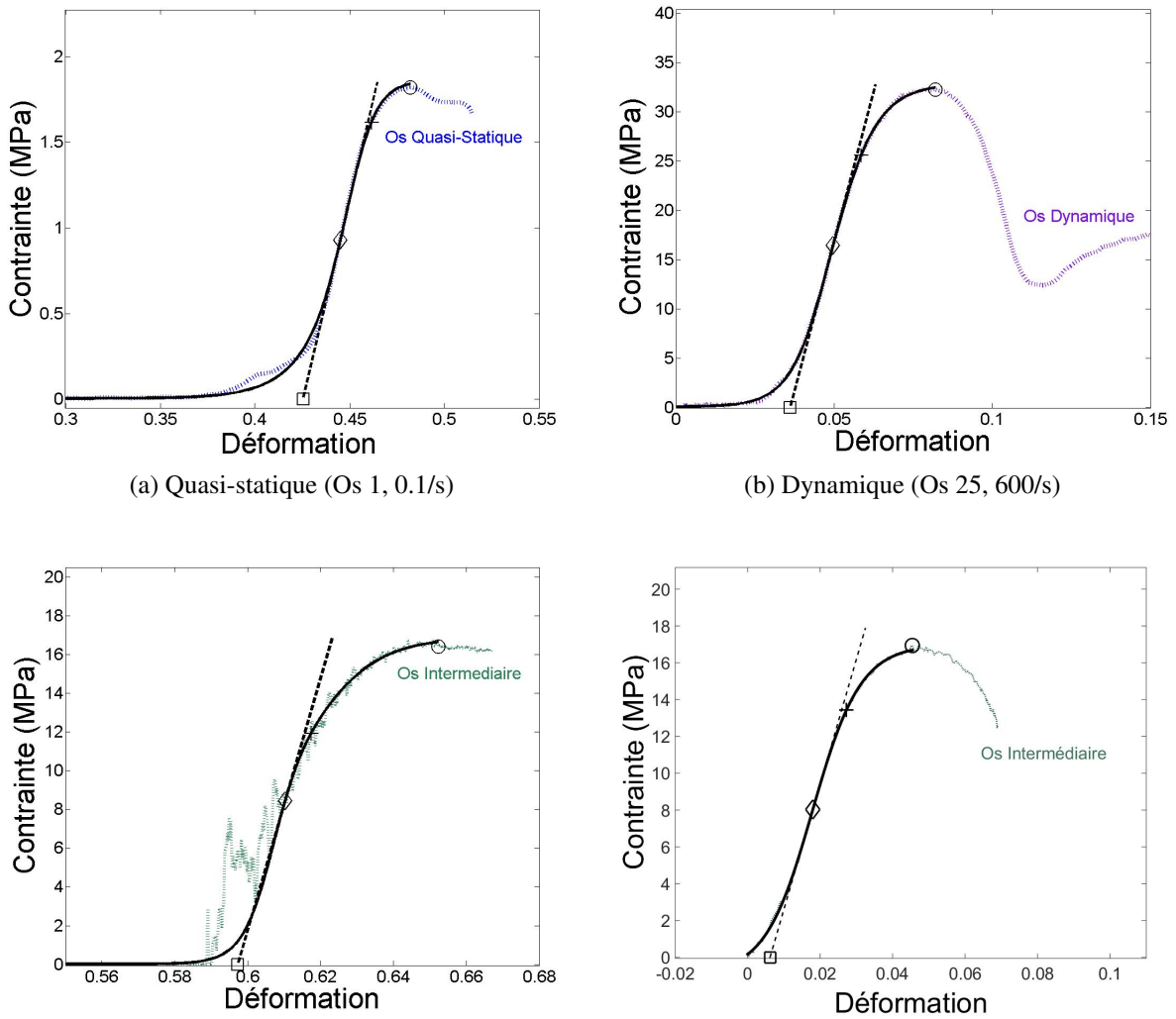
Le nombre d'échantillon est inférieur au nombre optimal nécessaire pour mener à bien une analyse quantitative de la variance dite ANOVA. C'est pourquoi, afin d'étudier l'influence relative de la provenance de l'os et de la vitesse de déformation, un test statistique de Kruskal-Wallis (McDonald, 2009) a été mené. Une p-value de 0,05 a été choisie comme seuil de signification. Enfin, pour évaluer le regroupement des vitesses de déformation par régime par l'étude de l'interaction entre une des vitesses de déformation et les trois plus proches, un test statistique de Mann-Whitney a été exécuté (McDonald, 2009).

3.2. Résultats et Discussion

3.2.1. Paramètres mécaniques

Comme indiqué précédemment, la même méthode d'identification a été mise en place pour les trois différents dispositifs expérimentaux (Figure 3.23). Les résultats indiquent que la méthode s'affranchit de l'incertitude de départ du pied de courbe et se révèle plutôt insensible au bruit jusqu'à des niveaux modérés.

Les valeurs obtenues sont répertoriées dans le Tableau 3.4. L'erreur d'estimation maximale obtenue avec la méthode du Bootstrap pour E_{app} est de 10,3 MPa (1,8%) pour la vitesse de déformation 10 /s à cause du bruit émis par la cellule d'effort. Cette dernière conduit également à une erreur maximale d'estimation de ε_0 de 0,06%.



(a) Quasi-statique (Os 1, 0.1/s)

(b) Dynamique (Os 25, 600/s)

(c) Intermédiaire très bruité (Os 13, 10/s)

(d) Intermédiaire (Os 91, 100/s)

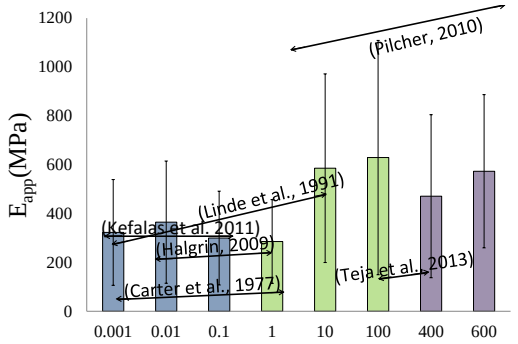
FIGURE 3.23. – Sensibilité de la méthode d'évaluation des paramètres mécaniques en fonction des régimes.

Tableau 3.4. – Statistiques descriptives des paramètres mécaniques.

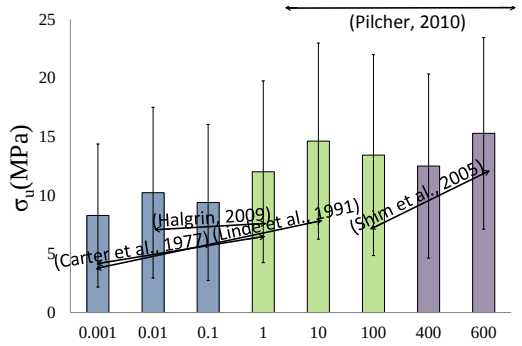
Paramètre Mécanique	ε_y (%)								σ_y (Mpa)								E_{app} (Mpa)							
Vitesse de déformation (/s)	**0**	**0.01**	**0.1**	**1**	**10**	**100**	**400**	**600**	**0**	**0.01**	**0.1**	**1**	**10**	**100**	**400**	**600**	**0.001**	**0.01**	**0.1**	**1**	**10**	**100**	**400**	**600**
Moyenne	**2.1**	**2.4**	**2.6**	**3.8**	**2.3**	**2.1**	**2.4**	**2.6**	**6.5**	**8**	**7.3**	**8.7**	**11.3**	**11.2**	**10.1**	**12.7**	**323**	**365**	**300**	**286**	**586**	**629**	**471**	**573**
Ecart Type	**0.3**	**0.3**	**0.4**	**2**	**0.8**	**0.3**	**0.4**	**0.7**	**4.9**	**5.7**	**5.2**	**5.9**	**6.4**	**7.5**	**6.3**	**6.3**	**217**	**250**	**192**	**172**	**386**	**480**	**334**	**314**
Minimum	1.6	1.7	2	1.2	0.9	1.6	1.7	1.5	2.2	1.5	1.6	2.8	6.7	2.2	1.5	3.4	118	64.9	47.4	77.2	251	80.6	67.8	119
1er Quartile	2	2.3	2.3	2.3	1.8	1.9	2.2	2.2	3.1	3.5	3.4	4.2	7.9	5.8	5.2	8.6	176	134	158	175	363	270	238	451
Médiane	2.1	2.3	2.4	3.2	2.2	2	2.3	2.5	3.9	6	5.2	6.2	9.3	9.9	6.9	13.2	208	277	240	243	424	540	328	569
3ème Quartile	2.2	2.5	2.8	5.6	2.8	2.2	2.7	2.7	9.5	13.4	10	13.3	11.4	13.3	16	15.3	499	613	414	357	569	708	706	670
Maximum	2.5	2.7	3.6	7.8	3.7	2.9	3.4	4.1	15.1	16.2	19.2	23	29	29	22.9	25.6	676	686	728	684	1401	1806	1233	1213

Paramètre Mécanique	ε_u (%)								σ_u (Mpa)							
Vitesse de déformation (/s)	**0**	**0.01**	**0.1**	**1**	**10**	**100**	**400**	**600**	**0**	**0.01**	**0.1**	**1**	**10**	**100**	**400**	**600**
Moyenne	**4.8**	**5.4**	**5.5**	**11**	**4.7**	**3.2**	**4.6**	**4.3**	**8.3**	**10.2**	**9.4**	**12**	**14.6**	**13.4**	**12.5**	**15.3**
Ecart Type	**1**	**0.9**	**0.7**	**4.8**	**1.6**	**0.8**	**1**	**1.1**	**6.1**	**7.3**	**6.7**	**7.8**	**8.4**	**8.6**	**7.8**	**8.2**
Minimum	3.5	4	4.2	2.9	1.9	2.3	2.3	2.3	2.6	1.7	1.8	4.1	8.6	2.5	2	3.6
1er Quartile	3.8	5.1	5	6.9	3.7	2.7	3.9	3.7	3.9	4.4	4.6	5.4	9.9	6.9	6.4	9.8
Médiane	4.8	5.6	5.5	11.6	4.4	3.2	4.6	4.2	5.2	7.8	7	9	11.5	12.4	9.1	15.7
3ème Quartile	5.7	5.8	5.7	15.3	6.2	3.4	5.4	4.7	12.2	17.3	13.3	18.4	15.3	16.5	19.1	19.3
Maximum	6.1	6.8	7	18.8	7.3	5.9	5.8	6.3	18.8	20.7	25.2	30.2	36.9	33.3	29.6	32.3

Les valeurs du module d'Young apparent et de la contrainte à rupture ont été comparées aux références disponibles dans la littérature (*i.e.* même espèce, même os), ou au plus proche, si peu de références caractérisaient l'os spongieux au régime étudié (synthèse graphique Figure 3.24).



(a) Module d'Young apparent



(b) Contrainte à rupture

FIGURE 3.24. – Sensibilité des paramètres mécaniques en fonction de la vitesse de déformation (/s) et comparaison biliographique.

Les valeurs du module d'Young apparent obtenues (Figure 3.24(a)) sont cohérentes avec les publications relatives au fémur bovin en quasi-statique (Kefalas et Eftaxiopoulos, 2012), tout en étant légèrement supérieures aux valeurs issues de la caractérisation de côtes bovines (Halgrin, 2009). Les valeurs présentent également un ordre de grandeur de variations individuelles similaires aux échantillons issus de tibias humains, dont les compressions ont été menées jusqu'à vitesse intermédiaire : 1 et 10 /s (Linde *et al.*, 1991; Carter *et al.*, 1977). Les valeurs des contraintes à rupture (Figure 3.24(b)) sont cohérentes avec la littérature dédiée à l'os spongieux cervical humain comprimé du régime intermédiaire (100 /s) jusqu'au régime dynamique (Shim *et al.*, 2005). Les données sont plus élevées que la caractérisation dynamique du tibia humain (Teja *et al.*, 2013), tandis que les valeurs sont inférieures aux paramètres mécaniques observés pour le tibia bovin à grande vitesse de déformation (Pilcher *et al.*, 2010).

Cette étude a mis en évidence l'importance d'avoir un taux de déformation constant pendant l'essai (ex. : utilisation du projectile CiT). La diminution du module d'Young apparent observée récemment dans la littérature à plus grande vitesse de déformation (Prot *et al.*, 2015; Chocron *et al.*, 2012) n'a pas été observée dans cette étude, et le maintien d'un taux de déformation constant pendant l'essai peut en être la raison.

Le tableau 3.4 montre qu'en général, les résultats sont cohérents entre vitesses de déformations, même si certaines dispersions sont observées. Les valeurs des paramètres mécaniques sont connues pour être affectées par plusieurs facteurs, tels que la provenance de l'os (Morgan et Keaveny, 2001; Hulme *et al.*, 2007), la méthode d'essai et la méthode d'identification des paramètres du matériau. Le module d'Young apparent a été trouvé plus élevé (20% pour une différence de 60% dans la vitesse de déformation) que celui rapporté dans l'étude préliminaire (*c.f. :* Annexe A) pour une gamme similaire de valeurs ultimes de contrainte et de déformation. Ceci souligne la nécessité d'effectuer des séries d'essais avec de grands ensembles d'échantillons.

Néanmoins, un résultat anormal se manifeste dans les données : le Tableau 3.4 montre une augmentation des déformations ε_y et ε_u pour un chargement de 1 /s tandis que les trois autres paramètres (E_{app}, σ_y et σ_u) restent, dans une certaine mesure, peu différents des autres vitesses. On retrouve peu de valeurs associées à la caractérisation des déformations dans la littérature car lorsqu'elles sont utilisées, la littérature indique qu'elles n'apportent pas de corrélation avec les paramètres architecturaux (Teo *et al.*, 2006). Cependant, les résultats de cette étude montrent des déformations généralement cohérentes à travers les vitesses de déformation. Les résultats expérimentaux à 1/s ont été analysés de nouveau en détail et aucune erreur systématique dans les données brutes ou le traitement n'a été trouvée. Par exemple, la légère diminution de la vitesse de déformation avec la déformation (Figure 3.20(a)), est également évidente à 10/s, et il est donc peu probable qu'elle soit responsable de ce résultat anormal. Il serait alors intéressant d'approfondir les causes de cette singulière observation dans de prochaines investigations.

3.2.2. Sensibilité des paramètres mécaniques

Les résultats de sensibilité relatifs à la contrainte à rupture sont illustrés en Figure 3.25. Le Tableau 3.5 répertorie les p-values associées au test de Kruskall Wallis destiné à évaluer la pertinence d'un classement des paramètres mécaniques vis-à-vis de leur provenance. L'ensemble des résultats est présenté en Annexe B.

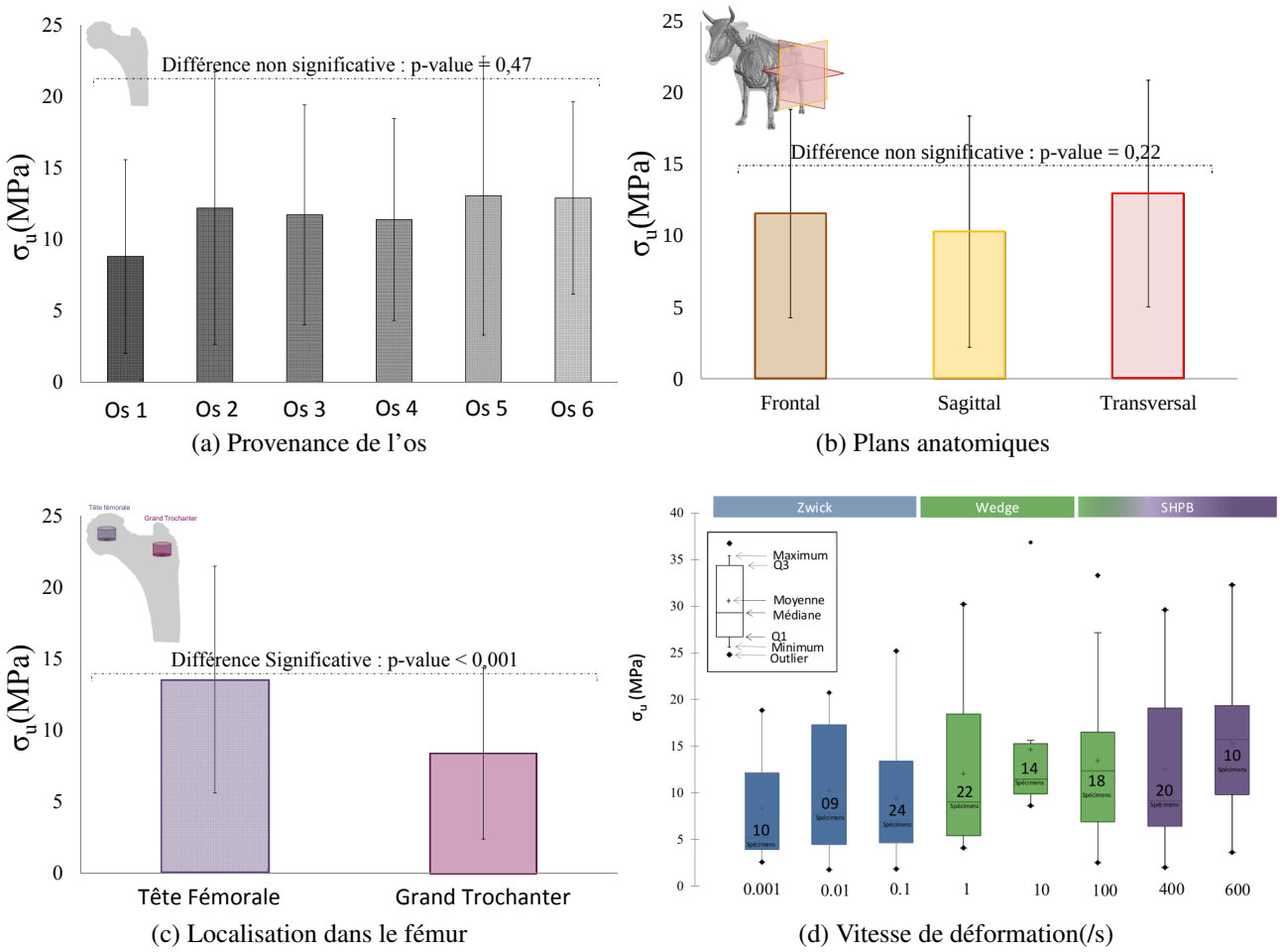


FIGURE 3.25. – Sensibilité de la contrainte à rupture.

p-value (test de Kruskal Wallis)	E_{app} (Mpa)	ε_y (%)	σ_y (Mpa)	ε_u (%)	σ_u (Mpa)
Provenance os	0.49	0.16	0.54	0.39	0.47
Provenance plan anatomique	0.26	0.70	0.23	0.15	0.22
Provenance dans le fémur	<0.001	0.59	<0.001	0.93	<0.001

Tableau 3.5. – Résultats du test de Kruskal Wallis visant à identifier les différences inter-échantillons. p-value < 0.05 en noir : différences.

Les données confirment que la provenance de l'os influe sur la valeur de contrainte à rupture bien que les paramètres mécaniques restent du même ordre de grandeur (Figure 3.25(a)). En effet, la p-value minimale du test de Kruskal-Wallis de 0,16 (Tableau 3.5), obtenue pour ε_y, est plus élevée que le niveau significatif de 0,05. Ceci indique que regarder la sensibilité de la réponse

mécanique vis-à-vis de la provenance de l'os n'est pas pertinent dans ce cas d'étude, car il n'y a pas de différence significative dans l'échantillonnage.

Les données présentées en Figure 3.25(b) sont cohérentes avec l'anatomie. En effet, la direction orthogonale à un plan transversal supportant le poids du bœuf présente la plus grande résistance. La valeur minimum observée lors du test de Kruskal-Wallis de 0,15 indique qu'il y a un risque à admettre qu'il y ait une différence entre les ensembles anatomiques (Tableau 3.5).

Il est également acceptable que l'échantillon prélevé dans la tête fémorale, plus sollicitée dans la vie quotidienne, présente une résistance plus élevée (Figure 3.25(c)). Les tests statistiques de Kruskal-Wallis menés sur E_{app}, σ_y et σ_u confirment que les échantillons proviennent de localisations différentes dans le fémur (Tableau 3.5).

Enfin, les données présentées en Figure 3.25(d) confirment que le comportement est dépendant de la vitesse de déformation. Une évolution d'environ 3,8 kPa/décade est observée. Cependant, les résultats doivent être examinés avec soin en raison de la présence d'outliers (*c.f.* §2.4.1). Le manque de données et la diminution de la variabilité anatomique peuvent conduire à l'observation d'une réduction de l'amplitude des données à la vitesse de déformation de 10 /s.

De plus, deux échantillons d'os spongieux issus d'un même os, d'une même position anatomique (direction et position), usinés très proches au sein du fémur présentent une légère différence de comportement. Les déformations observées en Figure 3.26 dans le cadre de compression quasi-statique sont comparables mais la variabilité de la contrainte à rupture est de 10 à 12 MPa ce qui suggère que l'architecture et l'organisation osseuse jouent un rôle prépondérant dans la réponse mécanique.

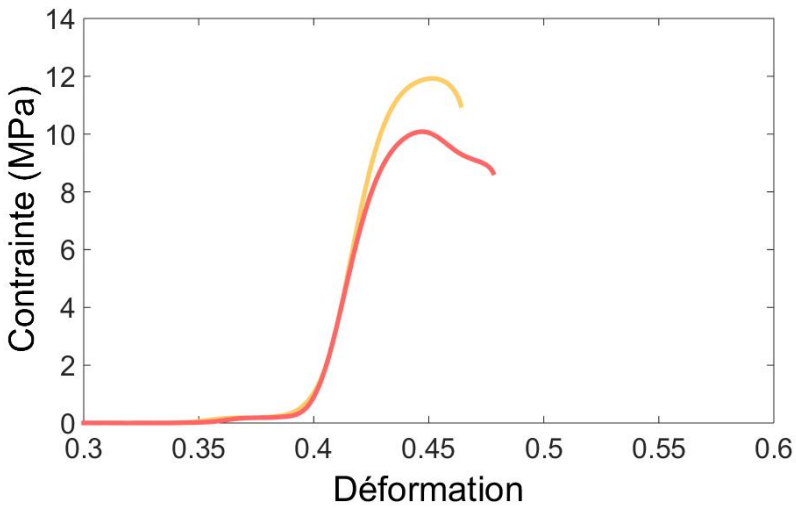


FIGURE 3.26. – Comparaison d'échantillons prélevés spatialement proches.

3.2.3. Des vitesses de déformations aux régimes

Un résumé non exhaustif des résultats du test statistique de Mann -Whitney destiné à évaluer le regroupement des vitesses de déformation en régimes, est présenté dans le Tableau 3.6.

ε̇ (/s)	0.001	0.01	0.1	1	10	100	400	600
0.001	100%	78%	92%	98%				
0.01	78%	100%	59%	50%	23%			
0.1	92%	59%	100%	98%	1%	1%		
1	98%	50%	98%	100%	1%	1%	5%	
10		23%	1%	1%	100%	92%	18%	55%
100			1%	1%	92%	100%	40%	94%
400				5%	18%	40%	100%	39%
600					55%	94%	39%	100%

(a) Module d'Young apparent

ε̇ (/s)	0.001	0.01	0.1	1	10	100	400	600
0.001	100%	24%	15%	0%				
0.01	24%	100%	92%	0%	42%			
0.1	15%	92%	100%	0%	22%	0%		
1	0%	0%	0%	100%	0%	0%	0%	
10		42%	22%	0%	100%	0%	65%	60%
100			0%	0%	0%	100%	0%	1%
400				0%	65%	0%	100%	50%
600					60%	1%	50%	100%

(b) Déformation à rupture

Tableau 3.6. – Résultats du test de Mann Whitney. Le risque que la différence entre les vitesses de déformation ne soit pas significatif est mentionné en %. Grisé : risque < 5%. Groupes de vitesses de déformation mis en encadrement gras.

A la lecture du Tableau 3.6(a) il apparait que les résultats concernant le module d'Young apparent doivent être analysés en utilisant uniquement deux groupes :un régime basse vitesse (L, $\dot{\varepsilon} \leq 1/s$) et un régime grande vitesse de déformation (H, $\dot{\varepsilon} \geq 10/s$). Tandis que le Tableau 3.6(b) confirme la division de la déformation maximale en trois régimes (historiquement nommés par rapport aux moyens d'essais disponibles), en mettant en évidence le régime quasi-statique (QS, $\dot{\varepsilon} \leq 0.1/s$), celui dynamique (D, $\dot{\varepsilon} \geq 200/s$) et en confirmant un changement au régime intermédiaire (ISR, $1/s \leq \dot{\varepsilon} \leq 100/s$). Les contraintes σ_y et σ_u ne fournissent aucunes données significatives quant au regroupement des vitesses de déformation.

La différence entre le module de Young apparent observé à 1 /s et 10 /s, mise en évidence dans le Tableau 3.6, n'est pas due aux moyens d'essais puisque un même système d'essai a été utilisé (wedge bar). La division en trois principaux régimes de la déformation à rupture observée, n'est-elle aussi pas due aux différents dispositifs expérimentaux mise en place, puisque deux différents systèmes ont été utilisés pour le régime intermédiaire : wedge bar et SHPB amélioré.

En observant les termes grisés, le taux de déformation de 10 /s ne présente pas de différence avec 0,01 /s en ce qui concerne à la fois E_{app} et ε_u. Cela est également vrai entre 10/s et respectivement 0,1 /s, 400 /s et 600 /s. La différence soulignée avec ses proches vitesses de déformation (1 /s et 100 /s) en ce qui concerne ε_u, confirme que ces résultats statistiques doivent être soigneusement examinés.

3.3. Conclusion et perspectives

En conclusion, cette étude fournit des paramètres mécaniques déterminés systématiquement, de manière robuste, pour 8 différentes vitesses de déformation de $10^{-3}/s$ (quasi-statique) à $600/s$ (dynamique) et apporte de nouvelles données à régime intermédiaire. Pour cela, des moyens d'essais spécifiques ont été mis en place : SHPB enrichi d'un impacteur CiT et d'un double piégeur d'onde et wedge bar.

Nos résultats posent la question de la dénomination des régimes. En effet, historiquement associés aux moyens d'essais disponibles, ils sont ici remis en question pour le module d'Young apparent. Enfin, les résultats préliminaires indiquent qu'une transition dans le comportement de l'os spongieux bovin se produit distinctement au régime intermédiaire entre les vitesses de déformation de 1 et 10 /s.

Le chapitre suivant (Chapitre 4), axé sur la caractérisation architecturale, permettra de mettre en évidence le rôle de l'organisation poreuse dans le processus de fracture.

Les travaux préliminaires à ceux présentés dans ce manuscrit, présentés en Annexe A, viennent compléter cette étude en abordant le comportement de l'os spongieux en dynamique confinée. De plus, dans le cadre de la collaboration internationale développée lors de cette thèse et afin de compléter ces résultats, la campagne expérimentale en Afrique du Sud est poursuivie depuis janvier 2015. Pour cela des essais confinés instrumentés (Forquin *et al.*, 2007) sont en développement, en particulier aux régimes de sollicitation dynamique (Forquin *et al.*, 2008) et intermédiaire où se produit la transition. Ceci a été le sujet de post-doctorat de Guillaume Dubois, ancien doctorant de l'Institut (janvier à août 2015) puis est devenu celui d'une étudiante sud africaine en Master 2 recherche, en août 2015.

4. L'architecture osseuse comme prédicteur de la réponse mécanique

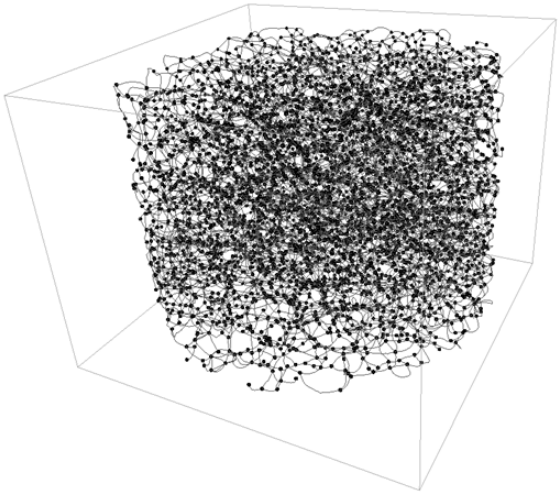


FIGURE 4.1. – Squelette réel d'un spécimen d'os spongieux.

Les relations liant la réponse mécanique à l'architecture de l'os spongieux ont été souvent caractérisées mais peu de fois mises en valeur à moyenne et grande vitesses de déformation. L'acquisition de la géométrie initiale et ses liens avec les propriétés mécaniques, sous divers niveaux de sollicitation de compression identifiés au Chapitre 3, seront présentés ici. La comparaison de l'imagerie des échantillons pré et post-compression sera également effectuée afin d'apporter des données supplémentaires quant à l'initiation de la fracture.

Sommaire

4.1. Caractérisation architecturale **56**

4.2. Liens avec les paramètres mécaniques **64**

4.3. Localisation de la rupture **72**

4.4. Conclusion et perspectives **79**

4.1. Caractérisation architecturale

De nombreuses études ont montré que la description architecturale de l'os spongieux pouvait permettre de prédire sa rupture (§2.4). Dans ce chapitre, une étude similaire a été menée à des vitesses de sollicitation plus élevées (intermédiaire et dynamique). Avant d'en présenter les résultats, il est expliqué comment l'architecture osseuse a été caractérisée.

4.1.1. Acquisition de l'organisation osseuse

Matériels et méthodes

Le micro-CT de l'université de Stellenbosch en Afrique du Sud (phoenix v|tome|x L240 / NF180) a été utilisé pour identifier les propriétés d'organisation microstructurelle de chacun des 127 cylindres d'os spongieux congelé. Les paramètres de scan sont de 70 kV et 350 microA, le temps d'acquisition est de 500 ms par image, sans compensation et sans saut d'images pour une résolution de voxel cubique de 80 μm. Un détecteur de passage a été activé afin de minimiser les artefacts de cycle. La calibration de base a été effectuée. Compte tenu du nombre important d'échantillons et de la capacité spatiale du micro-scanner, le set de données a été scanné en deux fois via la construction d'un support polystyrène invisible au micro scanner (Figure 4.2). Le temps de cycle est d'environ 40 minutes. La reconstruction ainsi que le découpage ont été faits avec Datos©, le logiciel de reconstruction fourni par le système.

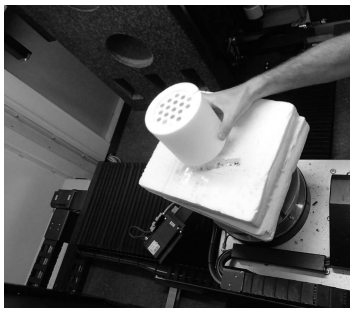


FIGURE 4.2. – Scan des échantillons.

Les images ont été binarisées par la méthode robuste d'Otsu (Otsu, 1975) à partir de l'image milieu de l'échantillon. La définition d'une région d'intérêt 3D (ROI) a été effectuée grâce à un algorithme de contour actif (Salmon *et al.*, 2009) dont la taille de voxel spécifique optimale a été fixée à 18 μm. Ainsi, il est possible de s'affranchir du fait que l'axe de l'échantillon n'est pas celui du scanner. L'extraction de la majorité des paramètres architecturaux a été effectuée sous CTan© (logiciel de traitement développé par Skyscan, collaboration avec le LAMIH, Valenciennes). L'échantillon d'os spongieux a été également squelettisé, grâce à un algorithme d'amincissement basé sur une carte des distances de l'image segmentée, disponible sous Avizo Fire© puis exporté sous Matlab pour caractérisation (*i.e.* : les paramètres de connectivité). L'étude du squelette a été également menée à l'aide de BoneJ© (Doube *et al.*, 2010) un plugin de ImageJ© (logiciel open-source). Les différentes étapes du processus d'extraction sont illustrées en Figure 4.3.

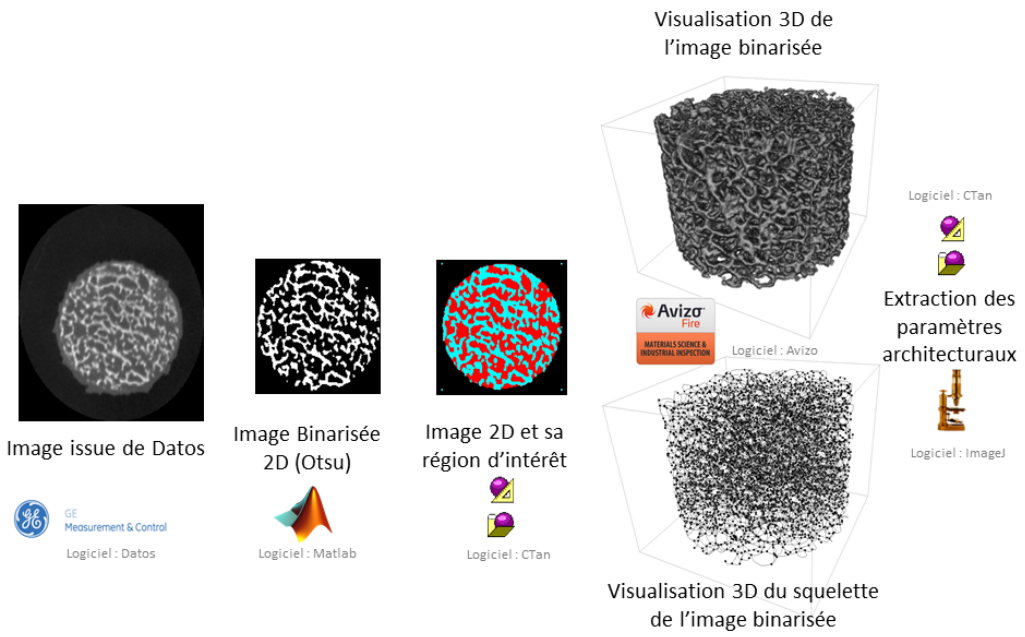


FIGURE 4.3. – De l'image brute aux paramètres architecturaux.

Discussion : résolution et traitement d'image

Beaucoup d'auteurs ont préféré une plus faible résolution afin de minimiser les erreurs d'estimations des paramètres architecturaux. Cependant, un objectif à long terme du projet pourrait être l'évaluation du risque de fracture osseuse en routine clinique. Un compromis a donc été fait entre précision et temps de calcul. De plus, le potentiel des pQCT clinique (Laporte *et al.*, 2009; Prot *et al.*, 2015), dont la résolution est de l'ordre de 80 microns (comme dans cette étude) vis-à-vis de l'évaluation architecturale, a été confirmé en terme de reproductibilité et de détection des changements liés à l'âge ou la maladie (Boutroy *et al.*, 2005). La méthode de binarisation est également discutable, l'objectif était ici d'avoir un protocole robuste pour tous les échantillons.

Enfin, l'étude préliminaire (*c.f.* Annexe A) a permis d'observer la différence de valeur des paramètres en fonction du logiciel utilisé (proportionnelle) et ses conséquences : pas d'influence sur l'identification de corrélation mais modification des paramètres de la loi de régression.

4.1.2. Quantification de l'organisation osseuse

En se basant sur la revue de bibliographie et une pré-étude (*c.f.* : Annexe A), différents paramètres caractérisant l'organisation de la structure poreuse ont été choisis, de part leur fort potentiel à prédire la réponse mécanique. Ceux utilisés sont explicités ci-après, regroupés par catégories :

- architecturaux
- homogénéité
- porosité
- désaxage de l'axe de compression

- paramètres complémentaires de compréhension des phénomènes observés.

Paramètres architecturaux

Treize premiers paramètres architecturaux (*c.f.* Table 4.1) ont été sélectionnés et déterminés pour décrire l'organisation de la structure poreuse. Ils sont classés suivant 4 familles de paramètres : géométrie, topologie, connectivité et anisotropie trabéculaire.

Tableau 4.1. – Paramètres architecturaux sélectionnés.

Famille	Acronyme	Description Anglophone	Description Française	Unité
Morphologie *c.f.* §2.3.2	BV/TV	Bone Volume/ Total Volume	Fraction volumique d'os	%
	Tb.Th	Mean Thickness of trabeculae	Epaisseur moyenne de travée	mm
	Tb.Sp	Trabecular separation	Distance moyenne inter-travées	mm
	Conn.D	Connectivity density	Nombre de structures connectées par mm^3	/mm^3
Topologie *c.f.* §2.3.3	FD	Fractal Dimension	Dimension Fractale	
	SMI	Structure Model Index	Structure 0 : plaque 3 : poutres	
Connectivité *c.f.* §2.3.4	N.Nd	Number of Junctions	Nombre de jonctions par mm^3	/mm^3
	N.Tp	Number of Triple Point	Nombre de nœuds à 3 branches par mm^3	/mm^3
	N.Qp	Number of Quadruple Point	Nombre de nœuds à 4 branches par mm^3	/mm^3
Anisotropie *c.f.* §2.3.5	DA	Degree of Anisotropy	Degré d'anistropie	
	MIL	Mean Intercept lenght	3 Longueurs moyenne d'interception	

Paramètres d'homogénéité

Pour pouvoir mieux identifier les variations de ces paramètres au sein de l'échantillon (*c.f.* §2.3.7), il a été choisi d'utiliser les écarts types du Tb.Th, Tb.Sp et MIL ainsi que le coefficient de dissymétrie (Skewness, γ_1, moment centré réduit d'ordre 3) et l'aplatissement (Kurtosis, β_2, moment centré réduit d'ordre 4) de ce dernier. L'étude préliminaire (*c.f.* Annexe A) avait permis de mettre en avant le manque de pertinence à utiliser des valeurs minimales et maximales du BV/TV quand à la prédiction des paramètres mécaniques.

Paramètres de porosité

En supplément de la caractérisation de l'organisation spatiale des travées, les échantillons ont été décrits à l'aide de paramètres caractérisant la porosité (*c.f.* §2.3.6) présentés en Tableau 4.2.

Tableau 4.2. – Paramètres de porosité sélectionnés

Famille	Acronyme	Description	Unité
Cellules fermées	Po.N(cl)	Nombre de cellule fermées	
	Po.V(cl)	Volume total des cellules fermées	mm^3
Cellules ouvertes	Po.V(op)	Volume total des cellules ouvertes	mm^3
	Po(op)	Porosité ouverte $\frac{Po.V(op)}{TV}$	%
Cellules ouvertes et fermées	Po.V(tot)	Volume total des cellules $Po.V(cl) + Po.V(op)$	mm^3
	Po(tot)	Porosité $\frac{Po.V(tot)}{TV}$	%

L'étude des porosités a été complétée par une étude de la surface en contact entre travées et moelle (Bone Surface, BS) via la quantification des paramètres $\frac{BS}{BV}$, $\frac{BS}{TV}$ et le facteur de répartition trabéculaire $Tb.Pf$.

Paramètres de désaxage

Afin de s'affranchir du désaxage entre la direction principale et la direction de sollicitation, il a été choisi de quantifier l'angle (θ) entre le premier vecteur propre et l'axe du cylindre échantillon (Z_{spec}) exprimé dans le repère du scanner ($O, X_{CT}, Y_{CT}, Z_{CT}$). Une illustration théorique des ces paramètres est présentée en Figure 4.4. De même, le rayon de l'ellipse suivant l'axe du cylindre (MIL_z) et le rayon de l'ellipse dans le plan perpendiculaire (MIL_{xy}) ont été déterminés. Enfin, des rapports permettant la quantification de la variation d'anisotropie projetée ont été calculés : $\frac{MIL_z}{MIL_1}$ (MIL projeté sur Z_{spec} divisé par MIL direction principale) et $\frac{MIL_z}{MIL_{xy}}$ (MIL projeté divisé par MIL dans le plan orthogonal à Z_{spec}).

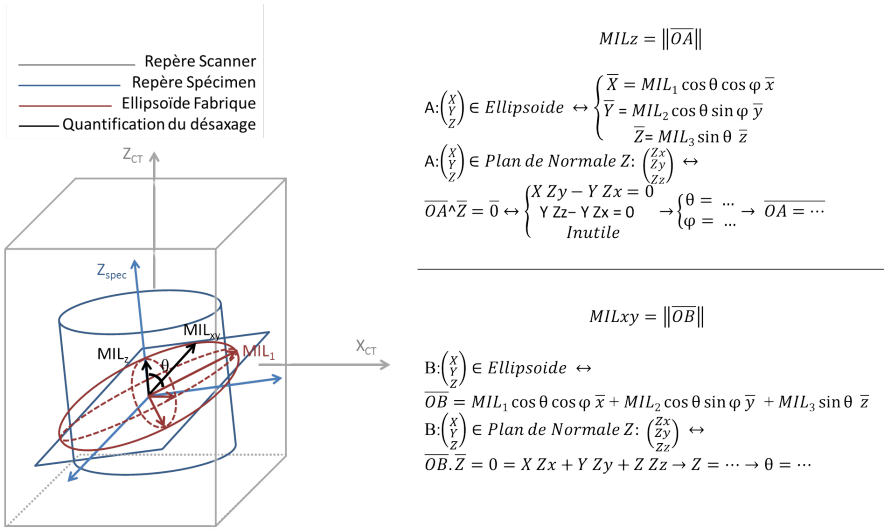


FIGURE 4.4. – Illustration des MILs projetés et des équations de détermination.

Paramètres complémentaires destinés à la compréhension du mécanisme de fracture

Les trois vecteurs propres associés aux valeurs propres (MIL) ont été répertoriés ainsi que les 6 coefficients de l'ellipsoïde associés au tenseur de Fabrique, $\underline{\underline{F}}_{ellipsoide}$.

La définition même du MIL quantifie plus la présence de porosités orientées suivant un axe préférentiel que la présence de travées orientées. Un nouveau tenseur de Fabrique a été proposé, $\underline{\underline{F}}_{travees}$, afin de prendre en compte ces N.Tb travées, leur longueur directe nœud à nœud (Ld) et leur orientation privilégiée définie par le vecteur normé $\vec{u_t}$. $\underline{\underline{F}}_{travees}$ est défini en unité métrique suivant l'équation 4.3 :

$$\underline{\underline{F}}_{travees}(Ld) = \frac{1}{N.Tb}\sum_{k=1}^{N.Tb} Ld_k.\vec{u_{tk}} \otimes \vec{u_{tk}} \tag{4.1}$$

Dans l'hypothèse où les travées ne sont soumises qu'à un chargement uniaxial, la formulation d'Euler permet de quantifier une force de rupture critique équivalente F_{euler}. Pour le cas d'une poutre cylindrique d'inertie constante elle est régie par la formule 4.2 :

$$F_{euler} = \frac{\pi^2.E.I}{{L_{flamb}}^2} = constante.E.\frac{D^4}{{L_{flamb}}^2} \simeq c.E.\frac{Tb.Th^4}{Ld^2} = c.E.Var_{euler} \tag{4.2}$$

La force critique dépend donc de paramètres constants et de variables géométriques que l'on peut regrouper sous le terme de variable critique d'Euler approchée : Var_{euler}.

$$\underset{\underline{\underline{F}}}{}_{traves}(Var_{euler}) = \frac{1}{N.Tb}\sum_{k=1}^{N.Tb} Var_{euler}.\vec{u_{tk}} \otimes \vec{u_{tk}} = \frac{1}{N.Tb}\sum_{k=1}^{N.Tb} \frac{Tb.Th_k^4}{{Ld_k}^2}.\vec{u_{tk}} \otimes \vec{u_{tk}} \tag{4.3}$$

La longueur nœud à nœud s'affranchissant de la courbure initiale de la travée (Ld) a alors été quantifiée et pour comparaison les longueurs réelles (Lr) et le rapport ($\frac{Ld}{Lr}$) ont été répertoriés.

4.1.3. Résultats et Discussion

Description architecturale

Les valeurs des paramètres architecturaux obtenus sont répertoriés dans le Tableau 4.3.

Tableau 4.3. – Statistiques descriptives des paramètres mécaniques. Les unités sont celles données en Tableaux 4.1 et 4.2

Description	Géométrie					Topologie		Connectivité			Anisotropie F(ellispoïde)				Anisotropie Projetée F(ellispoïde)					Inhomogénéité				
Paramètre	**BV/TV**	**Tb.Th**	**Tb.Sp**	**Tb.N**	**Conn.D**	**SMI**	**FD**	**N.Nd**	**N.Tp**	**N.Qp**	**DA**	**MIL_1**	**MIL_2**	**MIL_3**	**θ**	**MILz**	**MILz/MIL_i**	**MILxy**	**MILz/MILxy**	**$SD_{Tb.Th}$**	**$SD_{Tb.Sp}$**	**SD_{MIL}**	**Kurtosis**	**Skew**
Moyenne	**53.43**	**0.32**	**0.38**	**1.66**	**6.37**	**-0.94**	**2.60**	**6.39**	**3.43**	**1.43**	**2.03**	**1.81**	**1.44**	**1.28**	**1.14**	**1.29**	**0.71**	**1.81**	**0.72**	**0.11**	**0.14**	**0.15**	**0.39**	**0.84**
Ecart-type	**9.49**	**0.04**	**0.08**	**0.22**	**1.99**	**1.32**	**0.07**	**1.29**	**0.45**	**0.31**	**0.39**	**0.81**	**0.64**	**0.57**	**0.61**	**0.58**	**0.08**	**0.81**	**0.09**	**0.03**	**0.03**	**0.09**	**0.87**	**0.33**
Minimum	28.20	0.25	0.25	1.07	2.67	-6.60	2.38	2.38	1.36	0.51	1.13	0.68	0.67	0.56	0.02	0.56	0.56	0.68	0.56	0.07	0.10	0.03	-0.98	0.22
1er Quartile	47.33	0.30	0.33	1.53	4.93	-1.89	2.56	5.70	3.24	1.26	1.80	1.18	0.92	0.82	0.58	0.82	0.66	1.18	0.66	0.10	0.12	0.09	-0.23	0.63
Médiane	53.25	0.32	0.37	1.65	6.34	-0.59	2.61	6.52	3.50	1.48	2.04	1.62	1.30	1.15	1.26	1.15	0.70	1.62	0.70	0.11	0.14	0.13	0.24	0.77
3ème Quartile	60.73	0.33	0.43	1.84	7.83	-0.03	2.66	7.38	3.71	1.67	2.29	2.33	1.86	1.58	1.61	1.58	0.75	2.33	0.75	0.12	0.16	0.20	0.73	1.06
Maximum	80.48	0.53	0.63	2.05	11.84	1.50	2.76	8.72	4.16	2.00	3.21	5.80	4.42	4.01	2.38	4.01	1.00	5.80	1.27	0.37	0.24	0.44	3.29	1.68

Description	Porosité						Surface d'os			Anisotropie F(travées)			Anisotropie Projetée F(travées)					Longueurs de Travées			
Paramètre	**Po.N(cl)**	**Po.V(cl)**	**Po.V(op)**	**Po(op)**	**Po.V(tot)**	**Po(tot)**	**BS/BV**	**BS/TV**	**Tb.Pf**	**MIL_1**	**MIL_2**	**MIL_3**	**θ**	**MILz**	**MILz/MIL_i**	**MILxy**	**MILz/MILxy**	**Ld**	**Lr**	**Ld/Lr**	**Var_{Euler}**
Moyenne	**12.3**	**0.4**	**293.1**	**46.5**	**293.5**	**46.5**	**9.21**	**4.78**	**4.64**	**0.19**	**0.16**	**0.14**	**1.24**	**0.14**	**0.71**	**0.19**	**0.72**	**0.49**	**0.54**	**0.91**	**3.50**
Ecart-type	**18.4**	**1.0**	**59.3**	**9.5**	**58.7**	**9.4**	**1.53**	**0.42**	**2.32**	**0.01**	**0.01**	**0.01**	**0.57**	**0.01**	**0.08**	**0.01**	**0.10**	**0.02**	**0.02**	**0.01**	**11.58**
Minimum	-28.3	0.0	118.1	18.0	127.9	19.5	4.49	3.62	0.12	0.17	0.14	0.11	0.08	0.11	0.53	0.15	0.53	0.46	0.51	0.88	0.51
1er Quartile	-1.4	0.1	246.2	39.2	246.7	39.3	8.16	4.51	2.92	0.19	0.15	0.13	0.79	0.13	0.66	0.18	0.66	0.48	0.53	0.91	1.09
Médiane	11.6	0.1	295.3	46.7	295.4	46.7	9.30	4.79	4.57	0.19	0.16	0.14	1.28	0.14	0.71	0.19	0.71	0.49	0.54	0.91	1.44
3ème Quartile	29.0	0.4	331.7	52.7	331.8	52.7	10.28	5.06	6.29	0.20	0.17	0.14	1.64	0.14	0.76	0.20	0.76	0.50	0.54	0.91	2.01
Maximum	45.8	9.9	434.4	68.9	434.4	68.9	13.12	5.77	10.53	0.23	0.18	0.17	2.73	0.21	1.00	0.23	1.42	0.57	0.67	0.93	90.75

Le test de Kruskal-Wallis appliqué à chacun des paramètres a permis de confirmer que l'ensemble des échantillons provenait d'une même population. La plus petite p-value observée est de 0.32 > 0.05, pour le degré d'anisotropie.

Comparaison avec la littérature (*c.f. :* Annexe E)

Les résultats issus de la littérature sont présentés en Annexe E de ce manuscrit pour ne pas alourdir la lecture. Les paramètres géométriques sont cohérents avec la littérature dédiée au fémur bovin (Syahrom *et al.*, 2011). Pour les paramètres topologiques, seule une comparaison peut être faite avec l'humain (Follet, 2002) pour lequel l'ordre de grandeur est similaire. Les valeurs du SMI négatives sont dues aux cavités fermées qui représentent une convexité négative et donc un S' négatif (surface dilatée, *c.f.* §2.3.3), surtout observable pour des BV/TV > 50%. De plus, les paramètres d'anisotropie sont pertinents avec ceux concernant les métaphyses bovines (Garrison *et al.*, 2011). La quantification angulaire du désaxage entre la direction principale des travées et celle de sollicitation est cohérente avec la littérature (Oden *et al.*, 1998). Cependant, une supériorité des MILs projetés est observée, pouvant être due à la provenance des os. Enfin, la caractérisation surfacique est en accord avec la littérature dédiée à la caractérisation architecturale de fémurs humains (Tassani *et al.*, 2011).

4.1.4. Inter-Corrélations entre paramètres architecturaux

La recherche de possibles inter-corrélations entre paramètres architecturaux a été entreprise de manière statistique sur la totalité des échantillons. Les résultats des tests de Spearman dont le seuil de signification a été fixé à 0.05, sont présentés dans le Tableau 4.4.

Tableau 4.4. – Matrice symétrique issue du test de corrélation de Spearman entre paramètres architecturaux. Fortes dépendances entre paramètres représentées par des cellules colorées en fonction de la p-value : **Rouge** < 0.0001 < **Orange** < 0.001 < **Vert** < 0.05 = significatif.

	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	Conn.D	SMI	FD	N.Nd	N.Tp	N.Qp	DA	MIL1	MIL2	MIL3	θ	MILz	MILz/MIL1	MILxy	MILz/MILxy	Po.N (cl)	Po.V (cl)	Po.V (op)	Po (op)	Po.V (tot)	Po (tot)	BS/BV	BS/TV	Tb.Pf	SD Tb.Th	SD Tb.Sp	SD MIL	Kurtosis	Skew	Ld	Lr	Ld/Lr	Var Euler
BV/TV		0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.08	0.00	0.01	0.00	0.62	0.01	0.04	0.00	0.04	0.16	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.48	0.19	0.01	0.00	0.00	0.04
Tb.Th			0.00	0.19	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.75	0.00	0.00	0.00	0.09	0.00	0.61	0.00	0.61	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.01	0.00	0.40	0.22	0.00	0.00	0.00	0.00
Tb.Sp				0.00	0.08	0.00	0.00	0.18	0.06	0.93	0.01	0.97	0.44	0.56	0.26	0.51	0.00	0.92	0.00	0.60	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.59	0.00	0.51	0.23	0.04	0.10	0.44	0.01	0.02
Tb.N					0.20	0.00	0.00	0.15	0.03	0.87	0.02	0.47	0.12	0.21	0.09	0.18	0.01	0.51	0.01	0.95	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.06	0.00	0.99	0.08	0.01	0.13	0.54	0.05	0.00
Conn.D						0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.08	0.00	0.00	0.00	0.25	0.00	0.12	0.00	0.12	0.04	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.26	0.00	0.24	0.00	0.72	0.63	0.00	0.00	0.01	0.00
SMI							0.00	0.00	0.00	0.00	0.09	0.00	0.01	0.00	0.54	0.00	0.05	0.00	0.05	0.20	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.60	0.24	0.00	0.00	0.00	0.05
FD								0.00	0.02	0.00	0.11	0.04	0.14	0.09	0.34	0.11	0.05	0.03	0.05	0.41	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.01	0.00	0.05	0.52	0.20	0.04	0.00	0.00	0.22
N.Nd									0.00	0.00	0.21	0.00	0.00	0.00	0.09	0.00	0.27	0.00	0.27	0.01	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.15	0.00	0.36	0.00	0.61	0.40	0.00	0.00	0.00	0.00
N.Tp										0.00	0.47	0.00	0.00	0.00	0.04	0.00	0.43	0.00	0.43	0.01	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.39	0.00	0.07	0.00	0.66	0.24	0.00	0.00	0.00	0.00
N.Qp											0.06	0.00	0.00	0.00	0.10	0.00	0.08	0.00	0.09	0.01	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.70	0.00	0.69	0.54	0.00	0.00	0.00	0.00
DA												0.15	0.93	0.35	0.81	0.37	0.00	0.15	0.00	0.53	0.12	0.08	0.08	0.08	0.08	0.15	0.18	0.12	0.36	0.00	0.00	0.08	0.06	0.37	0.24	0.16	0.72
MIL1													0.00	0.00	0.00	0.00	0.22	0.00	0.24	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.10	0.00	0.44	0.00	0.01	0.03	0.00	0.00	0.00	0.00
MIL2														0.00	0.00	0.00	0.76	0.00	0.74	0.00	0.00	0.00	0.01	0.00	0.01	0.00	0.00	0.33	0.00	0.89	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
MIL3															0.00	0.00	0.26	0.00	0.25	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.20	0.00	0.97	0.00	0.00	0.01	0.00	0.00	0.00	0.00
θ																0.00	0.78	0.00	0.76	0.00	0.86	0.90	0.62	0.90	0.62	0.57	0.08	0.68	0.04	0.66	0.00	0.19	0.12	0.79	0.75	0.04	0.01
MILz																	0.23	0.00	0.21	0.00	0.00	0.00	0.01	0.00	0.01	0.00	0.00	0.23	0.00	0.92	0.00	0.00	0.01	0.00	0.00	0.00	0.00
MILz/MIL1																		0.19	0.00	0.53	0.07	0.04	0.04	0.04	0.04	0.10	0.10	0.06	0.46	0.00	0.00	0.06	0.06	0.48	0.30	0.16	0.79
MILxy																			0.20	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.09	0.00	0.42	0.00	0.01	0.03	0.00	0.00	0.00	0.00
MILz/MILxy																				0.55	0.07	0.04	0.04	0.04	0.04	0.10	0.10	0.06	0.45	0.00	0.00	0.06	0.05	0.50	0.31	0.17	0.78
Po.N(cl)																					0.08	0.09	0.17	0.08	0.16	0.02	0.24	0.17	0.02	0.18	0.00	0.12	0.10	0.89	0.74	0.02	0.00
Po.V(cl)																						0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.05	0.00	0.00	0.00	0.00	0.99	0.78	0.00	0.00	0.00	0.00
Po.V(op)																							0.00	0.00	0.00	0.00	0.01	0.00	0.00	0.00	0.00	0.48	0.31	0.00	0.00	0.00	0.00
Po(op)																								0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.47	0.19	0.01	0.00	0.00	0.04
Po.V(tot)																									0.00	0.00	0.01	0.00	0.00	0.00	0.00	0.49	0.31	0.00	0.00	0.00	0.00
Po(tot)																										0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.47	0.19	0.01	0.00	0.00	0.04
BS/BV																											0.39	0.00	0.00	0.00	0.00	0.81	0.63	0.00	0.00	0.00	0.00
BS/TV																												0.00	0.00	0.00	0.00	0.12	0.03	0.00	0.00	0.96	0.00
Tb.Pf																													0.03	0.00	0.08	0.41	0.10	0.38	0.00	0.00	0.93
SDTb.Th																														0.82	0.00	0.07	0.01	0.00	0.00	0.00	0.00
SDTb.Sp																															0.11	0.42	0.09	0.16	0.42	0.01	0.02
SDMIL																																0.08	0.37	0.00	0.00	0.00	0.00
Kurtosis																																	0.00	0.86	0.94	0.70	0.46
Skew																																		0.44	0.78	0.77	0.03
Ld																																			0.00	0.00	0.00
Lr																																				0.00	0.00
Ld/Lr																																					0.00
Var Euler																																					
	Géométrie										Anisotropie				Désaxage					Porosité						Surface			Homogénéité					Longueur trabéculaire			

p-value	< 0.05
p-value	< 0.001
p-value	< 0.0001

Le tableau met en valeur une forte corrélation entre les paramètres géométriques. En effet, lorsque les paramètres morphologiques (Tb.Th, Tb.Sp et Tb.N) ne sont pas évalués directement, ils peuvent être déduits des paramètres de volume total, de volume d'os et de surface d'os (Day *et al.*, 2000; Parfitt, 1988; Parfitt *et al.*, 1983). Pour cela plusieurs hypothèses sont applicables (Parfitt, 1988) : le modèle plaque ou le modèle type barres ($Tb.Th$ est équivalent à un diamètre $Tb.Dm$). Ces dernières ont été expérimentalement validées (Garrahan *et al.*, 1987; Birkenhäger-Frenkel *et al.*, 1988). Ainsi, les paramètres architecturaux sont théoriquement reliés par les formulations 4.4.

Paramètre (Unité)	Modèle Plaque	Modèle Poutre
Tb.Th (mm)	$\frac{2}{BS/BV}$	$\frac{4}{BS/BV}$
Tb.Sp (mm)	$\frac{1}{Tb.N} - Tb.Th$	$Tb.Th * (\frac{4}{\pi} * \frac{BV}{TV}) - 1$
Tb.N (1/mm)	$\frac{BV/TV}{Tb.Th}$	$\frac{\sqrt{4/\pi * BV/TV}}{Tb.Th}$

(4.4)

De fortes inter-corrélations sont également observables pour les paramètres topologiques et de connectivité. L'espace entre travées (Tb.Sp) n'est pas directement corrélé à la connectivité mais l'est par similarité, aux paramètres de porosité et aux paramètre surfaciques. En effet, la séparation inter travées est définie à partir des diamètres des sphères pouvant être contenues entre les travées et s'apparente ainsi au diamètre des porosités et au surfaces externes trabéculaires.

Concernant les paramètres d'anisotropie, le peu de corrélation avec le degré d'anisotropie malgré celles observées avec les MILs extrémaux s'explique par le fait que ce paramètre dépend à la fois du MIL_1 et du MIL_3. Les trois valeurs du MIL sont fortement corrélées à la fraction volumique d'os et les paramètres caractérisant l'organisation spatiale des travées et des porosités, et tend donc, comme précédemment exposé, a plutôt décrire l'orientation des porosités dans l'os.

L'angle entre la direction de sollicitation et celle d'orientation des travées, θ, est corrélé aux paramètres anisotropiques. En effet, les échantillons ont été extraits suivant trois grand groupes d'orientations (frontal, sagittal et transversal) pour lesquels l'orientation des travées est quasi comparable. Ces trois grands groupes d'angles sont à l'origine de ces inter-corrélations. Il parait important de confirmer que les MILs projetés sont corrélés à ceux issus du tenseur de fabrique pour les mêmes raisons.

L'organisation des porosités est fortement liée à l'organisation des travées de part leur complémentarité. Enfin les longueurs observées présentent de fortes corrélations avec l'ensemble des paramètres de description. Les paramètres d'aplatissement de dissymétrie sont manifestement liés à l'anisotropie trabéculaire.

Cette étude a permis de mettre en évidence les inter-dépendances de paramètres usuels de description micro-architecturale de l'os spongieux. De part l'observation de si nombreuses inter corrélations, il peut être intéressant de développer une analyse en composante principale qui pourrait permettre une régression multilinéaire ou une PLS (Partial Least Square). Elle présente l'avantage d'avoir des variables dé-corrélées les unes de autres mais l'inconvénient de créer de nouvelles variables qui ne seront dès lors plus représentatives de l'organisation osseuse.

Tenseurs de Fabrique

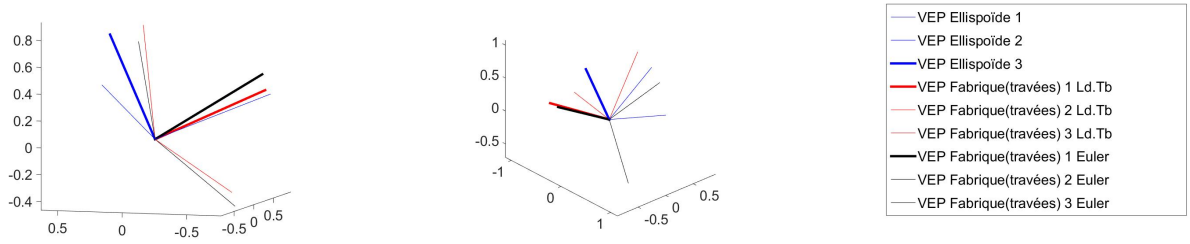
Comme plusieurs tenseurs de Fabrique ont été définis (Ellispoïde, Travées(Ld), Travées(Var_{euler})), il apparait important de voir si un lien existe entre ces formulations. Pour cela, le Tableau 4.5 met en avant les inter-corrélations entre les paramètres d'anisotropie issus de ces tenseurs, pour la totalité des échantillons. Il est particulièrement intéressant de regarder les termes diagonaux entre tenseurs. Ainsi, toutes les valeurs issues de $\underline{\underline{F}}_{travees(Var_{euler})}$ sont corrélées avec le paramètre correspondant du tenseur $\underline{\underline{F}}_{ellipsoide}$. Pour le tenseur $\underline{\underline{F}}_{travees(Ld)}$, le MIL_1 n'est corrélé à aucun de ces deux homologues.

Tableau 4.5. – Matrice symétrique issue du test de corrélation de Spearman entre paramètres des différents tenseurs de Fabrique. Fortes dépendances entre paramètres représentées par des cellules colorées en fonction de la p-value : **Rouge** < 0.0001 < **Orange** < 0.001 < **Vert** < 0.05 = significatif.

		Fabrique Ellipsoïde								Fabrique Travées Ld								Fabrique Travées Var Euler							
		MIL1	MIL2	MIL3	θ	MILz	MILz/MIL1	MILxy	MILz/MILxy	MIL1	MIL2	MIL3	θ	MILz	MILz/MIL1	MILxy	MILz/MILxy	MIL1	MIL2	MIL3	θ	MILz	MILz/MIL1	MILxy	MILz/MILxy
Fabrique Ellipsoïde	MIL1		0.00	0.00	0.00	0.00	0.22	0.00	0.24	0.30	0.00	0.00	0.05	0.00	0.22	0.47	0.21	0.00	0.00	0.00	0.09	0.00	0.57	0.00	0.59
	MIL2			0.00	0.00	0.00	0.76	0.00	0.74	0.84	0.00	0.00	0.06	0.00	0.04	0.90	0.04	0.00	0.00	0.00	0.07	0.00	0.99	0.00	1.00
	MIL3				0.00	0.00	0.26	0.00	0.25	0.81	0.00	0.00	0.08	0.00	0.00	0.57	0.00	0.00	0.00	0.00	0.06	0.00	0.75	0.00	0.74
	θ					0.00	0.78	0.00	0.76	0.01	0.04	0.35	0.00	0.34	0.06	0.01	0.05	0.01	0.06	0.04	0.00	0.04	0.00	0.01	0.00
	MILz						0.23	0.00	0.21	0.86	0.00	0.00	0.08	0.00	0.00	0.51	0.00	0.00	0.00	0.00	0.06	0.00	0.69	0.00	0.68
	MILz/MIL1							0.19	0.00	0.00	0.79	0.00	0.10	0.00	0.00	0.00	0.00	0.89	0.60	0.41	0.98	0.32	0.00	0.83	0.00
	MILxy								0.20	0.33	0.00	0.00	0.05	0.00	0.24	0.42	0.24	0.00	0.00	0.00	0.08	0.00	0.53	0.00	0.54
	MILz/MILxy									0.00	0.80	0.00	0.10	0.00	0.00	0.00	0.00	0.90	0.60	0.41	0.96	0.32	0.00	0.83	0.00
Fabrique Travées Ld	MIL1										0.02	0.00	0.82	0.00	0.00	0.00	0.00	0.15	0.09	0.21	0.01	0.16	0.15	0.17	0.15
	MIL2											0.01	0.17	0.03	0.00	0.04	0.00	0.00	0.00	0.00	0.01	0.00	0.37	0.00	0.37
	MIL3												0.66	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.05	0.00	0.59	0.00	0.59
	θ													0.66	0.77	0.78	0.76	0.01	0.07	0.07	0.00	0.07	0.00	0.01	0.00
	MILz														0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.08	0.00	0.37	0.00	0.37
	MILz/MIL1															0.00	0.00	0.11	0.10	0.05	0.02	0.04	0.07	0.13	0.07
	MILxy																0.00	0.15	0.09	0.20	0.02	0.26	0.06	0.13	0.06
	MILz/MILxy																	0.11	0.10	0.05	0.01	0.03	0.07	0.13	0.07
Fabrique Travées Var Euler	MIL1																			0.00	0.06	0.00	0.00	0.00	0.00
	MIL2																			0.00	0.24	0.00	0.03	0.00	0.03
	MIL3																				0.19	0.00	0.19	0.00	0.19
	θ																					0.22	0.00	0.06	0.00
	MILz																						0.26	0.00	0.25
	MILz/MIL1																							0.00	0.00
	MILxy																								0.00
	MILz/MILxy																								

p-value	< 0.05
p-value	< 0.001
p-value	< 0.0001

L'observation des 3 valeurs du tenseur de Fabrique de l'ellipsoïde apparait de nos jours comme la référence en terme de caractérisation anisotropique d'un échantillon. Ces valeurs quantifient des longueurs mais n'indiquent pas de direction, caractérisée par les vecteurs propres associés à ces valeurs propres. L'illustration des vecteurs propres du tenseur de l'ellipsoïde, des tenseurs des travées via la longueur directe ou la variable d'Euler, est présentée en Figure 4.5 pour 2 échantillons issus d'un même os, d'un même plan anatomique, et spatialement proches au sein de la tête fémorale. Les deux formulations du tenseur de Fabrique basées sur les travées tendent à décrire les mêmes directions principales. Cependant, l'orientation de ces vecteurs propre diffèrent plus (Figure 4.5(b)) ou moins (Figure 4.5(a)) de la formulation de l'ellipsoïde. Il apparaît donc que chaque tenseur de Fabrique exprime une anisotropie différente (occurrence de porosité $\neq$ occurrence de travées) et que la qualification seule des valeurs propres ne suffit pas à décrire entièrement l'anisotropie.



(a) Os 1 (b) Os 2 (c) Légende

FIGURE 4.5. – Vecteurs propres associés aux tenseurs de Fabrique.

4.2. Liens avec les paramètres mécaniques

Le Chapitre 3 a permis de décrire la réponse de l'os spongieux pour 8 différentes vitesses de déformations pouvant être regroupées soit en trois régimes (QS : Quasi-statique, ISR : Intermédiaire et D : Dynamique) soit en deux régimes (L : basse vitesse et H : Haute vitesse), tandis que le début de ce Chapitre 4 a permis de décrire l'organisation osseuse des échantillons. Comme mis en évidence dans la revue de bibliographie, l'organisation osseuse contribue fortement à la réponse mécanique globale de l'échantillon à des vitesses extrêmes (QS et D). Il est donc nécessaire de caractériser l'organisation osseuse et ses influences à travers les différents régimes de sollicitation en incluant le régime intermédiaire.

4.2.1. Mise en évidence des corrélations entre paramètres

Les Tableaux ci-après donnent les résultats des tests statistiques de Spearman menés entre les paramètres architecturaux et mécaniques, pris un à un sur les 127 échantillons. Ces résultats permettent de mettre en valeur les corrélations entre les paramètres descriptif du comportement et ceux de l'organisation trabéculaire. Les corrélations associées aux déformations (ϵ_y et ϵ_u) ne sont pas représentées puisque leur détermination est discutable (Chapitre 3) et qu'elles n'apportent pas de contribution à la compréhension de la réponse mécanique (Teo *et al.*, 2006).

Géométrie, topologie et connectivité

Le Tableau 4.6 met en évidence de fortes corrélations entre les paramètres géométriques et topologiques et respectivement E_{app}, σ_y et σ_u. Le Tableau 4.7 résume les corrélations qui peuvent être retrouvées dans la littérature. Les résultats semblent similaires, à haute et basse vitesses, à ceux rencontrés dans cette étude. La connectivité est, quant à elle, très liée aux paramètres mécaniques aux régimes quasi-statique et intermédiaire. Le peu de données bibliographiques, relatives à la connectivité, ne permet pas de supporter ou de contredire ces corrélations.

Tableau 4.6. – Matrice des coefficients p issus du test de corrélation de Spearman entre paramètres.
Fortes dépendances entre paramètres, représentées par des cellules colorées en fonction de la p-value : **Rouge** < 0.0001 < **Orange** < 0.001 < **Vert** < 0.05 = significatif.
3 Régimes : QS : Quasi-statique, ISR : Intermédiaire et D : Dynamique,
2 Régimes : L : Basse vitesse et H : Haute vitesse
Police grise : non mis en valeur par l'étude statistique sur les réponses mécaniques.

	E_{app}	QS	ISR	D	σ_y	QS	ISR	D	σ_u	QS	ISR	D	E_{app}	L	H	σ_y	L	H	σ_u	L	H
Geometrie	BV/TV	0.000	0.004	0.000	BV/TV	0.000	0.000	0.000	BV/TV	0.000	0.000	0.000	BV/TV	0.000	0.000	BV/TV	0.000	0.000	BV/TV	0.000	0.000
	Tb.Th	0.000	0.012	0.001	Tb.Th	0.000	0.000	0.018	Tb.Th	0.000	0.000	0.007	Tb.Th	0.000	0.000	Tb.Th	0.000	0.000	Tb.Th	0.000	0.000
	Tb.Sp	0.003	0.257	0.033	Tb.Sp	0.000	0.000	0.002	Tb.Sp	0.001	0.001	0.001	Tb.Sp	0.008	0.003	Tb.Sp	0.000	0.000	Tb.Sp	0.000	0.000
	Tb.N	0.000	0.236	0.005	Tb.N	0.000	0.000	0.000	Tb.N	0.000	0.001	0.000	Tb.N	0.001	0.000	Tb.N	0.000	0.000	Tb.N	0.000	0.000
	Conn.D	0.000	0.021	0.003	Conn.D	0.000	0.001	0.028	Conn.D	0.000	0.001	0.021	Conn.D	0.000	0.002	Conn.D	0.000	0.001	Conn.D	0.000	0.001
Topologie	SMI	0.000	0.004	0.000	SMI	0.000	0.000	0.000	SMI	0.000	0.000	0.000	SMI	0.000	0.000	SMI	0.000	0.000	SMI	0.000	0.000
	FD	0.000	0.010	0.000	FD	0.000	0.000	0.000	FD	0.000	0.000	0.000	FD	0.000	0.000	FD	0.000	0.000	FD	0.000	0.000
Connectivité	N.Nd	0.000	0.012	0.048	N.Nd	0.000	0.001	0.303	N.Nd	0.000	0.000	0.242	N.Nd	0.000	0.007	N.Nd	0.000	0.009	N.Nd	0.000	0.005
	N.Tp	0.003	0.016	0.155	N.Tp	0.013	0.003	0.772	N.Tp	0.010	0.001	0.576	N.Tp	0.000	0.051	N.Tp	0.000	0.120	N.Tp	0.000	0.073
	N.Qp	0.000	0.007	0.014	N.Qp	0.000	0.000	0.104	N.Qp	0.000	0.000	0.080	N.Qp	0.000	0.001	N.Qp	0.000	0.001	N.Qp	0.000	0.000

Tableau 4.7. – Matrice des coefficients p issus du test de corrélation de Spearman entre paramètres.
Fortes dépendances entre paramètres, représentées par des cellules colorées en fonction de la p-value :
Rouge < 0.0001 < **Orange** < 0.001 < **Vert** < 0.05 = significatif.
- : corrélation non étudiée, x : corrélé (p-value < 0.05), 0 : non corrélé
3 Régimes : QS : Quasi-statique, ISR : Intermédiaire et D : Dynamique,
2 Régimes : L : Basse vitesse et H : Haute vitesse
Police grise : non mis en valeur par l'étude statistique sur les réponses mécaniques.

	E_{app}	QS	L	QS et L									D	H	D et H
Geométrie	BV/TV	0.00	0.00	x	x	x	x	x	x	x	x	x	0.00	0.00	x
	Tb.Th	0.00	0.00	x	-	x	x	x	x	-	x	x	0.00	0.00	x
	Tb.Sp	0.00	0.01	x	-	0	0	x	0	x	x	-	0.03	0.00	x
	Tb.N	0.00	0.00	x	-	0	0	x	x	x	x	x	0.00	0.00	-
	Conn.D	0.00	0.00	x	-	-	0	-	0	-	-	-	0.00	0.00	0
Topologie	SMI	0.00	0.00	x	-	x	x	x	x	-	-	-	0.00	0.00	0
	FD	0.00	0.00	-	-	x	-	-	-	x	-	-	0.00	0.00	x
Connectivité	N.Nd	0.00	0.00	-	-	-	-	-	-	-	x	-	0.05	0.01	x
	N.Tp	0.00	0.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.16	0.05	x
	N.Qp	0.00	0.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.01	0.00	x
Anisotropie	DA	0.89	0.60	x	-	0	0	0	0	-	-	x	0.28	0.04	0
	MIL1	0.00	0.00	-	-	x	x	-	-	x	-	-	0.12	0.18	x
	MIL2	0.00	0.00	-	-	x	0	-	-	0	-	-	0.29	0.45	x
	MIL3	0.00	0.00	-	-	x	x	-	-	x	-	-	0.19	0.35	x
Anisotropie Projetée	θ	0.07	0.02	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.60	0.06	-
	MILz	0.00	0.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.22	0.39	-
	MILz/MIL1	0.91	0.62	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.21	0.03	-
	MILxy	0.00	0.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.10	0.17	-
	MILz/MILxy	0.91	0.65	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.19	0.03	-
Porosité	Po.N(cl)	0.01	0.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.38	0.01	-
	Po.V(cl)	0.00	0.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.00	0.00	-
	Po.V(op)	0.00	0.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.00	0.00	-
	Po(op)	0.00	0.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.00	0.00	-
	Po.V(tot)	0.00	0.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.00	0.00	-
	Po(tot)	0.00	0.00	-	x	-	-	-	-	-	-	-	0.00	0.00	-
Surfaces d'os	BS/BV	0.00	0.00	-	-	-	-	x	-	-	-	-	0.00	0.00	-
	BS/TV	0.47	0.74	-	-	-	-	x	-	-	-	-	0.59	0.48	-
	Tb.Pf	0.00	0.00	-	-	x	-	x	-	-	-	-	0.00	0.00	-
	Références	Etude présentée ici	Etude présentée ici	(Follet et al., 2011)	(Syahrom et al., 2011)	(Halgrin, 2009)	(Mittra et al., 2008)	(Teo et al., 2006)	(Mittra et al., 2005)	(Bruyère, 2000)	(Cendre et al., 1999)	(Majumdar et al., 1998)	Etude présentée ici	Etude présentée ici	(Prot el al., 2015)

	σ_y	QS	L	QS et L			
Geométrie	BV/TV	0.00	0.00	x	x	x	x
	Tb.Th	0.00	0.00	-	x	x	x
	Tb.Sp	0.00	0.00	-	x	x	x
	Tb.N	0.00	0.00	-	x	x	x
	Conn.D	0.00	0.00	-	x	-	x
Topologie	SMI	0.00	0.00	-	x	x	x
	FD	0.00	0.00	-	-	-	-
Connectivité	N.Nd	0.00	0.00	-	-	-	-
	N.Tp	0.01	0.00	-	-	-	-
	N.Qp	0.00	0.00	-	-	-	-
Anisotropie	DA	0.47	0.32	-	0	0	x
	MIL1	0.00	0.00	-	x	-	-
	MIL2	0.00	0.00	-	0	-	-
	MIL3	0.00	0.00	-	x	-	-
Anisotropie Projetée	θ	0.06	0.00	-	-	-	-
	MILz	0.00	0.00	-	-	-	-
	MILz/MIL1	0.48	0.32	-	-	-	-
	MILxy	0.00	0.00	-	-	-	-
	MILz/MILxy	0.49	0.34	-	-	-	-
Porosité	Po.N(cl)	0.01	0.00	-	-	-	-
	Po.V(cl)	0.00	0.00	-	-	-	-
	Po.V(op)	0.00	0.00	-	-	-	-
	Po(op)	0.00	0.00	-	-	-	-
	Po.V(tot)	0.00	0.00	-	-	-	-
	Po(tot)	0.00	0.00	x	-	-	-
Surfaces d'os	BS/BV	0.00	0.00	-	-	x	-
	BS/TV	0.18	0.67	-	-	x	-
	Tb.Pf	0.00	0.00	-	-	x	-
	Références	Etude présentée ici	Etude présentée ici	(Syahrom et al., 2011)	(Mittra et al., 2008)	(Teo et al., 2006)	(Mittra et al., 2005)

	σ_u	QS	L	QS et L												D	H	D et H
Geométrie	BV/TV	0.00	0.00	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	-	0.00	0.00	x
	Tb.Th	0.00	0.00	-	0	0	-	x	0	x	x	-	x	x	-	0.01	0.00	0
	Tb.Sp	0.00	0.00	-	x	-	-	0	x	x	x	x	x	-	-	0.00	0.00	x
	Tb.N	0.00	0.00	-	x	-	-	0	x	x	x	x	x	x	-	0.00	0.00	-
	Conn.D	0.00	0.00	-	x	-	-	-	x	-	x	-	-	-	-	0.02	0.00	x
Topologie	SMI	0.00	0.00	-	x	x	x	x	x	x	x	-	-	-	-	0.00	0.00	x
	FD	0.00	0.00	-	-	-	-	x	-	-	-	x	-	-	-	0.00	0.00	x
Connectivité	N.Nd	0.00	0.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	x	-	-	0.24	0.00	x
	N.Tp	0.01	0.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.58	0.07	x
	N.Qp	0.00	0.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.08	0.00	x
Anisotropie	DA	0.48	0.31	-	x	0	-	0	0	0	x	-	-	x	x	0.19	0.02	0
	MIL1	0.00	0.00	-	-	-	-	x	x	-	-	x	-	-	x	0.37	0.22	x
	MIL2	0.00	0.00	-	-	-	-	x	0	-	-	x	-	-	-	0.74	0.55	x
	MIL3	0.00	0.00	-	-	-	-	x	x	-	-	x	-	-	-	0.52	0.42	x
Anisotropie Projetée	θ	0.06	0.00	-	-	-	x	-	-	-	-	-	-	-	x	0.73	0.53	-
	MILz	0.00	0.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	x	0.57	0.47	-
	MILz/MIL1	0.49	0.32	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	x	0.10	0.01	-
	MILxy	0.00	0.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.34	0.20	-
	MILz/MILxy	0.50	0.34	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.10	0.01	-
Porosité	Po.N(cl)	0.01	0.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.93	0.11	-
	Po.V(cl)	0.00	0.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.00	0.00	-
	Po.V(op)	0.00	0.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.00	0.00	-
	Po(op)	0.00	0.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.00	0.00	-
	Po.V(tot)	0.00	0.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.00	0.00	-
	Po(tot)	0.00	0.00	x	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.00	0.00	-
Surfaces d'os	BS/BV	0.00	0.00	-	-	-	-	-	-	x	-	-	-	-	-	0.00	0.00	-
	BS/TV	0.22	0.62	-	-	-	-	-	-	x	-	-	-	-	-	0.14	0.20	-
	Tb.Pf	0.00	0.00	-	-	-	-	x	-	x	-	-	-	-	-	0.00	0.00	-
	Références	Etude présentée ici	Etude présentée ici	(Syahrom et al., 2011)	(Follet et al., 2011)	(Wegrzyn et al., 2010)	(Tassani et al., 2010)	(Halgrin, 2009)	(Mittra et al., 2008)	(Teo et al., 2006)	(Mittra et al., 2005)	(Bruyère, 2000)	(Cendre et al., 1999)	(Majumdar et al., 1998)	(Oden et al., 1998)	Etude présentée ici	Etude présentée ici	(Prot el al., 2015)

Porosité et surface d'os

Le volume des porosités fermées, Po.V(cl), se corrèle mieux à la réponse mécanique que leur nombre (Tableau 4.8). Quant aux porosités ouvertes dans lesquelles circulent librement la moelle, l'ensemble des paramètres descriptifs est fortement lié aux paramètres mécaniques quelque soit le régime envisagé. Les paramètres surfaciques sont également corrélés à la description mécanique. Cependant on ne retrouve pas ici la corrélation entre la densité volumique de surface, BS/TV et les paramètres mécanique observée par (Teo *et al.*, 2006) (*c.f.* Tableau 4.7) .

Tableau 4.8. – Matrice des coefficients p issus du test de corrélation de Spearman entre paramètres.
Fortes dépendances entre paramètres, représentées par des cellules colorées en fonction de la p-value :
Rouge < 0.0001 < **Orange** < 0.001 < **Vert** < 0.05 = significatif.
3 Régimes : QS : Quasi-statique, ISR : Intermédiaire et D : Dynamique,
2 Régimes : L : Basse vitesse et H : Haute vitesse
Police grise : non mis en valeur par l'étude statistique sur les réponses mécaniques.

	E_{app}	QS	ISR	D	σ_y	QS	ISR	D	σ_u	QS	ISR	D	E_{app}	L	H	σ_y	L	H	σ_u	L	H
Porosité	Po.N(cl)	0.008	0.040	0.375	Po.N(cl)	0.005	0.000	0.992	Po.N(cl)	0.005	0.000	0.931	Po.N(cl)	0.004	0.009	Po.N(cl)	0.000	0.122	Po.N(cl)	0.000	0.113
	Po.V(cl)	0.000	0.002	0.000	Po.V(cl)	0.000	0.000	0.000	Po.V(cl)	0.000	0.000	0.000	Po.V(cl)	0.000	0.000	Po.V(cl)	0.000	0.000	Po.V(cl)	0.000	0.000
	Po.V(op)	0.000	0.002	0.000	Po.V(op)	0.000	0.000	0.000	Po.V(op)	0.000	0.000	0.000	Po.V(op)	0.000	0.000	Po.V(op)	0.000	0.000	Po.V(op)	0.000	0.000
	Po(op)	0.000	0.004	0.000	Po(op)	0.000	0.000	0.000	Po(op)	0.000	0.000	0.000	Po(op)	0.000	0.000	Po(op)	0.000	0.000	Po(op)	0.000	0.000
	Po.V(tot)	0.000	0.002	0.000	Po.V(tot)	0.000	0.000	0.000	Po.V(tot)	0.000	0.000	0.000	Po.V(tot)	0.000	0.000	Po.V(tot)	0.000	0.000	Po.V(tot)	0.000	0.000
	Po(tot)	0.000	0.004	0.000	Po(tot)	0.000	0.000	0.000	Po(tot)	0.000	0.000	0.000	Po(tot)	0.000	0.000	Po(tot)	0.000	0.000	Po(tot)	0.000	0.000
Surfaces d'os	BS/BV	0.000	0.003	0.000	BS/BV	0.000	0.000	0.000	BS/BV	0.000	0.000	0.000	BS/BV	0.000	0.000	BS/BV	0.000	0.000	BS/BV	0.000	0.000
	BS/TV	0.471	0.436	0.593	BS/TV	0.183	0.738	0.105	BS/TV	0.216	0.592	0.137	BS/TV	0.742	0.478	BS/TV	0.669	0.099	BS/TV	0.624	0.195
	Tb.Pf	0.000	0.007	0.000	Tb.Pf	0.000	0.000	0.000	Tb.Pf	0.000	0.000	0.000	Tb.Pf	0.000	0.000	Tb.Pf	0.000	0.000	Tb.Pf	0.000	0.000

Inhomogénéité

L'écart type de l'épaisseur des travées et l'aplatissement n'apparaissent pas discriminants vis-à-vis de la réponse mécanique, tandis que la variation d'épaisseur inter travées et d'anisotropie au sein de l'échantillon, contribuent fortement à la prédiction de cette réponse. On remarque également que le coefficient de dissymétrie est fortement corrélé en dynamique et haute vitesse.

Tableau 4.9. – Matrice des coefficients p issus du test de corrélation de Spearman entre paramètres.
Fortes dépendances entre paramètres, représentées par des cellules colorées en fonction de la p-value :
Rouge < 0.0001 < **Orange** < 0.001 < **Vert** < 0.05 = significatif.
3 Régimes : QS : Quasi-statique, ISR : Intermédiaire et D : Dynamique,
2 Régimes : L : Basse vitesse et H : Haute vitesse
Police grise : non mis en valeur par l'étude statistique sur les réponses mécaniques.

	E_{app}	QS	ISR	D	σ_y	QS	ISR	D	σ_u	QS	ISR	D	E_{app}	L	H	σ_y	L	H	σ_u	L	H
Inhomogénéité	SDTb.Th	0.118	0.102	0.255	SDTb.Th	0.336	0.027	0.751	SDTb.Th	0.280	0.024	0.500	SDTb.Th	0.036	0.115	SDTb.Th	0.074	0.223	SDTb.Th	0.068	0.152
	SDTb.Sp	0.004	0.205	0.078	SDTb.Sp	0.000	0.000	0.012	SDTb.Sp	0.000	0.000	0.011	SDTb.Sp	0.013	0.006	SDTb.Sp	0.000	0.000	SDTb.Sp	0.000	0.000
	SDMIL	0.001	0.007	0.058	SDMIL	0.001	0.000	0.158	SDMIL	0.001	0.000	0.128	SDMIL	0.000	0.027	SDMIL	0.000	0.089	SDMIL	0.000	0.059
	Kurtosis	0.208	0.530	0.204	Kurtosis	0.328	0.540	0.154	Kurtosis	0.315	0.735	0.122	Kurtosis	0.124	0.300	Kurtosis	0.072	0.105	Kurtosis	0.064	0.086
	Skew	0.112	0.497	0.041	Skew	0.278	0.650	0.008	Skew	0.239	0.686	0.007	Skew	0.045	0.100	Skew	0.071	0.021	Skew	0.054	0.020

Longueurs de travées

Les longueurs réelles sont fortement liées à σ_y et σ_u en régime intermédiaire, basse et haute vitesse. Cependant, aucune corrélation n'apparaît en quasi-statique et dynamique. Ainsi, les résultats de corrélation avérée en haute et basse vitesse, seraient influencés par la corrélation à régime intermédiaire. Ces résultats sont à nuancer, compte tenu de la plage de variation réduite de ces moyennes par échantillon (Tableau 4.3).

Tableau 4.10. – Matrice des coefficients p issus du test de corrélation de Spearman entre paramètres.
Fortes dépendances entre paramètres, représentées par des cellules colorées en fonction de la p-value :
Rouge < 0.0001 < **Orange** < 0.001 < **Vert** < 0.05 = significatif.
3 Régimes : QS : Quasi-statique, ISR : Intermédiaire et D : Dynamique,
2 Régimes : L : Basse vitesse et H : Haute vitesse
Police grise : non mis en valeur par l'étude statistique sur les réponses mécaniques.

	E_{app}	QS	ISR	D	σ_y	QS	ISR	D	σ_u	QS	ISR	D	E_{app}	L	H	σ_y	L	H	σ_u	L	H
Longueurs	Ld	0.190	0.186	0.077	Ld	0.268	0.019	0.330	Ld	0.249	0.016	0.226	Ld	0.010	0.061	Ld	0.025	0.024	Ld	0.029	0.019
	Lr	0.073	0.085	0.031	Lr	0.061	0.001	0.140	Lr	0.060	0.001	0.079	Lr	0.004	0.025	Lr	0.002	0.006	Lr	0.003	0.004
	Ld/Lr	0.067	0.009	0.055	Ld/Lr	0.072	0.000	0.228	Ld/Lr	0.073	0.000	0.107	Ld/Lr	0.012	0.004	Ld/Lr	0.002	0.008	Ld/Lr	0.003	0.003
	Var_{euler}	0.001	0.047	0.073	Var_{euler}	0.008	0.004	0.336	Var_{euler}	0.007	0.003	0.226	Var_{euler}	0.000	0.061	Var_{euler}	0.000	0.073	Euler	0.000	0.051

Anisotropie et tenseurs de Fabrique

Le degré d'anisotropie semble corrélé aux paramètres mécaniques aux régimes intermédiaires (Tableau 4.11). Les trois valeurs de MIL le sont également au régime quasi-statique. Cependant, cette dernière corrélation était observée dans la littérature quelque soit le régime (*c.f.* Tableau 4.7). Cet écart peut s'expliquer par la faible amplitude de valeur prise par les MILs. De plus, l'angle ainsi que les MILs projetés (MIL_z et MIL_{xy}) se corrèlent aux paramètres mécaniques, aux régimes quasi-statique, intermédiaire et basse vitesse tandis que les fractions liées à ces MILs, pris non indépendamment, se corrèlent à vitesse intermédiaire. Enfin, les formulations du tenseur de Fabrique basées sur les travées tendent à apporter des corrélations similaires aux paramètres issus de la formulation de l'ellipsoïde. Cela confirme que l'utilisation de différents tenseurs de Fabrique est possible, afin de prédire la réponse mécanique de l'os spongieux.

Tableau 4.11. – Matrice des coefficients p issus du test de corrélation de Spearman entre paramètres.
Fortes dépendances entre paramètres, représentées par des cellules colorées en fonction de la p-value :
Rouge < 0.0001 < **Orange** < 0.001 < **Vert** < 0.05 = significatif.
3 Régimes : QS : Quasi-statique, ISR : Intermédiaire et D : Dynamique,
2 Régimes : L : Basse vitesse et H : Haute vitesse
Police grise : non mis en valeur par l'étude statistique sur les réponses mécaniques.

	E_{app}	QS	ISR	D	σ_y	QS	ISR	D	σ_u	QS	ISR	D	E_{app}	L	H	σ_y	L	H	σ_u	L	H
Anisotropie Conventionnelle	DA	0.894	0.096	0.284	DA	0.473	0.015	0.167	DA	0.484	0.024	0.190	DA	0.605	0.041	DA	0.317	0.015	DA	0.314	0.021
	MIL1	0.000	0.047	0.116	MIL1	0.001	0.010	0.550	MIL1	0.000	0.009	0.374	MIL1	0.000	0.177	MIL1	0.000	0.347	MIL1	0.000	0.218
	MIL2	0.000	0.064	0.286	MIL2	0.001	0.028	0.982	MIL2	0.001	0.025	0.738	MIL2	0.000	0.448	MIL2	0.000	0.739	MIL2	0.000	0.549
	MIL3	0.000	0.113	0.190	MIL3	0.001	0.052	0.738	MIL3	0.001	0.042	0.519	MIL3	0.000	0.346	MIL3	0.000	0.612	MIL3	0.000	0.417
	θ	0.069	0.054	0.600	θ	0.059	0.005	0.698	θ	0.058	0.002	0.728	θ	0.025	0.064	θ	0.002	0.585	θ	0.002	0.533
	MILz	0.000	0.113	0.217	MILz	0.001	0.052	0.778	MILz	0.001	0.042	0.565	MILz	0.000	0.386	MILz	0.000	0.669	MILz	0.000	0.475
	MILz/MIL1	0.905	0.100	0.205	MILz/MIL1	0.482	0.016	0.098	MILz/MIL1	0.494	0.025	0.102	MILz/MIL1	0.622	0.026	MILz/MIL1	0.325	0.009	MILz/MIL1	0.321	0.011
	MILxy	0.000	0.047	0.105	MILxy	0.001	0.010	0.518	MILxy	0.000	0.009	0.344	MILxy	0.000	0.167	MILxy	0.000	0.328	MILxy	0.000	0.203
	MILz/MILxy	0.911	0.100	0.195	MILz/MILxy	0.486	0.016	0.095	MILz/MILxy	0.499	0.026	0.097	MILz/MILxy	0.646	0.028	MILz/MILxy	0.339	0.009	MILz/MILxy	0.337	0.012
Fabrique Travées (Ld)	MIL1	0.061	0.576	0.889	MIL1	0.097	0.845	0.867	MIL1	0.102	0.828	0.776	MIL1	0.104	0.678	MIL1	0.034	0.658	MIL1	0.023	0.553
	MIL2	0.119	0.173	0.027	MIL2	0.170	0.017	0.205	MIL2	0.162	0.021	0.142	MIL2	0.011	0.089	MIL2	0.040	0.046	MIL2	0.039	0.050
	MIL3	0.003	0.484	0.012	MIL3	0.004	0.048	0.059	MIL3	0.004	0.032	0.031	MIL3	0.001	0.114	MIL3	0.000	0.066	MIL3	0.000	0.055
	θ	0.121	0.157	0.690	θ	0.151	0.173	0.239	θ	0.113	0.132	0.289	θ	0.048	0.393	θ	0.034	0.689	θ	0.026	0.711
	MILz	0.003	0.482	0.032	MILz	0.005	0.046	0.141	MILz	0.005	0.030	0.096	MILz	0.001	0.188	MILz	0.000	0.123	MILz	0.000	0.112
	MILz/MIL1	0.004	0.900	0.378	MILz/MIL1	0.008	0.249	0.541	MILz/MIL1	0.008	0.223	0.574	MILz/MIL1	0.004	0.771	MILz/MIL1	0.001	0.679	MILz/MIL1	0.000	0.748
	MILxy	0.058	0.569	0.701	MILxy	0.094	0.875	0.617	MILxy	0.097	0.862	0.501	MILxy	0.104	0.480	MILxy	0.036	0.434	MILxy	0.025	0.334
	MILz/MILxy	0.005	0.933	0.384	MILz/MILxy	0.008	0.266	0.541	MILz/MILxy	0.008	0.238	0.569	MILz/MILxy	0.004	0.812	MILz/MILxy	0.001	0.724	MILz/MILxy	0.000	0.790
Fabrique Travées (Vat_{euler})	MIL1	0.002	0.031	0.065	MIL1	0.010	0.002	0.283	MIL1	0.008	0.002	0.185	MIL1	0.000	0.060	MIL1	0.000	0.072	MIL1	0.000	0.045
	MIL2	0.002	0.082	0.106	MIL2	0.013	0.006	0.394	MIL2	0.010	0.004	0.260	MIL2	0.000	0.131	MIL2	0.000	0.101	MIL2	0.000	0.065
	MIL3	0.001	0.087	0.078	MIL3	0.008	0.006	0.327	MIL3	0.006	0.005	0.201	MIL3	0.000	0.137	MIL3	0.000	0.100	MIL3	0.000	0.066
	θ	0.062	0.677	0.865	θ	0.066	0.024	0.782	θ	0.051	0.019	0.751	θ	0.074	0.287	θ	0.004	0.677	θ	0.002	0.732
	MILz	0.001	0.082	0.111	MILz	0.008	0.006	0.423	MILz	0.006	0.005	0.285	MILz	0.000	0.168	MILz	0.000	0.128	MILz	0.000	0.088
	MILz/MIL1	0.853	0.032	0.471	MILz/MIL1	0.872	0.019	0.495	MILz/MIL1	0.796	0.012	0.508	MILz/MIL1	0.569	0.042	MILz/MIL1	0.264	0.158	MILz/MIL1	0.258	0.140
	MILxy	0.002	0.031	0.062	MILxy	0.010	0.002	0.272	MILxy	0.008	0.002	0.175	MILxy	0.000	0.053	MILxy	0.000	0.063	MILxy	0.000	0.039
	MILz/MILxy	0.858	0.033	0.438	MILz/MILxy	0.874	0.018	0.460	MILz/MILxy	0.799	0.012	0.476	MILz/MILxy	0.581	0.041	MILz/MILxy	0.270	0.150	MILz/MILxy	0.263	0.133

4.2.2. Sensibilité des paramètres mécaniques

Les relations établies précédemment, sont purement statistiques et réalisées paramètre par paramètre. Il convient d'enrichir ces analyses par l'observation des tendances que peuvent apporter sur la réponse mécanique chacun des paramètres, ainsi que le poids des contributions que ces dernières apportent réellement.

Afin de s'affranchir de la complexité des modèles, il a été choisi, de façon arbitraire, d'appliquer des régressions linéaires aux données. Elles permettent d'apprécier les tendances entre paramètres architecturaux et paramètres mécaniques. Pour ne pas alourdir le manuscrit, seule une partie des évolutions entre description micro-structurale de l'os et contrainte à rupture (σ_u) est présentée en Figure 4.6. L'annexe B vient compléter ces illustrations. Il a été choisi de présenter ici les régressions associées aux régimes les plus pertinents (division en 3 ou 2 régimes), mis en évidence au Chapitre 3.

Contrainte à rupture

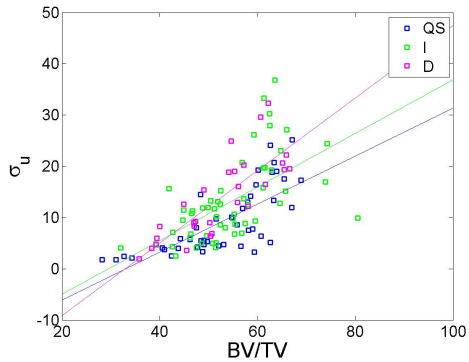
Il apparait que plus la fraction volumique d'os est importante, plus la contrainte à rupture est élevée (Figure 4.6(a)). En effet, plus il y de matériau, plus l'os est résistant. En dessous de 30 % la contrainte à rupture chute fortement avec une asymptote horizontale à zéro. Cependant, peu d'échantillons présentent une si faible fraction volumique. La loi puissance a été utilisée dans la littérature (Perilli *et al.*, 2008) et s'adapte ici quelque soit le régime considéré.

De plus, l'absence de matière explique la perte de rigidité osseuse. Plus la séparation entre travées, Tb.Sp, est importante, plus les porosités ont un volume important, moins la contrainte à rupture est élevée (*c.f.* Figure 4.6(c) et (e)). Cependant, les tendances observées sont discutables puisque pour la séparation inter-travées, l'ensemble des données se situe dans un faible corridor de valeurs (0.25 < Tb.Sp < 0.45) avec une grande dispersion de contrainte parmi les régimes étudiés : les faibles quantités de données hors corridor orientent la tendance évolutive.

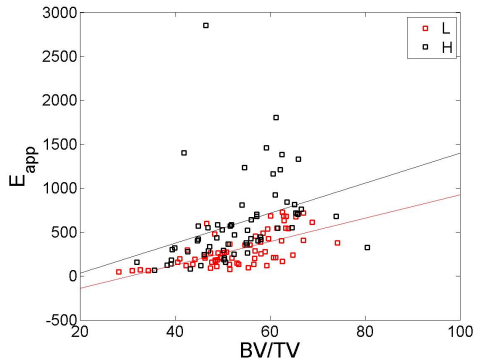
Discussion

Il apparait alors important de développer un modèle permettant d'étudier la sensibilité de la réponse en fonction de ces valeurs de paramètres architecturaux, peu rencontrés expérimentalement du fait des aléas de l'échantillonnage et qui limitent à ce jour la fiabilité des régressions comme celles présentées pour le MILz aux Figures 4.6(g) et (h).

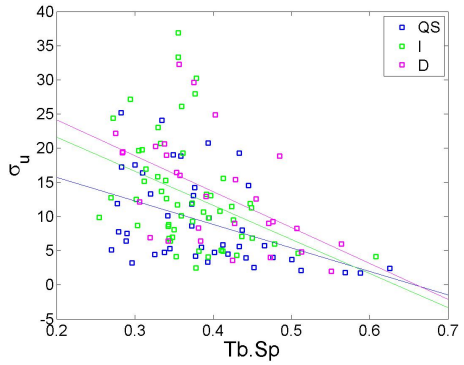
La méthode de régression linéaire est appréciable pour l'observation des tendances, mais n'est pas représentative de la meilleure régression (critère du meilleur R^2). L'étude préliminaire présentée en Annexe A, complète cette étude en présentant différents modèles régressifs pour des cas de sollicitations quasi-statique, dynamique et dynamique confinée.



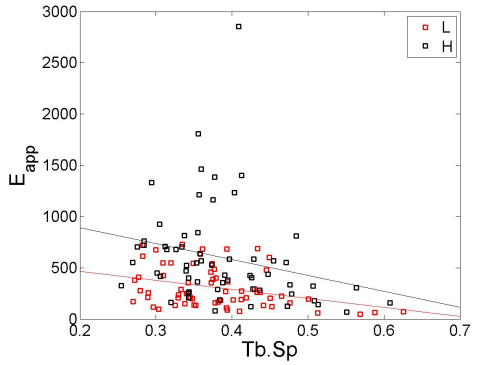
(a) Contrainte à rupture Vs Fraction Volumique osseuse (3 Régimes)



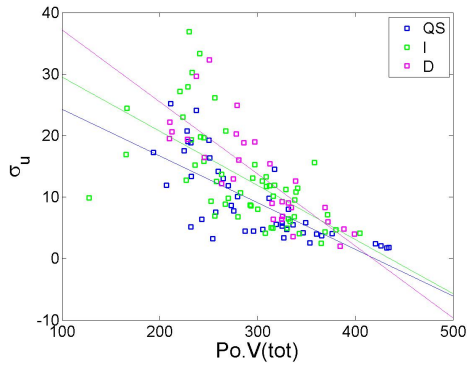
(b) Module d'Young apparent Vs Fraction Volumique osseuse (2 Régimes)



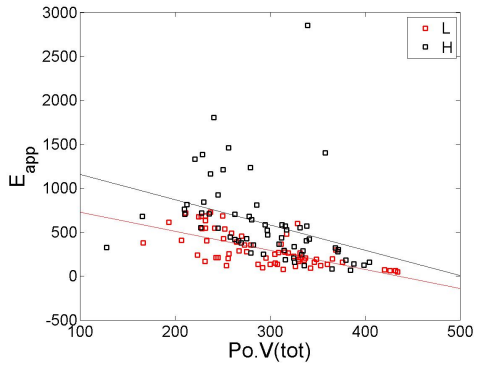
(c) Contrainte à rupture Vs Séparation inter travées (3 Régimes)



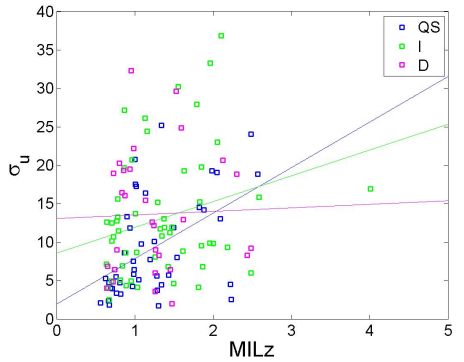
(d) Module d'Young apparent Vs Séparation inter-travées (2 Régimes)



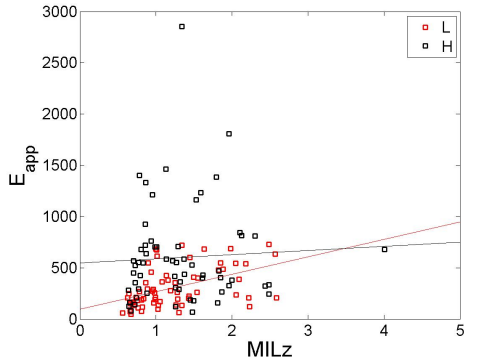
(e) Contrainte à rupture Vs Volume total des porosités (3 Régimes)



(f) Module d'Young apparent Vs Volume total des porosités (2 Régimes)



(g) Contrainte à rupture Vs MIL projeté sur l'axe de compression (3 Régimes)



(h) Module d'Young apparent Vs MIL projeté sur l'axe de compression (2 Régimes)

FIGURE 4.6. – Régressions linéaires entre contrainte à rupture (gauche) ou module d'Young apparent (droite) et paramètres architecturaux L : Basse vitesse et H : Haute vitesse, QS : Quasi-statique, ISR : Intermédiaire et D.

Module d'Young apparent

Le module d'Young semble avoir des tendances similaires à celle de la contrainte à rupture. En effet, les écarts types des déformations à fin d'élasticité et à rupture sont faibles, sauf à une vitesse de 1/s (*c.f. :* Tableau 3.4). Une augmentation de la contrainte à rupture observée sera donc liée à celle du module d'Young apparent. Dans la littérature, le module d'Young apparent observe une forte décroissance en fonction de l'augmentation de la porosité (Haire *et al.*, 1998). Ceci conforte alors les résultats de cette étude (Figure 4.6(f))

Perspectives

Le comportement de l'os spongieux peut, à basses vitesses (régime L), être considéré comme poro-élastique (Hong *et al.*, 2001). La réponse visco-élastique intrinsèque de la matrice de l'os en plus de la nature poro-élastique du tissu osseux a été appréhendée à faible vitesse (Sandino *et al.*, 2015). Complétée par les propriétés rhéologiques de la moelle (Metzger *et al.*, 2014), le potentiel d'une modélisation combinée moelle-os a été récemment mis en valeur (Metzger *et al.*, 2015). De plus, les résultats récents d'études statistiques publiées ont montré une corrélation linéaire entre perméabilité et porosité (Sandino *et al.*, 2014; Syahrom *et al.*, 2015). Il serait alors intéressant de mener des essais sur os dégraissés pour compléter les données bibliographiques d'écoulement disponibles à basse vitesse en se basant sur les paramètres de porosité utilisés ici.

Hypothèses de comportement

Il est désormais possible de formuler l'hypothèse, que la moelle joue le rôle d'amortisseur dans le comportement de l'os à travers les différents régimes de vitesse. A faible vitesse, elle est drainée facilement à travers les porosités vers l'extérieur. Tandis qu'à plus haute vitesse, elle n'a pas le temps d'être expulsée et exerce alors une pression supplémentaire sur les travées. La forte contribution de l'anisotropie à vitesse intermédiaire soulève cependant de nombreuses questions quant aux influences relatives de l'organisation géométrique, dominante à faible vitesse, et de la moelle, croissante avec la vitesse.

Arbres de classification

Les analyses effectuées lors de cette étude ont permis d'identifier les paramètres architecturaux permettant de prédire la réponse mécanique. Pour permettre de comprendre dans quelle mesure cette prédiction peut être faite, un arbre de classification (CHi-squared Automatic Interaction Detector), a été établi pour chaque paramètre mécanique, à partir des descripteurs de la micro-architecture et de la vitesse de sollicitation. Les premiers niveaux et nœuds de ces arbres sont représentés dans les Figures 4.7 et 4.8.

• Module d'Young apparent, Figure 4.7 : la vitesse apparait au premier plan avec une division primaire en deux régimes (L et H) comme indiqué en Chapitre 3. Pour le régime à basse vitesse, les paramètres liés aux travées comme leur nombre ou le nombre de nœuds à trois branches ainsi que le SMI apparaissent prépondérants. Tandis qu'à plus haute vitesse, on retrouve le SMI et ce sont les critères tels que le nombre de nœuds et la séparation inter-travées qui prédominent. La fraction volumique et l'anisotropie, quant à elles, n'apparaissent qu'au quatrième niveau.

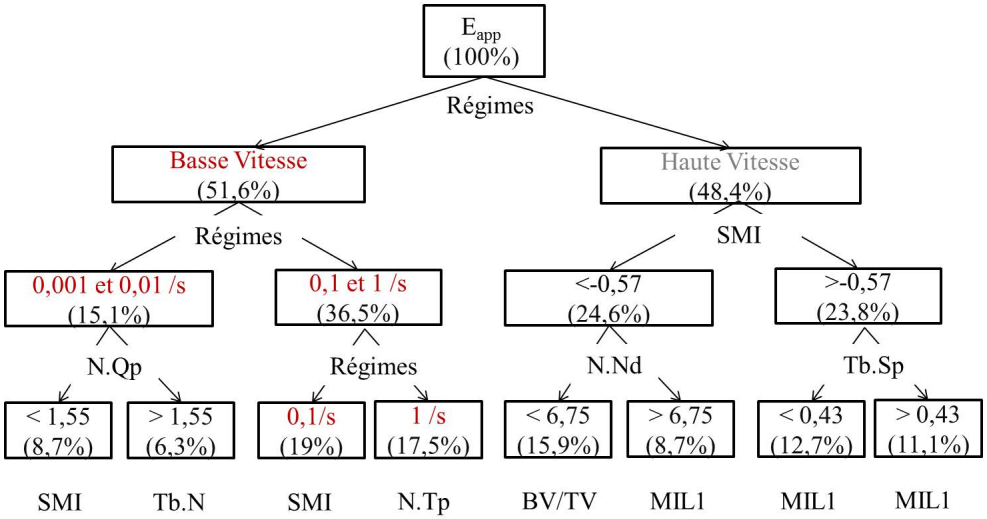


FIGURE 4.7. – Arbre de décision pour la prédiction des paramètres E_{app}.

• Contrainte à rupture, Figure 4.8 : la vitesse apparait au premier plan avec une division primaire en deux, différenciant le régime quasi-statique des vitesses de déformations plus élevées. Le deuxième niveau confirme la division en trois régimes (QS, ISR et D), observée en Chapitre 3. Les paramètres de connectivité et de géométrie associés à la topologie apparaissent parmi les trois régimes de vitesse. L'anisotropie et la fraction volumiques n'apparaissent pas dans les premiers niveaux.

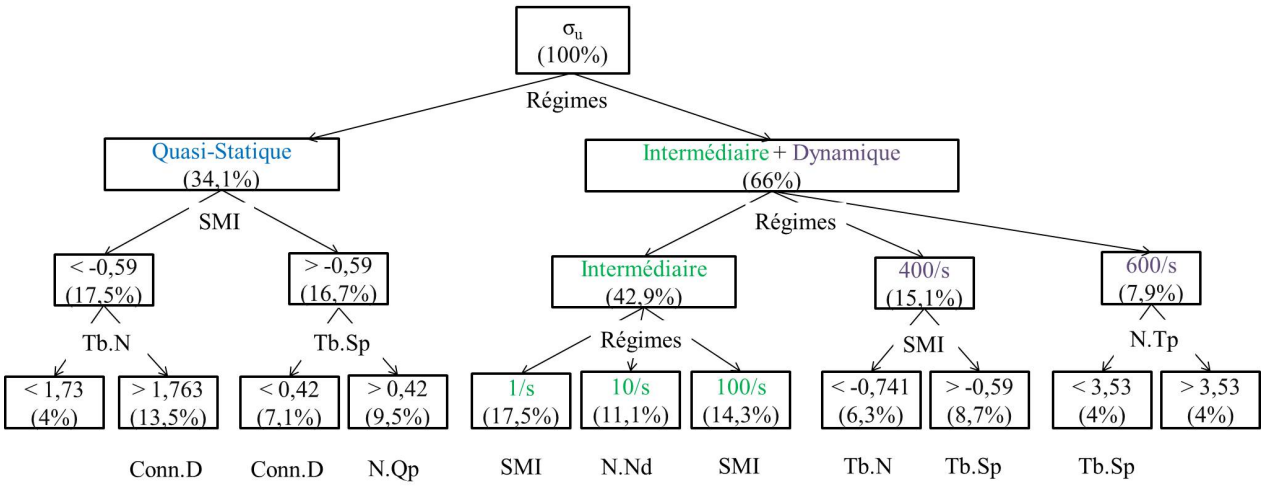


FIGURE 4.8. – Arbre de décision pour la prédiction des paramètres σ_u.

4.3. Localisation de la rupture : étude préliminaire

Le paragraphe précédent a permis de mettre en évidence les paramètres prédicteurs de la rupture. Cette étude peut aussi être complétée par l'observation des mécanismes de rupture pouvant avoir lieu dans l'os. Ceci peut être réalisé grâce aux scans de l'éprouvette avant et après compression.

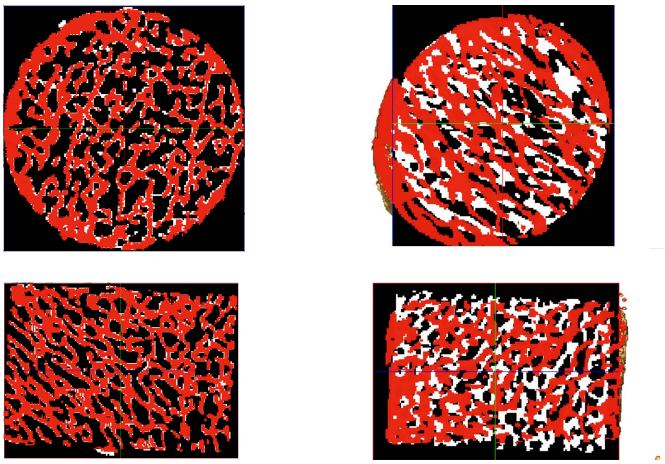
4.3.1. Recalage des images pré et post-compression

Matériels et méthodes

L'acquisition de l'architecture des échantillons post-compression a été menée de manière similaire à celle des échantillons pré-compression (*c.f.* §4.1.2). Les échantillons étant placés à l'identique dans le scanner avant et après compression, les seuils de binarisation des scans des échantillons post-compressions ont été fixés au niveau de valeur de celui estimé pour l'os avant essai. Seul un os, présentant une anomalie lors du scan, a été écarté de l'étude. Les 126 os ont été recalés spatialement, de manière rigide, sous Avizo, en utilisant un algorithme de corrélation. Ce dernier optimise la valeur de corrélation entre le modèle (post-compression) et la référence (pré-compression) via une transformation linéaire. Ce système de recalage est adapté car il se base sur les histogrammes des images identiquement acquises et binarisées. Pour 11 os, un autre algorithme de recalage peu performant en terme de temps de calcul pour la majorité des os, a dû être utilisé. Cet algorithme calcule la distance entre les valeurs de gris des deux images. Il est théoriquement bien adapté pour des jeux de données avec des histogrammes similaires.

Qualité du recalage

Les observations restent qualitatives, surtout à très grande déformation (c.f. Figure 4.9). Il serait intéressant de pouvoir noter la précision du recalage des images. Malgré l'utilisation de deux algorithmes différents, 20% des échantillons (soit 25 os) ont été jugés comme non satisfaisants et ne sont pas considérés dans la suite de l'étude.



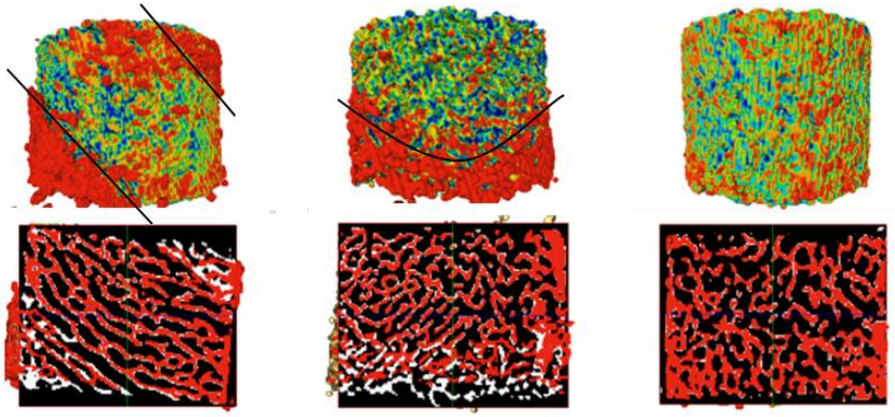
(a) Recalé (Os 28) (b) Non recalé (Os 107)

FIGURE 4.9. – Appréciation visuelle de la qualité du recalage.

4.3.2. Faciès de rupture

Observation

La visualisation de la distance entre les surfaces extraites recalées permet d'apprécier la localisation de la rupture. Plusieurs faciès de rupture sont alors observés : rupture asymétrique (10 échantillons, Figure 4.10(a)) et compression progressive (45 échantillons, Figure 4.10(b)) tandis qu'aucune fracture n'est identifiable visuellement parmi les échantillons restants (46 échantillons, Figure 4.10(c)).



(a) Asymétrique (b) Progressive (c) Non identifiable

FIGURE 4.10. – Faciès de fracture répertoriés.

Quantification de la fracture

Le mode de visualisation des distances inter-surfaces permet de quantifier l'angle nominal de la fissure pour des ruptures asymétriques (Figure 4.11) et l'interpréter par rapport à la quantification de la micro-architecture de l'échantillon. Cependant, son appréciation est essentiellement qualitative pour une fracture diffuse : toute la complexité de la géométrie de fracture ne peut être évaluée, notamment dans le cas d'une fracture interne.

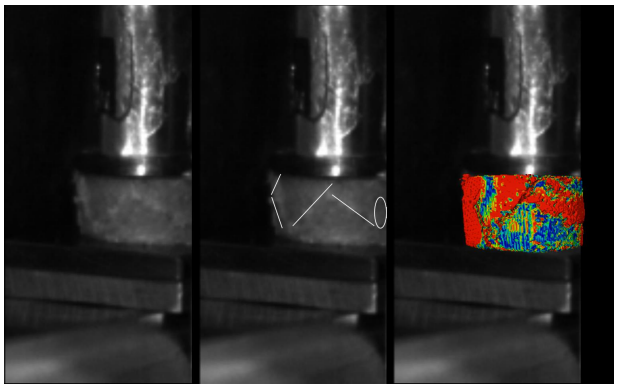
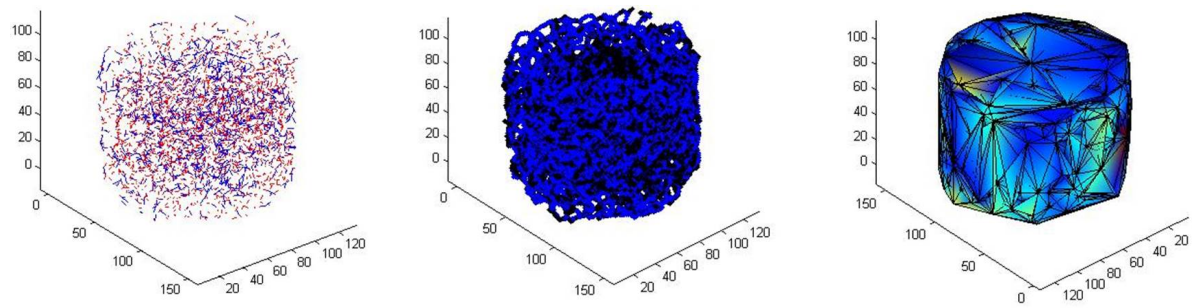


FIGURE 4.11. – Appréciation visuelle de la fracture : caméra à image rapide, plans de fracture externes identifié, différence de distance 3D avant et après compression.

Plusieurs méthodes alternatives, basées sur les distances entres nœuds des squelettes (Figure 4.12(a)), les poutres des squelettes (Figure 4.12(b)), par similitude à la corrélation d'image (Benoit *et al.*, 2009) ou encore par maillage de la surface (Figure 4.12(c)) ont été abordées dans cette étude sans permettre d'aboutir à une quantification robuste de la fracture.



(a) Étude des voisins aux nœuds (b) Comparaison de squelettes pre (bleu) et post (noir) compression (c) Maillage tétraédrique et différence de maillage

FIGURE 4.12. – Méthodes alternatives de localisation de la fracture approfondie dans cette étude mais non abouties.

Déformation et Fracture

Les faciès de rupture peuvent être reliés à la déformation de l'échantillon. Une illustration des résultats pour les os recalés (4 os ici parmi 80% d'os recalés) est présentée en Figure 4.13. La progression des ruptures trabéculaires y est visible en parallèle de l'avancement, en terme de déformation de l'échantillon.

Les lignes 1 à 4 tendent à confirmer que plus la déformation est importante plus la fracture est visible. On n'observe cependant pas de fracture particulière (globale ou locale) sur la ligne 1 (dépassement du point de fin d'élasticité) ni sur la ligne 2 (dépassement du point à rupture).

Pour la première ligne de la Figure 4.13, (os 28), la courbe contrainte/déformation nous informe du dépassement de la limite élastique, cependant la déformation correspondante de 0.2 mm n'est pas évidente sur les recalages rigides : on n'observe pas de plastification. De même, les 0.7 mm de différence entre os pré et post-compression correspondant aux 9% de déformation de l'os 60 ne sont pas observables en ligne 2. La différence inter-échantillon ne permet pas encore de quantifier ce phénomène de retour élastique, en fonction de la vitesse de déformation et de la contribution de la moelle.

La contrainte plateau observée à la ligne 4 correspond bien à l'effondrement progressif des travées. On observe une initiation de la densification sur la courbe contrainte déformation, visible au sein du matériau sur la coupe centrale : des contacts entre les travées cassées s'opèrent.

Vitesse et faciès de rupture angulaire

Les fractures angulaires sont principalement retrouvées à vitesse de déformation élevée (400/s et 600/s). L'étude préliminaire faite sur le double piégeur d'onde (Prot *et al.*, 2012) conforte les résultats trouvés ici puisque elle avait mis en valeur des plans de fracture obliques pour des échantillons élancés, sollicités en dynamique.

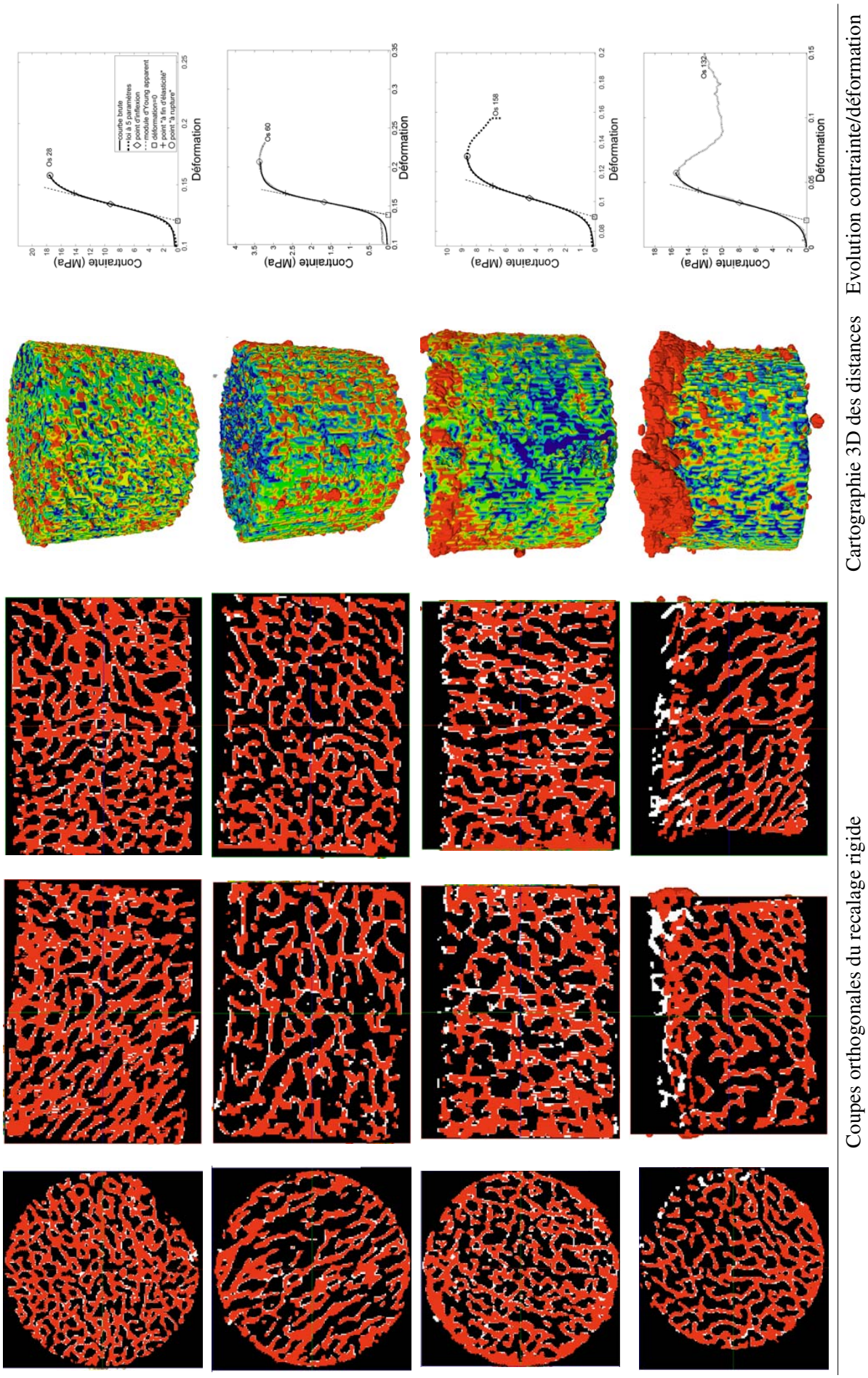


FIGURE 4.13. – Recalage scans pré et post compression et localisation de la fracture en fonction de la déformation.

Il serait alors intéressant de résoudre le problème d'échantillons non recalés (20%) pour compléter l'étude et vérifier si la fracture angulaire est issue uniquement d'une sollicitation dynamique.

La littérature tend à contredire l'hypothèse selon laquelle la fracture angulaire ne serait observée qu'à régime de déformation élevé (Hambli, 2013). En effet, l'apparition de la fracture oblique a également été observée à plus faible régime de sollicitation (Figure 4.14), sur des échantillons plus élancés. L'observation faite ici pourrait alors être dû à la faiblesse de la précision du moyen d'essai (*c.f.* : Annexe C) qui a autorisé une plus grande déformation qu'à vitesse faible (*c.f.* : § Déformation et Fracture). De plus, on retrouve toutes sortes de faciès de rupture pour ces vitesses de déformation élevées, pas uniquement des fractures angulaires.

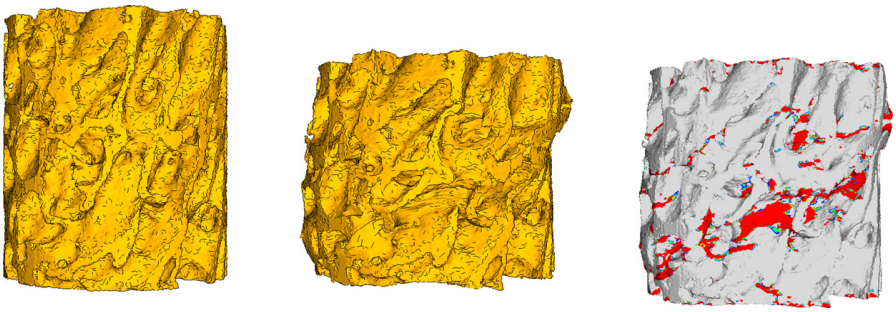


FIGURE 4.14. – Fractures angulaires à régime basse vitesse : échantillon initial, comprimé, numériquement comprimé (Hambli, 2013).

Quantification de la rupture angulaire

L'étude préliminaire (Prot *et al.*, 2012) avait été poursuivie par une analyse microscopique de lames minces des échantillons comprimés. Cette dernière avait mis en évidence des plans de fracture inclinés de l'ordre de 30 degrés par rapport à l'axe du cylindre, pour des échantillons sollicités en Dynamique (Figure 4.15). Les angles des fractures planes ont été répertoriés et il apparaît que l'angle du plan de fracture est en moyenne proche de 45 degrés pour des échantillons moins élancés. Cet angle de fracture diffère de l'angle entre la direction de sollicitation et la direction principale des travées, θ.

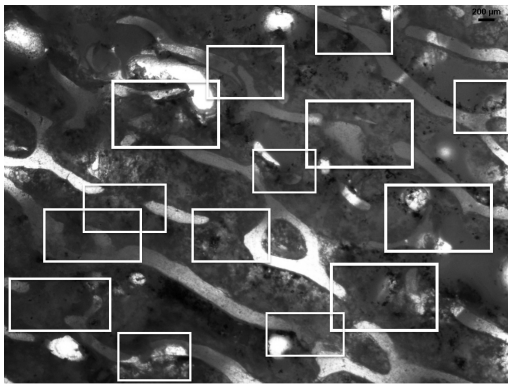
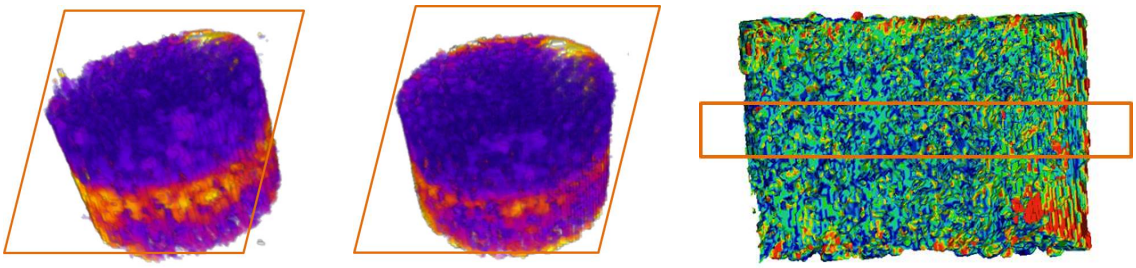


FIGURE 4.15. – Fractures angulaires : observation microscopique de multiples fractures suivant des plans transversaux (Prot *et al.*, 2012).

4.3.3. Architecture et Fracture

Inhomogénéité et Fracture

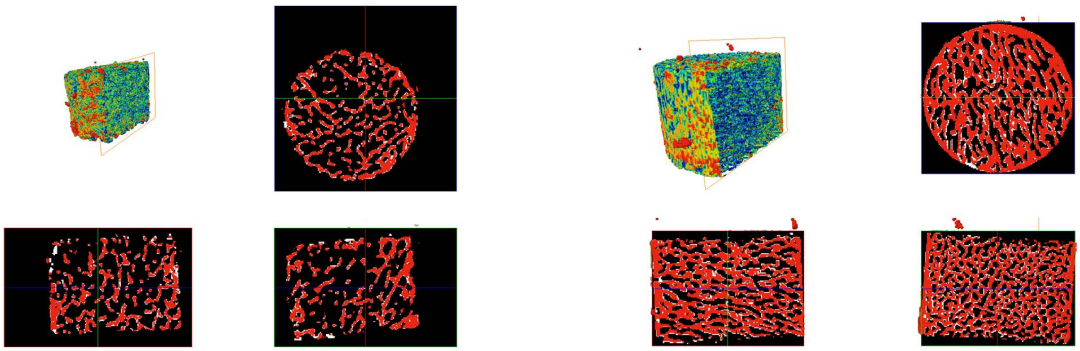
Le paragraphe 4.2 attestait de la faible contribution des variations internes d'épaisseur de travées sur la réponse mécanique. Cette variation au sein des échantillons pré et post-compression est ici qualitativement comparée dans la Figure 4.16 à la distance inter surfaces pre/post compression. L'initiation de la rupture n'apparaît pas clairement au sein de l'échantillon (Figure 4.16(b)) tandis que la variation d'épaisseur de travées subit une grande variation dans une section médiale, perpendiculaire à la sollicitation de compression, d'amplitude diminuée après compression (Figure 4.16(a)). La variation d'épaisseur de travée se présente alors comme peu liée à l'initiation de la fracture et supporte l'hypothèse précédente.



(a) Pre-compression (Orange : Tb.Th faible) (b) Post-compression (c) Différences de surfaces recalés (Bleu : peu de différences vers rouge)

FIGURE 4.16. – Non mise en évidence d'un possible lien entre la variation d'épaisseur de travée (Tb.Th) et l'initiation de la fracture. Échantillon représentatif de ceux présentant une forte variation interne de Tb.Th.

L'étude des corrélations a établi un lien fort entre la variation d'épaisseur inter-travées et les différents paramètres mécaniques quelque soit le régime étudié (Tableau 4.9). La méthode du recalage a été utilisée pour savoir si les zones à fortes variations d'épaisseur inter -travées étaient systématiquement associés à des zones de fracture (Figure 4.17).



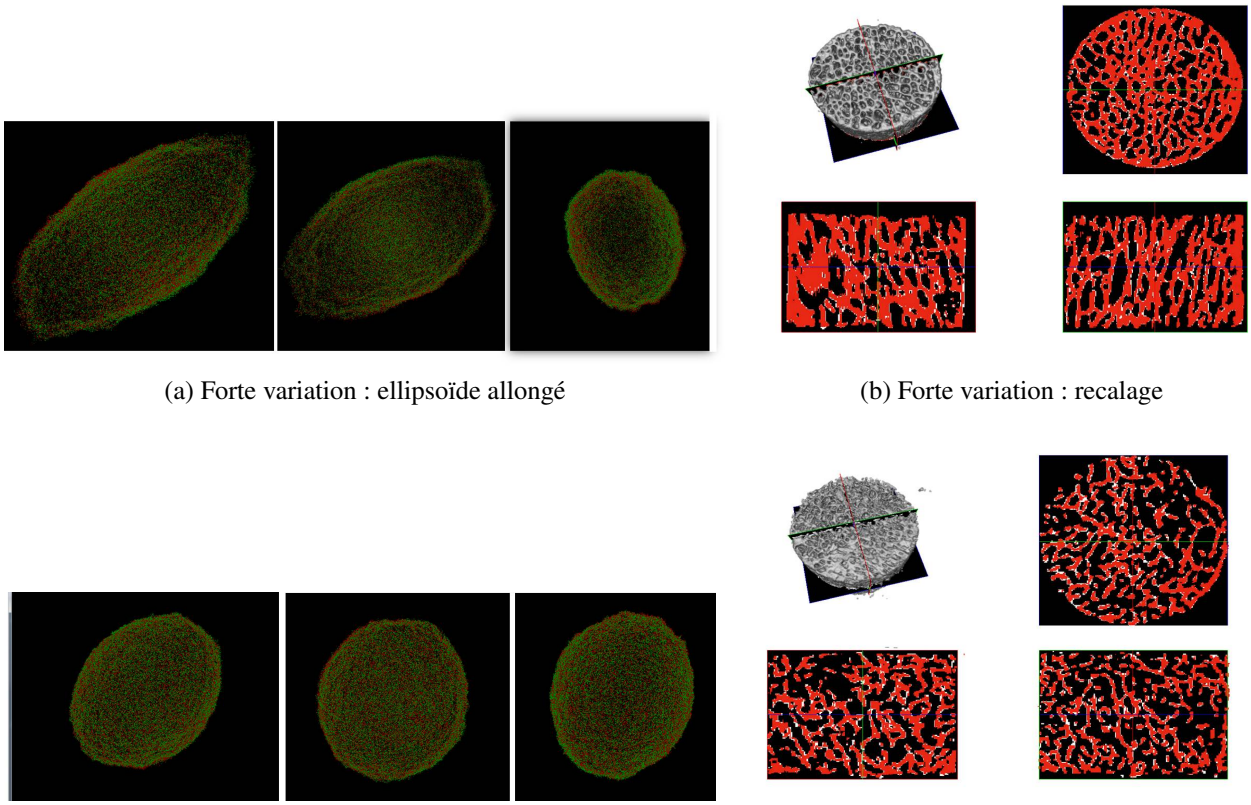
(a) Forte variation (b) Faible variation

FIGURE 4.17. – Non mise en évidence d'un possible lien entre la variation de l'espace inter-travées (Tb.Sp) et l'initiation de la fracture. Echantillons représentatifs.

La Figure 4.17 présente deux cas de figure distincts, avec une forte variation de l'épaisseur inter trabéculaire au sein de l'échantillon pour un échantillon très poreux, et une faible variation du Tb.Sp au sein d'un échantillon plus dense, pour lesquels on observe aucun plan de fracture par recalage des surfaces pré et post-compression. Dans le cas présenté ici de fortes variations internes de l'épaisseur inter-travées ainsi que l'ensemble de ceux de la campagne d'essai, la contribution de ce paramètre observée statistiquement (Tableau 4.9) n'a pas pu être visualisée.

Anisotropie et Fracture

Enfin, la contribution de la variation d'anisotropie sur la réponse mécanique avait été attestée en §4.2. Cependant, pour les échantillons à forte variation d'anisotropie (Figure 4.18(a)), l'orientation privilégiée des travées est dans la direction de compression, comme illustré en Figure 4.18(b). Cette configuration renforce la rigidité de l'échantillon, mais limite la comparaison avec un échantillon dont l'architecture pourrait être assimilée comme étant isotrope Figures 4.18(c) et (d).



(a) Forte variation : ellipsoïde allongé

(b) Forte variation : recalage

(c) Faible variation : ellipsoïde sphérique

(d) Faible variation : recalage

FIGURE 4.18. – Étude de l'écart type de l'anisotropie.

4.4. Conclusion et perspectives

En conclusion, ce chapitre axé sur la caractérisation architecturale, a permis de mettre en évidence le rôle de l'organisation poreuse dans le processus de fracture à travers les différents régimes de sollicitation en compression. Des hypothèses de comportement dépendant du régime de vitesse ont été proposées afin de comprendre les phénomènes observés, tandis que les paramètres architecturaux extraits, appuyant ces hypothèses, permettront de prédire de manière efficace la réponse mécanique.

Les chapitres suivants (5 et 6) vont permettre d'étudier la sensibilité de la réponse mécanique vis-à-vis de ces paramètres, via la construction d'un modèle architectural, basé sur les paramètres architecturaux mis ici en valeur ici.

Ce chapitre a également mis en évidence le potentiel d'utilisation des analyses micro-CT pour enquêter sur l'initiation et le développement de fracture dans les échantillons d'os spongieux, soumis à différents taux de chargement en compression. Ils ouvrent la voie à l'évaluation de la corrélation entre préjudice et organisation micro-structurelle.

Les travaux préliminaires présentés ici, abordant la localisation de la fracture, sont d'ores et déjà poursuivis au sein du Laboratoire Sud Africain. En effet, dans un soucis de complétude, un projet de fin d'étude pour un étudiant sud africain, spécialisé en reconnaissance faciale et déformations 3D des corps, a été mis en place. De plus, afin de compléter les modèles de comportement et la contribution de la moelle vis-à-vis de celle de l'architecture, un post-doctorant français de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Chapark a poursuivit la campagne d'essais confinés par une série d'expérimentations sur os dégraissés en Afrique du Sud de janvier à août 2015. Une étudiante sud africaine de Master 2 recherche poursuit actuellement cette campagne d'essais.

5. Génération d'architecture d'os spongieux

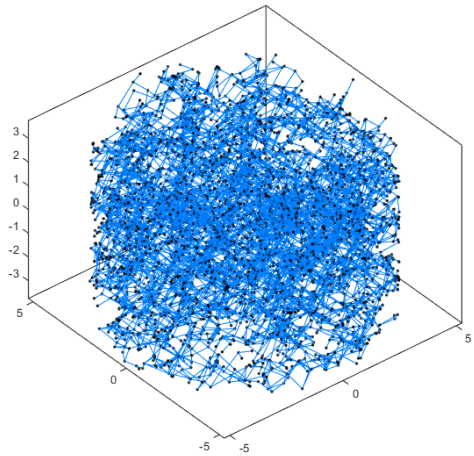


FIGURE 5.1. – Génération d'os spongieux.

Précédemment, des paramètres architecturaux pertinents ont été mis en valeur afin de prédire la réponse mécanique de l'os spongieux pour différentes vitesses de sollicitation. L'intérêt de ces données est son utilisation en routine clinique. L'étude permet de donner, à architecture fixée (tributaire du donneur), la réponse mécanique à une sollicitation de compression (essais destructifs). Il est alors intéressant d'envisager toute sorte d'architecture pouvant être présente chez un être humain.

Dans ce chapitre sera développé un générateur d'architecture réaliste permettant de s'affranchir du donneur. La sensibilité de sa réponse mécanique vis-à-vis des paramètres architecturaux pourra alors être étudiée. Le modèle qui pourra être validé (Chapitre 6) en implémentant l'architecture des échantillons (Chapitre 4) dont la réponse mécanique expérimentale est déjà connue (Chapitre 3), permettra d'envisager leurs réponses sous d'autres régimes de sollicitation que celui envisagé dans le protocole expérimental.

Sommaire

5.1. Grands principes du générateur d'architecture **82**
5.2. Analyse des données réelles **82**
5.3. Descriptif détaillé du générateur d'architecture **85**
5.4. Exemple d'une génération **95**
5.5. Sensibilité de la génération vis-à-vis des échantillons **100**
5.6. Conclusion et discussion **103**
5.7. Perspectives **104**

Afin de générer un modèle d'architecture, il est important de choisir judicieusement les paramètres d'entrée. Un nombre trop important de paramètres restreindrait la génération tandis que le contraire apporterait un risque de non-convergence ou de multiplication de solutions. Le processus global de génération sera d'abord présenté. Une analyse approfondie des échantillons de la campagne d'essais sera ensuite exposée pour justifier la démarche détaillée de génération. Les résultats seront illustrés pour un os et discutés pour plusieurs générations.

5.1. Grands principes du générateur d'architecture

Il a été choisi de générer des architectures réalistes à partir de squelettes similaires à ceux issus des algorithmes d'amincissement de structures spongieuses (Lee *et al.*, 1994). La première étape (Figure 5.2) consiste à créer des nœuds uniformément répartis dans un volume contenant un cylindre. Pour cela, le générateur se basera sur une densité de points. Une fois les nœuds créés, les travées sont construites en respectant des critères de distance minimum et maximum de connexions.

Une boucle d'optimisation est ensuite mise en place pour supprimer les travées en excédant, en respectant des critères associés aux longueurs trabéculaires, aux nombres de travées par nœuds (classe) et à l'anisotropie. Afin de s'affranchir des directions d'anisotropie initiales, il a été choisi de générer un volume sphérique. Une fois l'optimisation terminée, l'échantillon cylindrique est extrait de la sphère, de manière à respecter les axes d'anisotropie voulus. Enfin, les volumes sont affectés aux travées.

Les paramètres de la génération s'appuieront sur les paramètres décrivant l'organisation osseuse : la densité de nœuds, N.Nd, la densité de travées, Tb.N, les longueurs de connections, Nd.Nd (Ld ou Lr), l'anisotropie, MIL, les volumes, BV/TV (global) et l'épaisseur de travées, Tb.Th.

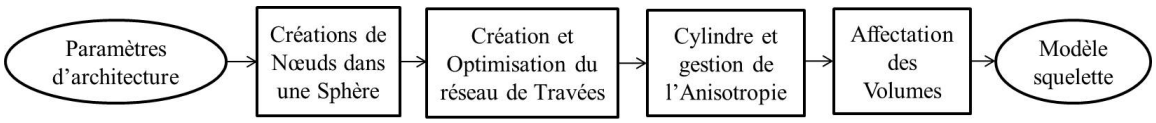


FIGURE 5.2. – Description générale du générateur.

5.2. Analyse des données réelles

Pour se baser sur des valeurs réalistes des paramètres architecturaux, il est important de caractériser plus en détails l'organisation trabéculaire observée sur les échantillons de la campagne d'essai (fémur bovin sud africain).

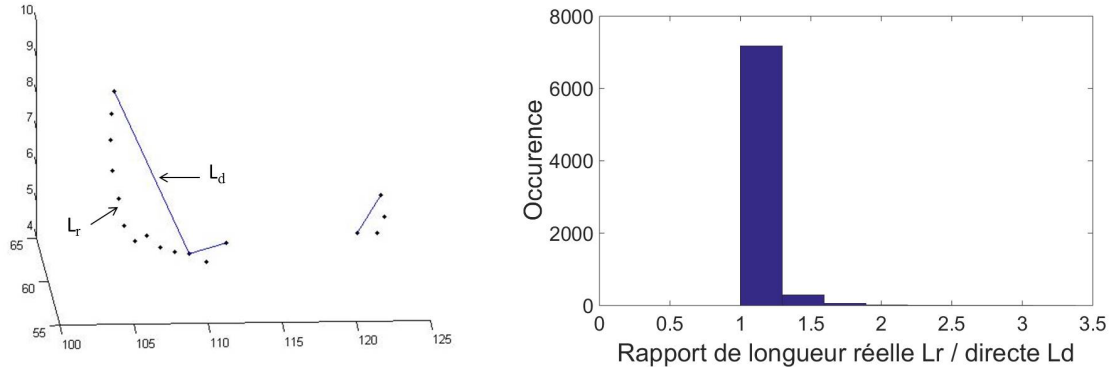
5.2.1. Nombre de nœuds et nombre de travées

La densité de nœuds observée dans la campagne d'essai est, en moyenne, de $\overline{N.Nd} = 6.39$ avec un écart type $\sigma_{N.Nd} = 1.29$. Le nombre de travées moyen est de $\overline{Tb.N} = 1.66$ avec un écart type $\sigma_{Tb.N} = 0.22$. Les forts écart types observés associés aux fortes corrélations avec

les paramètres mécaniques illustrés dans le chapitre précédent, nous emmènent à considérer une personnalisation de ces paramètres géométriques pour la génération des échantillons.

5.2.2. Connections des travées

Afin de générer des connections dans le volume initial de points. Il est important d'étudier dans un premier temps la courbure des travées. Le rapport de longueur réelle, Lr, sur la longueur directe nœud à nœud, Ld ($\frac{L_r}{L_d}$) a alors été quantifié pour les échantillons de la campagne d'essai. Les résultats illustrés en Figure 5.3 attestent que les travées peuvent être considérées dans un premier temps comme des poutres droites de longueurs Ld.

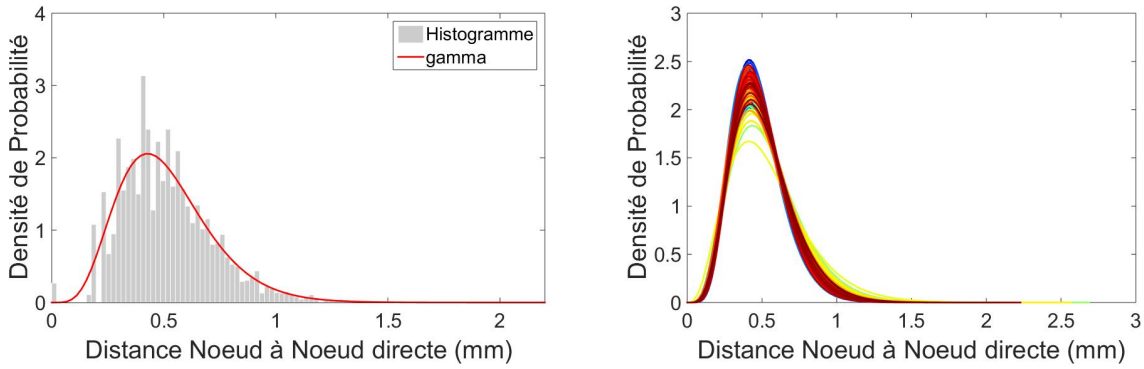


(a) Distance nœud à nœud directe versus travée réelle discrétisée

(b) Fraction longueur directe/ longueur réelle

FIGURE 5.3. – Courbure des travées pour un échantillon représentatif de la population.

De manière similaire, les distances nœud à nœud connecté directes, Nd.Nd, ont été quantifiées pour les échantillons de la campagne d'essai (Figure 5.4(a)). Certaines travées présentent des distances nulles, ces dernières représentent les cellules poreuses fermées. La meilleure loi de distribution est déterminée suivant les critères de log-vraisemblance (LL) et d'information Akaike (AIC) parmi les lois de distribution continues usuelles (Fisher, 1922). Au sein de ces distributions, 97% des répartitions sont mieux modélisées par une loi gamma (Figure 5.4(b)).



(a) Distribution de l'os 55

(b) Ensemble des lois gamma

FIGURE 5.4. – Modélisation des distances Nœud à Nœud des travées droites

La loi gamma s'écrit en fonction des paramètres a et b, sous la forme :

$$Prob = f(L|a,b) = \frac{1}{b^a\Gamma(a)}L^{a-1}e^{\frac{-L}{b}} \quad avec \quad \Gamma(a) = \int_0^\infty e^{-t}t^{a-1}dt \tag{5.1}$$

Les moyennes et écarts types des paramètres a et b ont été évalués : $\overline{a} = 6.76$, $\sigma_a = 0.66$ et $\overline{b} = 0.07$, $\sigma_b = 0.01$. Les paramètres a et b de la loi gamma sont reliés à la moyenne et l'écart type de la distribution (équation 5.2).

$$\overline{L_d} = a.b = 0.47 \qquad \sigma_{L_d} = a\sqrt{(b)} = 0.18 \tag{5.2}$$

Pour chaque échantillon, l'écart-type de la répartition des distances nœuds à nœuds observé sur la campagne d'essai est conservé et la moyenne, plus variable, peut être personnalisée. En effet, la trace du tenseur de Fabrique, $\underline{\underline{F}}_{travees}$ défini au Chapitre 4 est égale à la moyenne des distances directes nœud à nœud, Nd.Nd. En effet :

$$\underline{\underline{F}}_{travees}(Ld) = \frac{1}{N.Tb}\sum_{k=1}^{N.Tb} Ld_k.\vec{u_{tk}} \otimes \vec{u_{tk}} \tag{5.3}$$

On en déduit que :

$$trace(\underline{\underline{F}}_{travees}(Ld)) = \frac{1}{N.Tb}\sum_{k=1}^{N.Tb} trace(Ld_k.\vec{u_{tk}} \otimes \vec{u_{tk}}) = \frac{1}{N.Tb}\sum_{k=1}^{N.Tb} Ld_k = Nd.Nd \tag{5.4}$$

Les valeurs propres associées au tenseur ne sont autres que les MILs : paramètres d'anisotropie très corrélés aux paramètres décrivant le comportement mécanique global (Chapitre 4). Il sera alors possible d'accéder à la valeur moyenne des distances nœud à nœud, en additionnant les trois valeurs du MILs issues du tenseur $\underline{\underline{F}}_{travees}$.

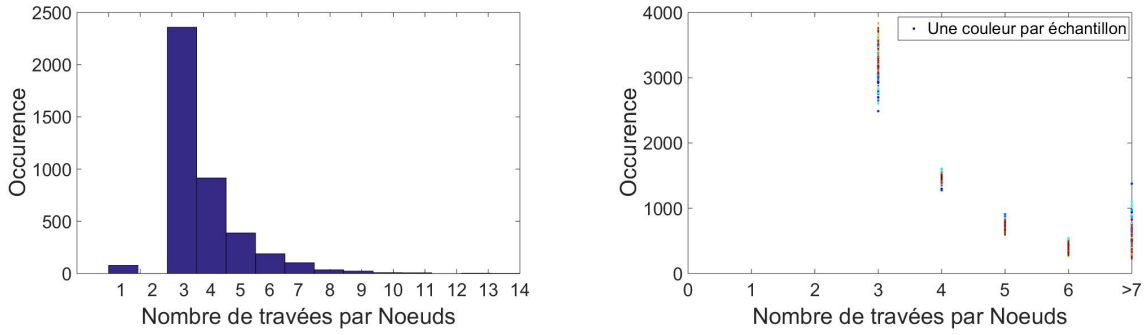
Remarque : Choix du tenseur de Fabrique

Pour le générateur d'architecture, c'est donc le tenseur de Fabrique $\underline{\underline{F}}_{travees}(Ld)$ qui sera utilisé. Plus facilement calculable, il apporte les mêmes conclusions que le tenseur issu de l'ellipsoïde pour les valeurs du MIL (*c.f.* Chapitre 4). Il permet de personnaliser la distribution de travées et il est facilement adaptable pour des travées courbes.

5.2.3. Nombre de travées par nœud : classe

La répartition des classes (*i.e.* : nombre de travées par noeuds), pour l'ensemble des échantillons de la campagne d'essais a été étudiée (Figure 5.5(b)). Les connexions de classe supérieures à 6 contribuent en moyenne à moins de 10% des connexions totales.

Il n'y pas pas de nœuds isolés avec zéro travée connectée. De plus, il n'y a pas de travées seules au sein de l'échantillon. Le nombre de nœuds à deux branches est nul car cette disposition peut être considérée comme une plus longue travée (Figure 5.5). Le nombre de termini (nœud avec une seule branche) est faible et principalement dû à la découpe des spécimens. Cette localisation est donc plutôt périphérique.



(a) Un échantillon (b) Ensemble des échantillons

FIGURE 5.5. – Distribution du nombre de travées par nœud. >7 correspond aux nœuds à plus de 6 travées.

La forte présence de nœuds triples et quadruples, associée à un écart type inter-échantillons important confirme la nécessité d'implémenter ces nombres de points triples et quadruples (N.Tp et N.Qp) comme variables d'entrée. De plus, ceux-ci avaient été mis en valeur par l'étude des corrélations avec la réponse mécanique (Chapitre 4).

5.2.4. Anisotropie

Les fortes corrélations observées au chapitre précédent entre les trois valeurs du MIL et les paramètres mécaniques de comportement associé à une facilité de la personnalisation des distances de connectivité nous incite à considérer une personnalisation de ces paramètres anisotropiques pour la génération. L'utilisation des vecteurs propres du tenseur de Fabrique permettra de compléter les informations associées aux valeurs propres que sont les MILs (extraction du cylindre).

5.3. Descriptif détaillé du générateur d'architecture

L'utilisation des paramètres architecturaux choisis dans le processus de génération d'architectures est décrite plus en détail dans ce paragraphe.

5.3.1. Sphère Initiale

Distribution nodale

La densité de points spécifique, N.Nd, permet de créer un nombre de points finis, aléatoirement répartis dans une sphère légèrement plus grande que celle contenant le cylindre expérimental. La densité initiale de points est augmentée arbitrairement de 10%, car les étapes suivantes nécessitent de supprimer des nœuds.

Distribution initiale des travées/poutres

Pour les créations des connexions nodales, il a été choisi de connecter tous les points voisins inscrits dans une sphère de rayon $\sum MIL \pm 3\sigma_{L_d}$. Le terme de sphère initiale utilisé dans la suite fera référence à la génération issue de cette étape. Les étapes suivantes consisteront en la suppression de travées.

5.3.2. Optimisation

Le nombre de travées à supprimer est très important (environ 80%). Une boucle d'optimisation pas à pas a été mise en place (Figure 5.6). Dans un premier temps, il a été choisi d'établir un critère de notation vis-à-vis des différences entre les paramètres architecturaux voulus et ceux générés. Ces notes sont pondérées par un poids permettant d'accentuer la suppression de travées de manière à minimiser l'erreur de note la plus élevée. Ces poids s'appuient donc sur les erreurs globales. L'optimisation décrite dans la Figure 5.6 se termine lorsque l'erreur en densité de travées est inférieure à 5%, quelle que soit l'erreur observée sur les trois autres notes.

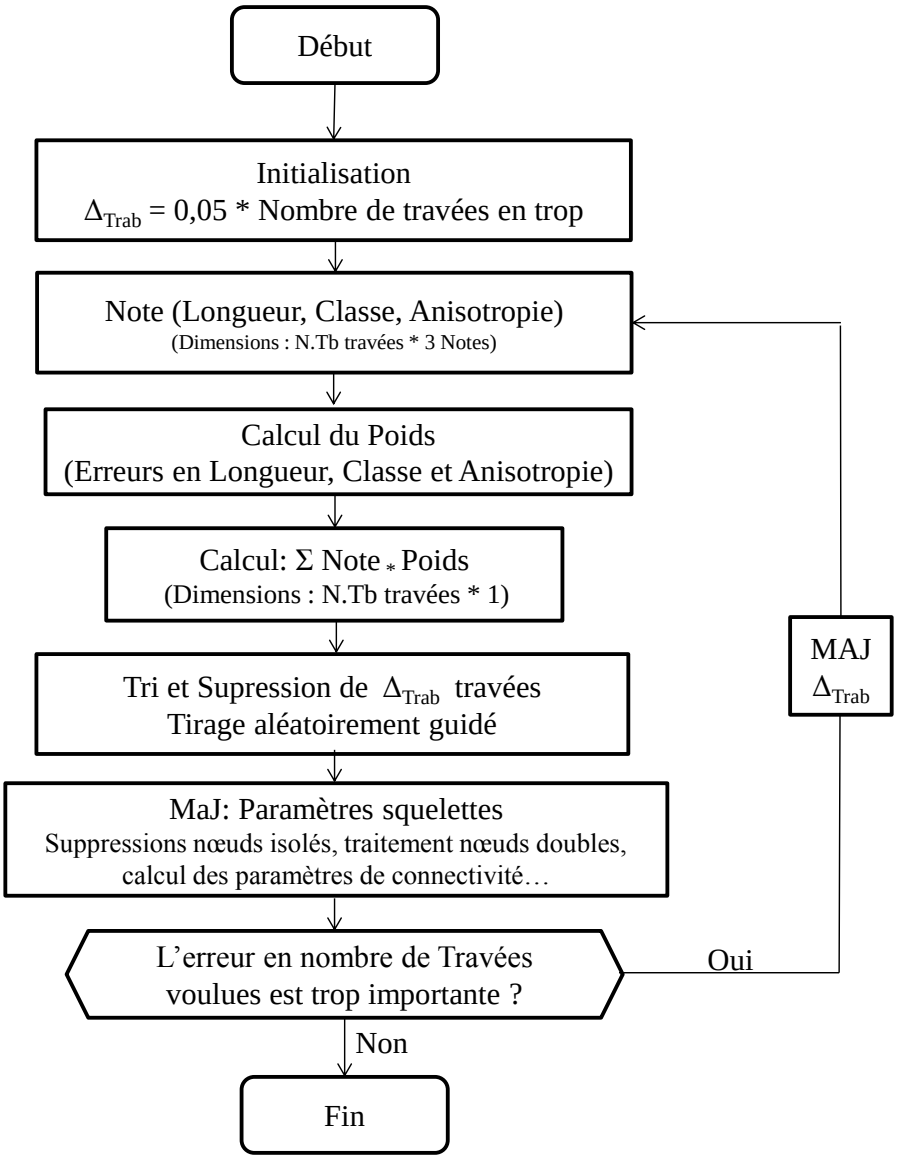


FIGURE 5.6. – Schématisation de l'optimisation de la suppression de travées.

Le détail de l'optimisation est présenté ci-après.

Notation des travées

Pour corriger les erreurs observées, trois notes ont été définies pour chaque travée k, quantifiant la contribution en longueur, en classe et en anisotropie. Ces trois notes ont été indépendamment échelonnées en %.

• **Notation en longueurs de travées**. Pour la travée k, on définit la note en longueur, $Note(k, L)$, comme la différence de probabilité de longueur (Réelle versus Objectif, Figure 5.7), pondérée par la longueur de la travée. Elle est définie comme :

$$Note(k, L) = L_k.\frac{D_{Reelle_{L_k}} - D_{Objectif_{L_k}}}{D_{Objectif_{L_k}}} \tag{5.5}$$

D représentant la densité de probabilité associée à la longueur L_k. Si la note de travée contribue à la loi gamma de répartition (différence négative), elle est alors mise à 0 (Figure 5.7).

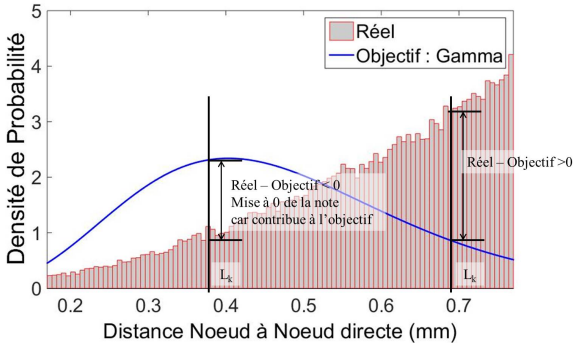


FIGURE 5.7. – Répartition des longueurs et Notation.

• **Notation en classe**. Pour la travée k, on définit une première note de classe, $Note(k, classe)$, comme la différence de probabilité de classe (Réelle versus Objectif). Elle est définie comme :

$$Note(k, classe) = \frac{D_{Reelle_{Classe_k}} - D_{Objectif_{Classe_k}}}{D_{Objectif_{Classe_k}}} \tag{5.6}$$

D représentant l'occurrence associée à la classe de la travée, $Classe_k$, définie comme la classe minimum de ses deux nœuds. Si la note de travée contribue à la classe objectif (différence négative), elle est alors mise à 0 (Figure 5.8).

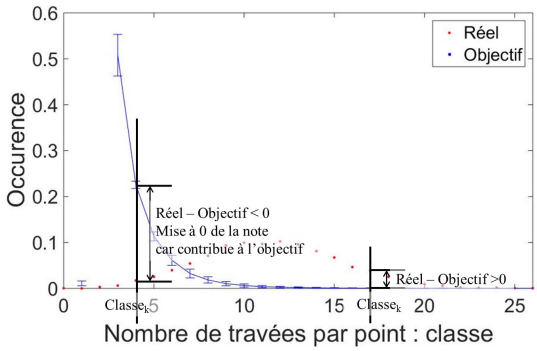


FIGURE 5.8. – Répartition des classes et Notation.

• **Notation en Anisotropie**. Pour la notation en anisotropie de chaque travée k, $Note(k, anisotropie)$, on se base sur la formulation du tenseur de Fabrique associé aux travées droites :

$$\underline{\underline{F}}_{travees}(Ld) = \frac{1}{N.Tb}\sum_{k=1}^{N.Tb} Ld_k * \vec{u_{tk}} \otimes \vec{u_{tk}} \tag{5.7}$$

$$\underline{\underline{F}}_{travees}(Ld) = \begin{pmatrix} \frac{1}{N.Tb}\sum_{k=1}^{N.Tb} Ld_k * \vec{u_{tk_X}}^2 & \frac{1}{N.Tb}\sum_{k=1}^{N.Tb} Ld_k * \vec{u_{tk_X}} * \vec{u_{tk_Y}} & \frac{1}{N.Tb}\sum_{k=1}^{N.Tb} Ld_k * \vec{u_{tk_X}} * \vec{u_{tk_Z}} \\ & \frac{1}{N.Tb}\sum_{k=1}^{N.Tb} Ld_k * \vec{u_{tk_Y}}^2 & \frac{1}{N.Tb}\sum_{k=1}^{N.Tb} Ld_k * \vec{u_{tk_Y}} * \vec{u_{tk_Z}} \\ Symetrique & & \frac{1}{N.Tb}\sum_{k=1}^{N.Tb} Ld_k * \vec{u_{tk_Z}}^2 \end{pmatrix} \tag{5.8}$$

Le tenseur de Fabrique objectif est égal à :

$$\underline{\underline{F}}_{travees}(Ld) = \begin{pmatrix} MIL_1 & 0 & 0 \\ 0 & MIL_2 & 0 \\ 0 & 0 & MIL_3 \end{pmatrix} \tag{5.9}$$

Et la contribution d'une seule travée au tenseur de Fabrique s'exprime par :

$$\underline{\underline{F}}_{travees}(Ld) = \begin{pmatrix} Ld_k * \vec{u_{tk_X}}^2 & Ld_k * \vec{u_{tk_X}} * \vec{u_{tk_Y}} & Ld_k * \vec{u_{tk_X}} * \vec{u_{tk_Z}} \\ & Ld_k * \vec{u_{tk_Y}}^2 & Ld_k * \vec{u_{tk_Y}} * \vec{u_{tk_Z}} \\ Symetrique & & Ld_k * \vec{u_{tk_Z}}^2 \end{pmatrix} \tag{5.10}$$

La travée a alors une contribution optimale si :

$$\begin{cases} Ld_k * \vec{u_{tk_X}}^2 = MIL_1 \quad et \quad Ld_k * \vec{u_{tk_Y}}^2 = MIL_2 \quad et \quad Ld_k * \vec{u_{tk_Z}}^2 = MIL_3 \\ Ld_k * \vec{u_{tk_X}} * \vec{u_{tk_Y}} = Ld_k * \vec{u_{tk_X}} * \vec{u_{tk_Z}} = Ld_k * \vec{u_{tk_Y}} * \vec{u_{tk_Z}} = 0 \end{cases}$$

Il est impossible que les trois erreurs en MIL soient simultanément nulles. La notation en anisotropie de chaque travée k, $Note(k, anisotropie)$, a alors été établie à partir des 3 critères suivant :

— *Gestion des termes diagonaux du tenseur*. Pour cela, on identifie l'orientation privilégiée de la travée et on lui associe le MIL correspondant pour déterminer une erreur. Par exemple, si la travée k contribue prioritairement à la direction 2, le critère 1, $Crit_1(k)$, sera :

$$Crit_1(k) = \frac{Ld_k * \vec{u_{tk_Y}}^2 - MIL_2}{MIL_2} \tag{5.12}$$

— *Gestion des termes non diagonaux du tenseur*. Pour tendre vers des termes non diagonaux nuls, il a été choisi de minimiser le maximum des trois termes tels que :

$$Crit_2(k) = Max(\vec{u_{tk_X}} * \vec{u_{tk_Y}}, \vec{u_{tk_X}} * \vec{u_{tk_Z}}, \vec{u_{tk_Y}} * \vec{u_{tk_Z}}) \tag{5.13}$$

— *Hiérarchisation des travées*. Pour privilégier les travées qui corrigeront la plus grande erreur observée, un critère 3 est établi par rapport à l'erreur globale en anisotropie suivant l'orientation privilégiée de la travée. Par exemple, si la travée k contribue prioritairement au MIL_2, le critère 3, $Crit_3(k)$, sera :

$$Crit_3(k) = \frac{MIL2_{Reel} - MIL2_{Objectif}}{MIL2_{Objectif}} \tag{5.14}$$

On définit alors la notation en anisotropie de chaque travée k, $Note(k, anisotropie)$ comme :

$$Note(k, aniso) = \frac{Crit_1(k) * Crit_2(k)}{Crit_3(k)} \tag{5.15}$$

Erreurs globales

Le principal objectif de cette optimisation est de tendre vers un nombre de travées acceptable en minimisant les erreurs observées en terme d'écart de longueur, de classe et d'anisotropie entre la structure actuelle au pas, p, et la structure désirée. Pour cela, trois erreurs globales ont été définies :

• **Erreur globale de longueur, Er.L**. Exprimée en %, elle est définie comme l'intégrale, en valeur absolue, de la courbe obtenue en soustrayant les deux répartitions (Réelle et Objectif).

• **Erreur globale de classe, Er.classe**. Exprimée en %, elle est définie comme la somme des valeurs absolues des différences entre les deux distributions (Réelle et Objectif).

• **Erreur globale d'anisotropie, Er.Aniso**. Pour l'anisotropie, l'erreur est quantifiée par :

$$Er.Aniso = 100 * \left(\frac{\mid MIL1_{Reel_k} - MIL1_{Objectif} \mid}{MIL2_{Objectif}} + \frac{\mid MIL2_{Reel_k} - MIL2_{Objectif} \mid}{MIL2_{Objectif}} + \frac{\mid MIL3_{Reel_k} - MIL3_{Objectif} \mid}{MIL3_{Objectif}} \right) \tag{5.16}$$

Calcul des poids

A chaque pas p, le poids est affecté à chaque critère comme l'erreur en note globale pondérée par le rang de la note (les 3 notes sont triées par ordre croissant) afin de privilégier le paramètre le moins optimal.

$$Poids_p = Er.Note_p = [Er.L \quad Er.classe \quad Er.aniso]_p.Rang_{note} \tag{5.17}$$

Suppression des travées

Le nombre de travées à supprimer est Δ_{Trab}. Il suffit alors de tirer les Δ_{Trab} travées ayant la somme des 3 notes la plus grande, chaque note étant pondérée par le poids. On définit un critère cumulatif, $Crit_{cum}$. Afin de rendre plus restrictif ce critère, il a été choisi de travailler sur une note améliorée telle que :

$$\begin{aligned} Crit_{cum_k} &= \sum(Note_{amelioree}.Poids) \\ &= Poids_{Er.L}.e^{-|Note(k,L)|} + Poids_{Er.classe}.e^{-|Note(k,classe)|} + Poids_{Er.aniso}.e^{-|Note(k,aniso)|} \end{aligned} \tag{5.18}$$

Il s'agira alors de supprimer Δ_{Trab} travées ayant des critères cumulatifs petits. Pour cette suppression, une notion de choix aléatoire des travées a été appliquée afin de générer différentes solutions architecturales. Ce tirage aléatoire de N valeurs est associé à la loi de distribution exponentielle décrite ci-dessous :

$$Tirage(N, Puissance) = \frac{e^{(random(N))^{Puissance}} - e^0}{e^{-}e^0} \tag{5.19}$$

La valeur de la puissance a été fixée à 20. Le résultat du tirage de 10 valeurs parmi 0 à 1 est illustré en Figure 5.9.

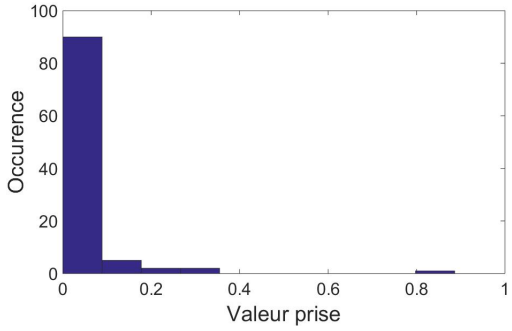


FIGURE 5.9. – Tirage aléatoire guidé.

Mise à jour du nombre de travées à supprimer

Afin d'optimiser le temps de calcul, un pas adaptatif de tirage de travées, a été mis en place. Initialisé à 10% du trop plein de travées, il est ensuite mis à jour comme $1/25^{eme}$ de l'erreur en nombre de travées au pas p, tel que :

$$\Delta_{Trab} = \frac{Volume * (Tb.N_{voulu} - Tb.N_p)}{25} \tag{5.20}$$

Ce pas adaptatif ne peut pas être inférieur à 5% des travées en trop.

Mise à jour du squelette après suppression

Les nœuds isolés sont supprimés à chaque étape, puis les nœuds doubles traités suivant les cas présentés en Figure 5.10.

Dans le processus de suppression de travées, deux cas sont alors envisageables : la transformation d'un point double en une très longue travée dans le cas où l'angle entre les deux travées est proche de 180 degrés ou une suppression du nœud et des travées associées.

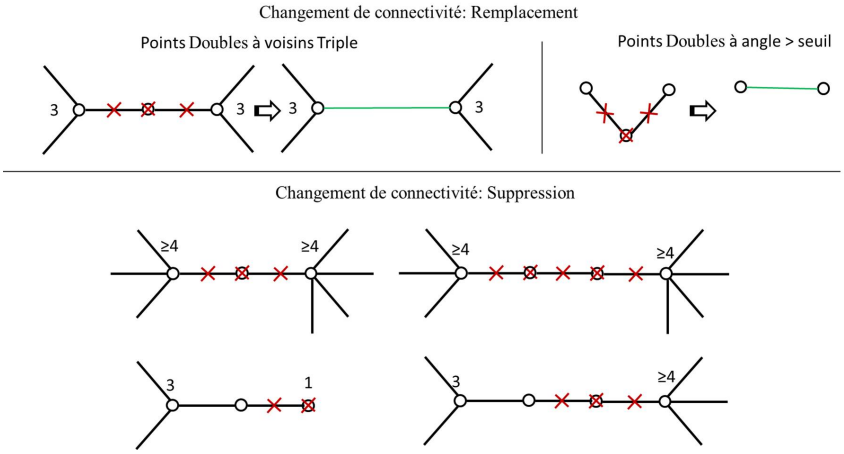


FIGURE 5.10. – Schématisation du traitement des nœuds doubles.

L'os spongieux peut être considéré comme un unique graphe connecté. Il a donc été choisi d'identifier et de conserver le graphe le plus connecté au sein de l'échantillon à chaque pas (fonction adaptée de la toolbox du MIT relative à la théorie des graphes (Tarjan, 1972)).

Fin de la boucle

La boucle d'optimisation en suppression de travées se termine lorsque l'erreur en nombre de travées rapporté au volume est inférieur à 5%, quelque soit l'erreur observée sur les notes globales.

5.3.3. Extraction de l'éprouvette

Un changement de repère associé aux vecteurs propres du MIL est effectué afin de finaliser les directions d'anisotropie. Une éprouvette représentative des essais (Diamètre : 10.5 mm et Hauteur : 7.5 mm) peut ensuite être extraite. Chaque travée coupée par l'opération d'extraction du cylindre a été conservée et les coordonnées des points extrêmes de connexion ajustées.

5.3.4. Volume et épaisseur de travée

Affectation d'un volume à une travée

Une architecture spongieuse répondant au mieux aux critères d'organisation a été créée. Cependant, la courbure des travées a été négligée et les volumes n'ont pas encore été affectés. Afin de rendre compte des déformations macroscopiques à l'échelle de la travée, le modèle de travée choisi est un élément 1D quadratique (poutre à 3 nœuds) de section circulaire variable, dont les nœuds extrémaux correspondent aux nœuds du squelette.

Interpolation et fonctions de forme

On définit une base 3D (X, Y, Z). Chaque élément est constitué de deux nœuds extrémaux $Nd_1(x_1, y_1, z_1)$ et $Nd_2(x_2, y_2, z_2)$ correspondant aux nœuds de la structure trabéculaire ainsi qu'un nœud central, $Nd_c(x_c, y_c, z_c)$ servant à représenter la courbure possible de la travée à l'état initial (Figure 5.11).

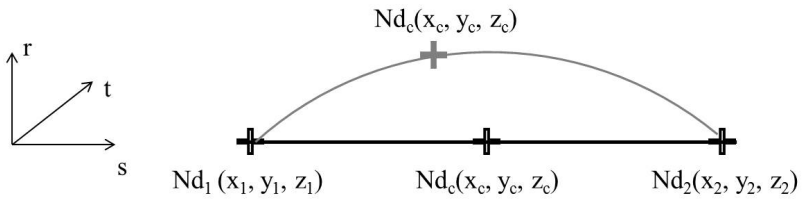


FIGURE 5.11. – Discrétisation d'une travée en élément poutre à 3 Noeuds 1D quadratique. Deux cas : travée droite ou courbe.

Soit s une coordonnée spatiale quelconque variant de -1 à 1 dans le repère local de la travée. On définit les fonctions de formes $N_1(s)$, $N_2(s)$ et $N_c(s)$ sous la forme $N_i(s) = a_i s^2 + b_i s + c$. Le vecteur des fonctions de forme classiques d'un élément 1D à 3 nœuds s'exprime comme :

$$\overrightarrow{N(s)} = \begin{pmatrix} N_1(s) \\ N_c(s) \\ N_2(s) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{1}{2}s(s-1) \\ 1-s^2 \\ \frac{1}{2}s(s+1) \end{pmatrix} \tag{5.21}$$

Changement de variables

L'expression de $N(s)$ permet alors de passer des coordonnées locales aux coordonnées spatiales :

$$\begin{cases} x(s) = N_i(s)x_i = N_1(s)x_1 + N_c(s)x_c + N_2(s)x_2 \\ y(s) = N_i(s)y_i = N_1(s)y_1 + N_c(s)y_c + N_2(s)y_2 \\ z(s) = N_i(s)z_i = N_1(s)z_1 + N_c(s)z_c + N_2(s)z_2 \end{cases}$$

Volume d'une travée

Soit χ l'abscisse curviligne le long de la poutre de référence. Le volume de la poutre peut être défini par :

$$Ve = \int_L S(\chi)\mathrm{d}\chi \tag{5.23}$$

Avec S la section de la poutre est, en notation indicielle, telle que :

$$S(s) = N_i(s)S_i \tag{5.24}$$

On a :

$$\left(\frac{d\chi}{ds}\right)^2 = \left(\frac{dx(s)}{ds}\right)^2 + \left(\frac{dy(s)}{ds}\right)^2 + \left(\frac{dz(s)}{ds}\right)^2 = (N_i'(s)x_i)^2 + (N_i'(s)y_i)^2 + (N_i'(s)z_i)^2 \tag{5.25}$$

D'où par changement de variable :

$$Ve = \int_{-1}^{1} N_i(s) S_i \sqrt{(N_i'(s)x_i)^2 + (N_i'(s)y_i)^2 + (N_i'(s)z_i)^2} ds \tag{5.26}$$

Après développement, factorisation et remplacement (présentés en Annexe D), le volume de travées peut être exprimé comme suit :

$$\begin{aligned} Ve = \sqrt{A} \Bigg(& (\tfrac{S_1}{2} - S_c + \tfrac{S_3}{2}) \left[\tfrac{X}{4}\sqrt{(X^2+P^2)^3} - \tfrac{P^2}{8}(X\sqrt{P^2+X^2} + P^2 arcsinh\left(\tfrac{X}{P}\right)) \right]_{-1-\alpha}^{1-\alpha} + \\ & (\mathrm{S}_1(\alpha - \tfrac{1}{2}) + S_c(-2\alpha) + S_2(\alpha + \tfrac{1}{2})) \left[\tfrac{1}{3}\sqrt{(X^2+P^2)^3} \right]_{-1-\alpha}^{1-\alpha} + \\ & (\mathrm{S}_1(\tfrac{\alpha^2}{2} - \tfrac{1}{2}\alpha) + S_c(-\alpha^2+1) + S_2(\tfrac{\alpha^2}{2} + \tfrac{1}{2}\alpha)) \left[\tfrac{X}{2}\sqrt{P^2+X^2} + \tfrac{P^2}{2} arcsinh\left(\tfrac{X}{P}\right) \right]_{-1-\alpha}^{1-\alpha} \end{aligned}$$

Avec :

$$\begin{cases} A = (x_1 - 2x_c + x_2)^2 + (y_1 - 2y_c + y_2)^2 + (z_1 - 2z_c + z_2)^2 \\ B = (x_1 - 2x_c + x_2)(x_1 - x_2) + (y_1 - 2y_c + y_2)(y_1 - y_2) + (z_1 - 2z_c + z_2)(z_1 - z_2) \\ C = (x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (z_1 - z_2)^2 \\ X = s - \alpha \\ \alpha = \frac{1}{2}\frac{B}{A} \\ P^2 = -\frac{1}{4}\frac{B^2}{A^2} + \frac{C}{A} \end{cases}$$

Comme précédemment indiqué, pour l'étude préliminaire, aucune courbure ne sera implémentée. Le nœud central sera placé au milieu de la travée droite. Afin d'éviter des problèmes de discontinuités aux jonctions inter-travées, les rayons des sections aux nœuds Nd_1 et Nd_2 seront considérés égaux entre eux et de valeur connue (R = $\frac{Tb.Th_{max}}{2}$, (Dagan *et al.*, 2004)). Les sections S_1 et S_3 seront égales à ΠR^2. La section S_c peut, quant à elle, être différente des sections extrémales avec des valeurs appartenant à [$Tb.Th_{min}$; $Tb.Th_{Max}$]. De manière arbitraire, c'est la valeur minimum qui sera utilisée ici. Une schématisation est présentée en Figure 5.12.

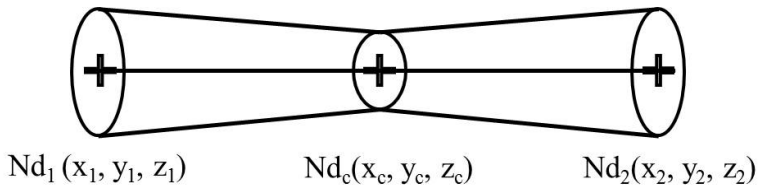


FIGURE 5.12. – Représentation schématique du volume trabéculaire affecté.

En un temps réduit il sera possible de tendre vers une modélisation plus représentative de la géométrie réelle de la travée que l'approximation en diabolo : épaisseur plus ajustée, prise en compte de la courbure via le décalage du nœud central de la direction de la travée droite : une translation x, une excentration e et une rotation θ pouvant être définis comme un pourcentage de la distance nœud à nœud (Figure 5.13).

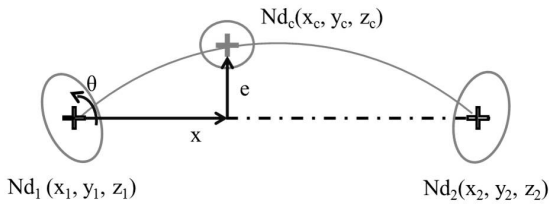


FIGURE 5.13. – Possibilité de génération de travées courbes.

Quantification des paramètres architecturaux liés

La fraction volumique, BV/TV, est estimée, dans une première approche, comme la somme des volumes de chaque travée divisée par le volume total auquel est soustrait chaque volume de recouvrement évalué grâce aux sphères de rayons $S1 = Tb.Th_{max}$ (Figure 5.14). Le Tb.Th a été évalué théoriquement grâce à l'hypothèse de modélisation poutre, des valeurs du BV.TV et du nombre de travées Tb.N (c.f : Chapitre 4.1.4) : $Tb.Th = \frac{\sqrt{\frac{4}{\pi}\frac{BV}{TV}}}{Tb.N}$

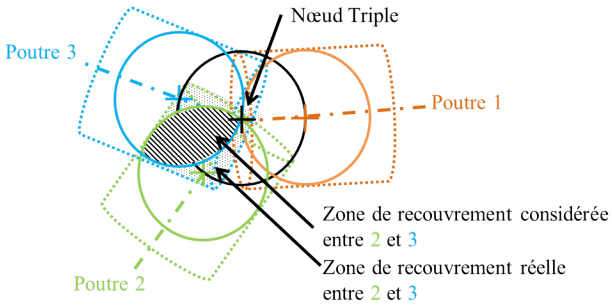


FIGURE 5.14. – Recouvrement de travées illustré à un nœud triple.

Retour sur l'erreur finale en architecture

L'erreur en terme d'architecture finale est ensuite quantifiée pour apprécier la génération :

• **erreur répartition de longueur** : les erreurs relatives à la moyenne ($\sum MILs$) et l'écart type (campagne d'essais) ont été quantifiées et comparées à une erreur acceptable de 5%.

• **erreur en note de classe** : les erreurs relatives pour les classes 3 et 4 ont été quantifiées vis-à-vis de la densité en nombre de points triples et quadruples voulus (N.Tp et N.Qp). Tandis que, pour les classes supérieures, $Classe_{Sup}$, l'erreur a été quantifiée pour chaque classe, jusqu'à la classe 10, par rapport à la moyenne observée sur l'ensemble des échantillons et ont ensuite été additionnées. L'erreur acceptable choisie a été l'écart type observé expérimentalement car il était plus restrictif que les 5% appliqués aux autres.

• **erreur en anisotropie** : les erreurs relatives aux MILs ont été quantifiées et comparées à une erreur acceptable de 5%.

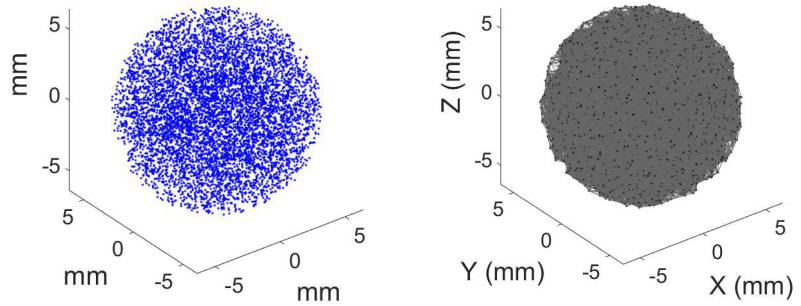
• **erreurs en paramètres architecturaux** : on définit de même une erreur relative en nombre de Noeuds, N.Nd, en séparation inter-travées, Tb.Sp, en fraction volumique, BV/TV et en épaisseur de travées Tb.Th.

5.4. Exemple d'une génération

Chaque os spongieux est généré en moins de 2 minutes sur un ordinateur de bureau, avec un nombre moyen de pas de 70. Les résultats caractéristiques sont détaillés ci-après pour l'os 1, qui a servi de modèle pour le développement du générateur.

5.4.1. Sphère initiale

Les différences architecturales entre l'objectif et les paramètres issus de la caractérisation de la sphère initiale (Figure 5.15) sont répertoriées dans le Tableau 5.1.



(a) Sphère de points initiale (b) Sphère initiale

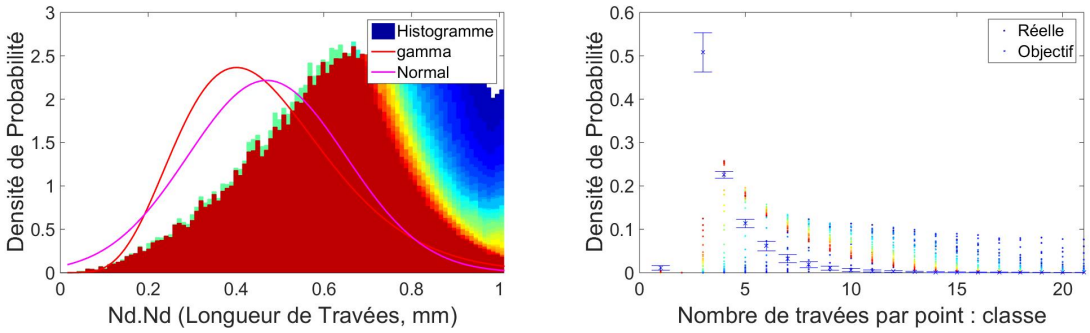
FIGURE 5.15. – Construction de la sphère initiale de travées connectées.

Tableau 5.1. – Paramètres architecturaux voulus et obtenus pour la sphère initiale, Os 1.

	Tb.N	N.Nd	Tb.Sp	Nd.Nd	MIL_1	MIL_2	MIL_3
	Nbre de Travée	Nbre de Noeud	Distance inter-travées	Distance Noeud-Noeud	Aniso. 1	Aniso. 2	Aniso. 3
Objectif	11.8	6.0	0.49	0.48(0.18)	0.22	0.16	0.22
Initiale	86.4	6.6	0.75	0.75(0.19)	0.25	0.25	0.25

5.4.2. Optimisation

La Figure 5.16 présente l'évolution de la probabilité de densité en longueur et en classe au cours de l'optimisation.



(a) Répartition des longueurs trabéculaires (b) Répartition des classes aux nœuds

FIGURE 5.16. – Illustration de l'optimisation de la suppression de travées, pas 30.

Longueur

La répartition de longueur tend vers la loi normale, proche de la loi gamma (Figure 5.17). L'erreur sur la moyenne est de 5% avec une erreur de 4% sur l'écart type.

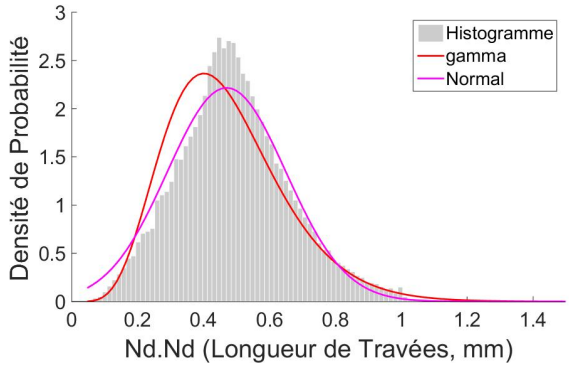


FIGURE 5.17. – Répartition des longueurs de travées, Os 1 généré.

Classe

Les résultats finaux observés pour la classe par rapport à l'objectif sont illustrés en Figure 5.18. Une erreur de 5% est observée sur la classe 3 (N.Tp, Nombre de points triple), 1% pour la classe 4 (N.Qp, Nombre de points quadruple) et 1% en moyenne pour les classes supérieures. Les termini sont essentiellement situés sur la périphérie de la sphère.

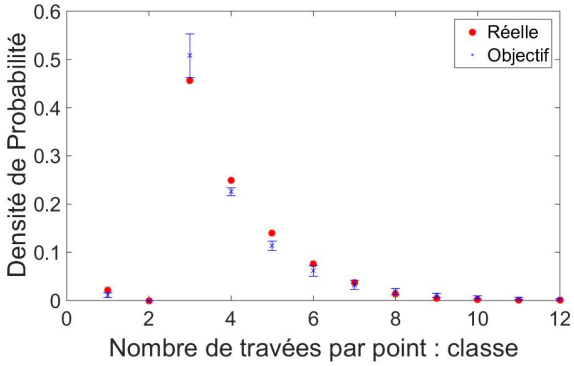


FIGURE 5.18. – Répartition des classes aux nœuds, Os 1 généré.

Résultats issus de l'optimisation

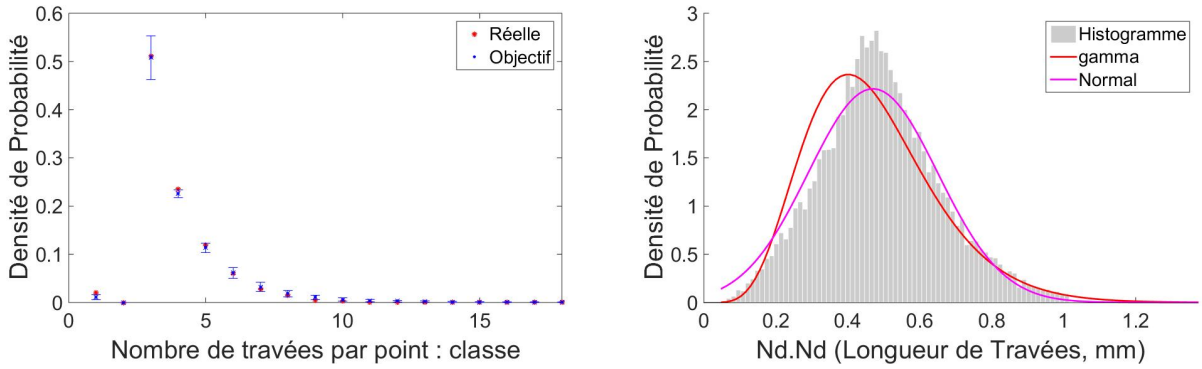
Pour l'os numéro 1, peu de différences architecturales sont observées entre l'objectif et les paramètres issus de la caractérisation d'une génération (Tableau 5.2).

Tableau 5.2. – Paramètres architecturaux voulus et obtenus pour la sphère finale, Os 1.

	Tb.N	N.Nd	Tb.Sp	Nd.Nd	MIL_1	MIL_2	MIL_3
	Nbre de Travée	Nbre de Noeud	Distance inter-travées	Distance Noeud-Noeud	Aniso. 1	Aniso. 2	Aniso. 3
Objectif	11.7	6.2	0.49	0.47(0.18)	0.22	0.16	0.12
Finale	12.3	6.0	0.49	0.49(0.17)	0.20	0.17	0.13

Efficacité sans le critère d'anisotropie

Le critère d'anisotropie étant fortement lié à celui de longueur (car il se base sur la longueur projetée), l'efficacité du générateur d'os spongieux a été étudié en affectant un poids nul au critère d'anisotropie, à chaque pas, pour l'os 1. Les résultats (Figure 5.19) attestent de l'efficacité des critères de longueur et de classe (écart avec l'objectif < 5 %). Les résultats moins optimaux présentés ci-avant indiquent que le critère d'anisotropie perturbe ceux de longueur et de classe.



(a) Classe (b) Longueur

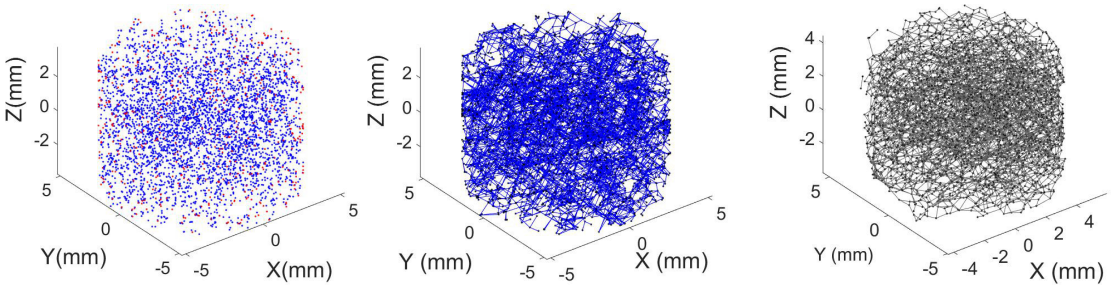
FIGURE 5.19. – Résultats de l'optimisation sans prise en compte du critère d'anisotropie, Os 1 généré.

5.4.3. Volume et épaisseur de travée

Pour la génération 1 de l'os 1 présenté dans ce paragraphe, l'erreur d'estimation de la fraction volumique est de 1% entrainant une erreur d'estimation de l'épaisseur de travée (formulation analytique) de 16%. Il serait intéressant de revoir alors l'affectation de l'épaisseur de travée. La formulation basée sur la fraction volumique et le nombre de travée semble trop approximative.

5.4.4. Extraction de l'éprouvette cylindrique

La méthode de découpage localise les terminis de l'éprouvette sur la surface externe du cylindre extrait de la sphère (Figure 5.20).



(a) Position des terminis (b) Cylindre issu de la génération (c) Cylindre expérimental réel (travées droites)

FIGURE 5.20. – Extraction d'un cylindre réprésentatif de l'éprouvette, Os 1.

Les erreurs relatives à l'échantillon original (cas de l'os 1 ici) sont répertoriées pour la sphère générée et les cylindres extraits dans le Tableau 5.3.

Le fait de travailler sur la sphère initiale puis procéder à un découpage tend à augmenter l'erreur en nombre de travées puisqu'elle avait été optimisée pour la sphère, tout en restant inférieure à 15 % en moyenne. Cette erreur tend à diminuer celle d'estimation littérale de l'épaisseur de travées (Tb.Th). Il serait intéressant de pouvoir quantifier l'évolution de ces différences en fonction des os et des générations, afin d'améliorer la génération de la sphère représentative.

Tableau 5.3. – Différences architecturales entre la sphére générée et le cylindre extrait.
Écart-types avec l'os original Vert < 5% < Jaune < 10% <Orange < 15% < Rouge< 20%.

Sphère		Architecture		Longueurs		Classe			Anisotropie			Volume	
Os	N°	Tb.N	N.Nd	Moy	E-Type	N.Tp	N.Qp	>4	MIL1	MIL2	MIL3	BV/TV	Tb.Th
1	1	5	3.1	5.5	4.1	5.4	0.8	1	5	3.1	5.3	1	16
	2	5	3.2	4.1	5.2	4.2	0.07	0.8	14.9	5.4	14.9	9.2	15.7
	3	4.8	3.2	4.6	4.8	5.2	0.6	1	9.7	4.4	8.7	9.7	16.8
	4	4.8	3.1	4.9	4	4.8	0.8	0.8	8.5	4.8	7.3	10	16.3
	5	4.9	3.2	6.1	2	3.3	1.1	1	1.4	2.8	1.7	9.6	15.9
Cylindre		Architecture		Longueurs		Classe			Anisotropie			Volume	
Os	N°	Tb.N	N.Nd	Moy	E-Type	N.Tp	N.Qp	>4	MIL1	MIL2	MIL3	BV/TV	Tb.Th
1	1	15.1	3.2	0.3	1	12.9	1.7	0.7	9.7	2.8	1.2	10	6.2
	2	16.7	3.2	2.1	1.3	12	3.1	0.7	20.6	0.9	9.5	9.3	5.8
	3	15.8	3.1	1.4	0.7	11.9	4.2	0.8	14	2.7	2.4	9.7	6
	4	13.2	3.1	0.8	0.06	11.9	2.6	0.7	12	2	1	9.9	6.1
	5	14.7	3.1	0.8	4.9	10.5	3.4	0.7	6	2.6	3.5	9.6	6

5.4.5. Sensibilité de la génération

La génération de la sphère représentative est faite en deux étapes : génération nodale et génération/régulation de travées. La sensibilité de la génération vis-à-vis de la sphère de nœuds initiale a été étudiée. Trois nouvelles générations d'os basées sur une même structure initiale de nœuds sont comparées à la première génération complète. Cette étude, faite pour les cinq générations complètes de l'os 1 est synthétisée dans le Tableau 5.4.

Tableau 5.4. – Sensibilité de la génération pour des architectures particulières et deux os moyens.
Écart-types avec l'os original Vert < 5% < Jaune < 10% <Orange < 15% < Rouge< 20%.

	Gene	Gene	Architecture		Longueurs		Classe			Anisotropie			Volume	
Os	N°	N°	Tb.N	N.Nd	Moy	E-Type	N.Tp	N.Qp	>4	MIL1	MIL2	MIL3	BV/TV	Tb.Th
1	1	**Initiale**	**5**	**3.1**	**5.5**	**4.1**	**5.4**	**0.8**	**1**	**5**	**3.1**	**5.3**	**1**	**16**
		1	4.8	3.7	5.1	4.5	3.8	0.3	1	5.3	3.1	4.5	9.6	16.1
		2	4.8	3.5	4.7	3.7	3.4	0.4	0.7	6.3	3.8	3.7	9.2	15.8
		3	4.8	3.4	4.4	5.8	4.9	1.1	0.7	14.1	5.4	14.6	9.9	16.14
	2	**Initiale**	**5**	**3.2**	**4.1**	**5.2**	**4.2**	**0.07**	**0.8**	**14.9**	**5.4**	**14.9**	**9.2**	**15.7**
		1	4.8	3.5	4.7	3.7	3.4	0.4	0.7	6.3	3.8	3.7	9.2	15.3
		2	4.9	3.4	4.7	3.7	4.6	0.1	1	8.2	4.7	5.8	9.2	15.7
		3	4.8	3.8	5.2	2.5	3.2	0.8	1	7.1	4.2	6.7	8.9	15.6
	3	**Initiale**	**4.8**	**3.2**	**4.6**	**4.8**	**5.2**	**0.6**	**1**	**9.7**	**4.4**	**8.7**	**9.7**	**16.8**
		1	4.5	2.7	5.2	2.5	4.5	0.3	0.9	5.5	3.8	4.2	9.2	16.2
		2	4.9	3.4	5.1	2.6	3.5	0.7	0.8	5.7	4.2	3.5	9.7	16
		3	4.9	3.3	5.9	1.6	4.2	0.3	0.9	5.2	4.5	5.4	9.7	16
	4	**Initiale**	**4.8**	**3.1**	**4.9**	**4**	**4.8**	**0.8**	**0.8**	**8.5**	**4.8**	**7.3**	**10**	**16.3**
		1	4.8	3	4.7	5.2	4.5	0.03	0.9	8.2	4.3	6.5	10	16.1
		2	5	3.3	4.6	3.8	4.9	0.2	1	8	4	6.2	10	16
		3	4.9	2.7	4.8	3.5	4.9	0.4	1	4.2	2.7	1.9	9.8	16
	5	**Initiale**	**4.9**	**3.2**	**6.1**	**2**	**3.3**	**1.1**	**1**	**1.4**	**2.8**	**1.7**	**9.6**	**15.9**
		1	4.9	3.4	5	2.9	4.4	0.7	1	5.7	3.1	4.7	10	16.1
		2	4.9	3.1	4.9	3.5	5.2	0.008	1.1	8.5	4.2	8.1	9.6	15.9
		3	4.8	4	4.9	3.2	3.5	0.2	0.8	7	3.9	5.8	9.6	16.1

Les propriétés architecturales observées sont du même ordre de grandeur mais différent légèrement. En effet, on remarque que les os générés présentent de fortes inhomogénéités pour une même série (Figure 5.23). Il est donc possible, à partir d'une même sphère initiale, de générer différentes architectures spongieuses répondant aux mêmes critères architecturaux.

5.4.6. Différences inter-générations

Il est alors intéressant d'évaluer cette différence. Pour cela, le nombre de nœuds a été quantifié en divisant trois générations en huit sous-régions d'intérêt (Figure 5.21) comme expliqué dans l'Annexe A.

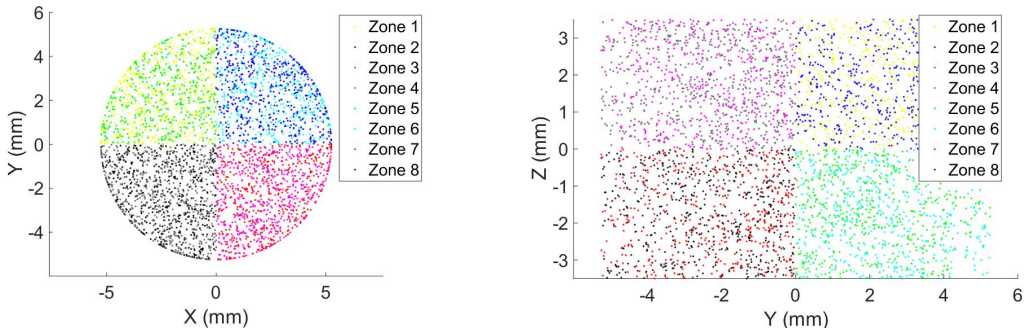


FIGURE 5.21. – Division de l'échantillon en sous régions pour investigation des inhomogénéités internes.

Des inhomogénéités inter et intra-générations sont observées pour deux générations complètes de l'os 1 et une, à partir d'une même sphère initiale (Figure 5.22).

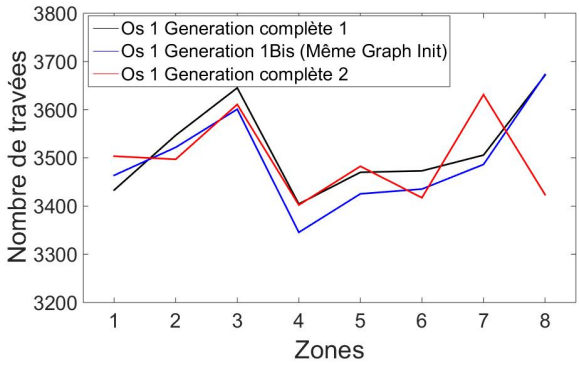


FIGURE 5.22. – Inhomogénéités internes.

L'utilisation d'un même graphe initial tend à créer deux architectures plus proches qu'entre deux générations "complètes". Bien que les structures présentent des paramètres architecturaux globaux similaires, les paramètres associés aux régions d'intérêts différent. Le générateur permet donc de créer des structures différentes localement dont l'architecture globale est similaire.

5.5. Sensibilité de la génération vis-à-vis des échantillons

Afin d'apprécier la qualité de la génération, cinq générations ont été effectuées pour neuf os présentant des caractéristiques architecturales différentes et particulières :

- Os 1 : fraction volumique (BV/TV) faible ;
- Os 11 : densité volumique de nombre de nœuds (N.Nd) importante ;
- Os 27 : densité volumique de nombre de travées (Tb.N) importante ;
- Os 36 : degré d'anisotropie (DA) important ;
- Os 55 : densité volumique de nombre de travées (Tb.N) faible, densité volumique de nombre de nœuds (N.Nd) faible et séparation inter-travées (Tb.Sp) importante ;
- Os 68 : séparation inter-travées (Tb.Sp) faible et fraction volumique (BV/TV) importante ;
- Os 113 : degré d'anisotropie (DA) faible ;
- Os 41 et 166 : ensemble des paramètres architecturaux représentatifs de la moyenne ;

Les différentes générations et le squelette réel sont présentés en Figure 5.23. Les erreurs relatives vis-à-vis des paramètres architecturaux sont répertoriées dans le Tableau 5.5.

5.5.1. Sensibilité de l'architecture

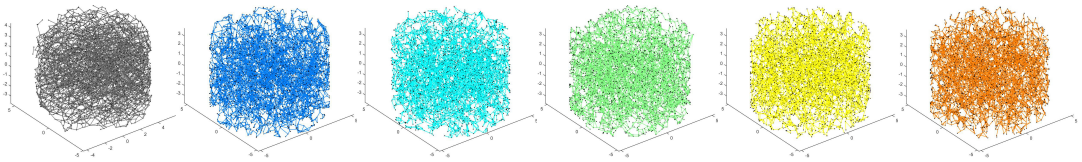
L'os 1 répond à l'ensemble des critères architecturaux. Les os étudiés présentent tous un fort écart en nombre de nœuds, N.Nd. Le nombre final est plus important que celui voulu. Il faudrait alors réajuster le nombre de nœuds à l'état initial (fixé à 10% supplémentaire pour l'os 1 en vue des suppressions aux pas de calculs suivants) en fonction du nombre de nœuds voulus.

L'erreur la plus importante est observée pour le nombre de point triples, concernant l'os présentant le plus fort degré d'anisotropie observé dans la campagne d'expérimentation (Os 113). Ceci se justifie par l'influence du critère d'anisotropie sur la classe. La fraction volumique étant associée aux travées et les points triples représentant quasiment 50% des points, on observe également une mauvaise estimation du BV/TV.

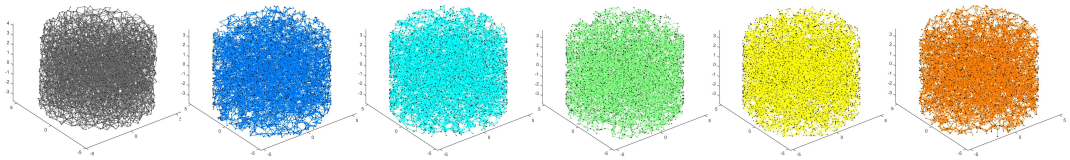
En présence d'un nombre de travées extrême (minimum pour l'os 55 et maximum pour l'os 27), l'erreur observée pour le nombre de points triples est supérieure à 20%.

Le modèle semble moins adapté à des os présentant une fraction volumique importante (Os 68) puisque l'erreur d'estimation de ce paramètre est supérieure à 20%.

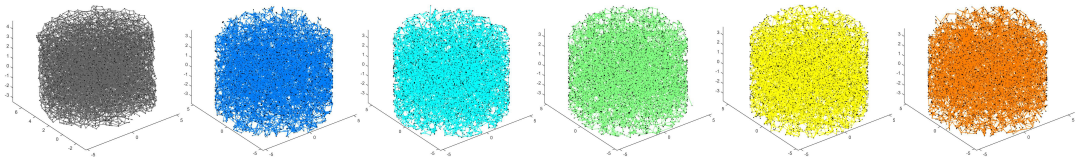
Les poids ont été choisis de manière à optimiser la génération d'un os 1. On constate qu'il s'adapte à des structures moyennes. Il faudra par la suite optimiser les poids en fonction de l'os étudié et de ses caractéristiques particulières.



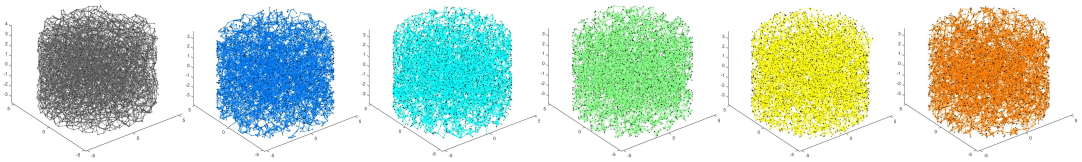
(a) Os 1 Réel (b) Os 1 N°1 (c) Os 1 N°2 (d) Os 1 N°3 (e) Os 1 N°4 (f) Os 1 N°5



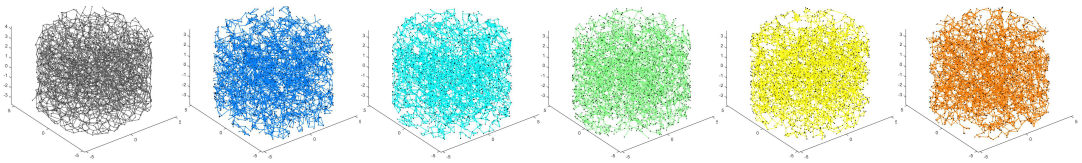
(a) Os 11 Réel (b) Os 11 N°1 (c) Os 11 N°2 (d) Os 11 N°3 (e) Os 11 N°4 (f) Os 11 N°5



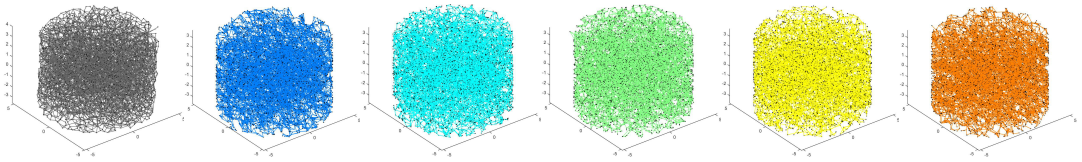
(a) Os 27 Réel (b) Os 27 N°1 (c) Os 27 N°2 (d) Os 27 N°3 (e) Os 27 N°4 (f) Os 27 N°5



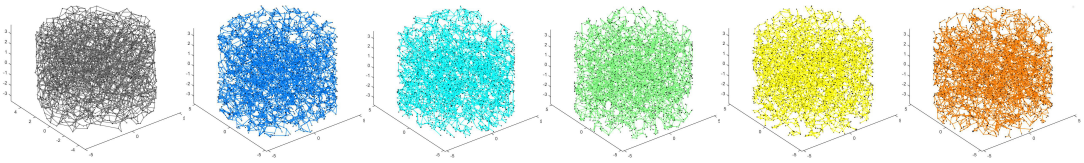
(a) Os 36 Réel (b) Os 36 N°1 (c) Os 36 N°2 (d) Os 36 N°3 (e) Os 36 N°4 (f) Os 36 N°5



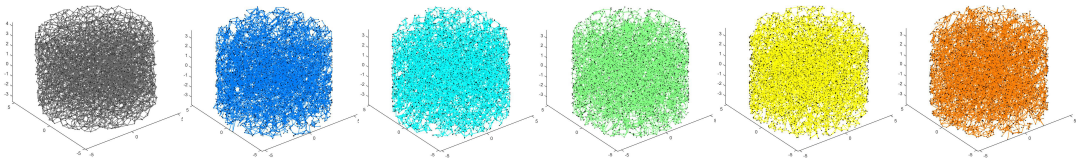
(a) Os 55 Réel (b) Os 55 N°1 (c) Os 55 N°2 (d) Os 55 N°3 (e) Os 55 N°4 (f) Os 55 N°5



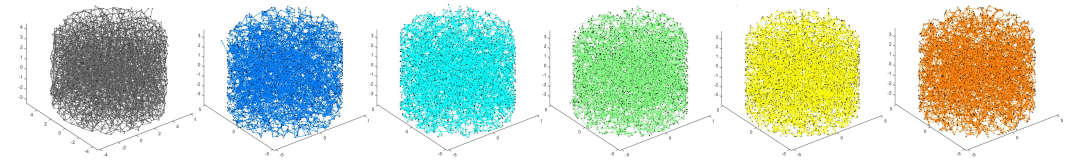
(a) Os 68 Réel (b) Os 68 N°1 (c) Os 68 N°2 (d) Os 68 N°3 (e) Os 68 N°4 (f) Os 68 N°5



(a) Os 113 Réel (b) Os 113 N°1 (c) Os 113 N°2 (d) Os 113 N°3 (e) Os 113 N°4 (f) Os 113 N°5



(a) Os 41 Réel (b) Os 41 N°1 (c) Os 41 N°2 (d) Os 41 N°3 (e) Os 41 N°4 (f) Os 41 N°5



(a) Os 166 Réel (b) Os 166 N°1 (c) Os 166 N°2 (d) Os 166 N°3 (e) Os 166 N°4 (f) Os 166 N°5

FIGURE 5.23. – Squelette d'os réels et générations (N°).

Tableau 5.5. – Sensibilité de la génération pour des architectures particulières et deux os moyens (41, 166). Écart-types avec l'os original **Vert** < 5% < **Jaune** < 10% <**Orange** < 15% < **Rouge**< 20%. Notations de la génération : architecturale et ICP (en nœuds) et classement (identique en grisé).

				Sphère														Cylindre	
	Architecture Particulière		Gene	Architecture		Longueurs		Classe			Anisotropie			Volume		Note	Class.	Note	Class.
Os	DA	BV/TV	Tb.Sp	Tb.N	N.Nd	N°	Tb.N	N.Nd	Moy	E-Type	N.Tp	N.Qp	>4	MIL1	MIL2	MIL3	BV/TV	Tb.Th	Archi		ICP	
1	min					1	5	3.1	5.5	4.1	5.4	0.8	1	5	3.1	5.3	1	16	55.3	2	84	4
						2	5	3.2	4.1	5.2	4.2	0.07	0.8	14.9	5.4	14.9	9.2	15.7	82.67	5	86.4	5
						3	4.8	3.2	4.6	4.8	5.2	0.6	1	9.7	4.4	8.7	9.7	16.8	73.5	4	81	3
						4	4.8	3.1	4.9	4	4.8	0.8	0.8	8.5	4.8	7.3	10	16.3	70.1	3	77.3	1
						5	4.9	3.2	6.1	2	3.3	1.1	1	1.4	2.8	1.7	9.6	15.9	53	1	79.6	2
11					MAX	1	4.9	30.6	0.2	5.5	11.7	4	2.5	1.1	6.5	14.6	8.8	11.3	101.7	5	47.2	5
						2	4.8	32.9	0.03	6.1	11.2	3.4	2.6	2.4	7.1	2.3	9.5	11.1	93.43	2	42.3	4
						3	4.8	32.8	0.2	6	12	4.1	2.5	0.3	6.1	3	9.5	11.1	92.4	1	41	1
						4	4.9	32.8	0.2	5.4	11.9	4.4	2.5	2.7	7.5	2.9	9.2	11.2	95.6	3	41.2	2
						5	4.9	32.8	0.4	6.1	11.9	4.4	2.5	8.5	0.9	4.1	8.6	11.5	96.6	4	41.4	3
27				MAX		1	5	37.8	0.7	6.7	24	9.3	5.2	0.17	1.7	6.8	12.2	21.9	131.5	1	187.7	3
						2	5	37.8	1.2	6.2	24.7	10.3	5.2	7.3	6	0.2	12	22	137.9	2	191.6	5
						3	5	37.8	1.2	6.3	24.6	11.1	5	4.3	14.7	6.3	12.1	22	150.4	5	186.7	2
						4	5	37.8	0.7	6.7	25.6	10.9	5.2	16.4	1.3	5.3	12.03	21.9	148.8	4	188.7	4
						5	5	37.8	1.2	5.9	27.1	14.8	4.8	6	5	3.3	12.3	21.9	145.1	3	185.6	1
36	min					1	4.8	27	0.3	5.3	16.6	2.1	1.7	3.2	0.3	0.2	9.1	5.3	75.9	4	29	5
						2	4.8	24.6	0.6	5.9	14.2	3.3	1.5	1.7	0.8	0.5	9	5.3	72.2	2	24.9	1
						3	4.8	24.6	0.4	0.6	16.4	3.1	1.8	3.8	0.9	0.4	8	5.7	70.5	1	18.3	4
						4	4.8	24	0.2	6.4	16.6	1.9	1.6	4.1	0.05	0.03	10.2	4.8	74.68	3	27.7	3
						5	4.8	24.6	0.7	5.3	16.2	2.3	1.6	0.9	5.1	2.7	9.4	5.1	78.7	5	27.7	2
55			MAX	min		1	4.7	20.8	6.8	5	53.5	22	0.5	9.2	3.1	3.6	16.5	20.6	166.3	2	31.7	2
						2	5	23.06	7.2	3.4	53.15	22.48	0.4	4.5	0.2	0.5	14.9	21.4	156.2	1	32.5	3
						3	4.6	23	7	3.2	52.6	23	0.7	10.1	3.8	4.8	16.1	21.1	170	4	32.6	5
						4	5	23.1	6.7	4.5	54.1	22.1	0.6	8.4	2.5	2.7	16	20.7	166.4	3	25.4	1
						5	4.9	23.06	6.1	4	52.5	22.8	0.5	13.1	2.5	8.3	16.1	20.7	174.6	5	37.1	4
68			MAX	min	min	1	5	31.2	1.1	4.8	20	3.2	3.6	4.7	14.9	3.7	27.3	16.7	136.2	1	24.9	4
						2	5	31.2	0.5	6.3	22.45	6.1	3.5	17	2	7.1	26.7	16.3	144.2	5	24.1	1
						3	5	31.2	0.5	6.1	20	3	3.6	17.8	1.4	9.1	26.2	16	139.9	3	24.8	3
						4	5	31.2	0.2	6.5	20.5	4.6	3.5	17.3	1.4	7.7	26.6	16.27	140.8	4	24.5	2
						5	5	31.2	0.7	5.5	20.3	3.6	3.6	4.7	14.9	4.9	26.7	16.3	137.4	2	27.23	5
113	MAX					1	4.7	16.6	5.7	3.8	57.5	18	0.4	14.2	3.8	3.9	44.4	6.5	179.5	2	43.1	3
						2	4.6	16.6	5.8	4.2	58.7	17.7	0.7	9.2	6.8	0.04	44.3	6.7	175.3	1	40	1
						3	4.8	16.6	5.5	4.9	59.1	18	0.8	19.6	0.6	6.1	44.5	6.3	186.8	4	41.4	2
						4	4.8	16.6	5.5	4.1	58.8	17.9	0.5	20.1	0.4	7.2	44.4	6.5	186.8	4	46.1	5
						5	4.7	16.6	6.1	4.9	58.4	18.1	0.5	16.8	0.3	4.4	44.4	6.5	181.7	3	46	4
41			Moyen			1	4.8	29.5	0.9	5.4	11.8	2	1.7	5	0.5	2.2	5.7	9.5	79	2	44.1	2
						2	5	30.5	0.7	5.6	13.2	0.3	1.7	6.5	1.1	3.3	5	9.3	82.2	5	45.5	3
						3	4.9	30.5	0.4	5.5	11.6	1.2	1.6	5.7	0.6	2.9	5.6	9.6	80.1	4	48.2	5
						4	4.8	30.5	0.4	5.9	13.2	0.8	1.7	4	1.6	2.5	5.2	9.2	79.8	3	45.5	4
						5	4.7	30.5	0.2	5.1	12.9	1	1.8	1.1	5.4	0.5	5.4	9.3	77.9	1	42.4	1
166			Moyen			1	4.9	24.6	0.5	6.5	18.1	0.8	2	3.2	1.3	6.4	6.1	8.9	83.3	4	131	5
						2	4.9	25.6	0.9	5.7	18.4	0.3	1.9	4	3.4	1	5.5	8.5	80.1	2	122.7	1
						3	4.9	25.6	1.2	5.7	17.6	1.2	2.1	6	1.4	15.1	5.3	8.5	94.6	5	130.2	4
						4	4.9	25.6	1.1	5.8	16.8	1.3	1.9	3.5	0.6	3.5	5.7	8.7	79.4	1	129.6	3
						5	4.9	25.6	0.6	6.5	18	0.8	2.1	2.3	5.8	0.7	5.9	8.7	81.9	3	126.5	2

5.5.2. Notations des générations

Afin de quantifier la différence inter-générations, deux systèmes de notation ont été appliqués : architecturale et nodale.

Notation architecturale

La notation architecturale correspondant à la somme des erreurs relatives à chaque paramètre de description architecturale :

- Tb.N et N.Nd : le nombre de travées et de nœuds,
- la moyenne et l'écart type de la répartition de longueur,
- N.Tp et N.Qp : les nombres de points triplesquadruples, et les classes d'ordre > 4,
- chacun des trois MILs quantifiant l'anisotropie,
- BV/TV et Tb.Th : la fraction volumique d'os et l'épaisseur de travée associée.

Notation nodale

Pour quantifier la différence en terme de position des nœuds, la méthode Iterative Closest Point (ICP) a été utilisée. Cet algorithme initialement développé pour recaler deux vues partielles d'un même objet (Kjer et Wilm, 2010) renvoie la matrice de rotation MR et le vecteur de translation VT qui minimise les distances (MR * Objet 1 + VT) d'un objet 1 à un objet 2. La matrice de rotation entre une génération g et le squelette de l'échantillon réel est symétrique. Les axes d'anisotropie étant proches, les termes diagonaux sont unitaires. Seuls les trois termes hors diagonaux servent à la quantification de la différence. Ajoutés aux trois termes du vecteur translation, on peut établir une note de la génération g telle que :

$$Note_g = MR_g(1,2) + MR_g(1,3) + MR_g(2,3) + VT_g(1) + VT_g(2) + VT_g(3) \tag{5.28}$$

L'échantillon ayant la note minimale peut alors être considéré comme le plus proche de la structure générée. Les notes des générations effectuées pour les cylindres extraits sont répertoriées en Tableau 5.5.

Efficacité de la notation

La notation architecturale tend à montrer que l'os 1 (utilisé pour le développement du générateur), les deux os moyen (41 et 166) et l'os à faible degré d'anisotropie (36) sont générés correctement tandis que les autres os sont dans la moitié inférieure du classement. La notation nodale semble peu adaptée compte tenu des erreurs importantes en nombre de nœuds mais pourrait l'être une fois ce problème résolu.

Le critère de notation permet de classer les générations par rapport à leur ressemblance à l'original. Cependant les pourcentages importants d'erreurs tels que ceux du Tb.N (nombre de travée) et du Tb.Th (épaisseur) tendent à biaiser ces résultats.

Enfin, deux méthodes de notation ont été comparées. Cependant la première s'appuie sur les caractéristiques de la sphère et la seconde sur celle du cylindre. Il est alors intéressant de quantifier la différence architecturale entre les deux.

5.6. Conclusion et discussion

Le générateur développé ici a permis de créer numériquement différentes structures osseuses proches de l'os réel. Ainsi, il sera possible de s'affranchir du caractère destructif des essais et de la dépendance vis-à-vis des échantillons. La sensibilité architecturale pourra également être étudiée.

L'erreur observée ici est quantifiée par rapport à un objectif architectural dépendant du logiciel utilisé (*c.f.* : Annexe A). En effet, on peut observer jusqu'à 25% de différence pour la fraction volumique estimée par deux logiciels différents. Ce pourcentage correspond à l'erreur observée pour une fraction volumique extrémale parmi la population. Dans l'éventualité ou une génération ne corresponde pas aux critères architecturaux d'entrée associé au logiciel choisi, il suffira de l'écarter de l'étude et de générer une autre architecture.

Compte tenu de l'hypothèse poutre et de la non prise en compte des plaques, le SMI est de 3 pour tous les échantillons. La personnalisation des paramètres topologiques, SMI et FD, n'a pas été mise en place dans cette étude. De part leur fortes corrélations avec les paramètres mécaniques observées en Chapitre 4, il semble important de remédier à cela en s'inspirant, par exemple, de la squelettisation hybride d'échantillons (Almhdie-Imjabber *et al.*, 2014).

5.7. Perspectives

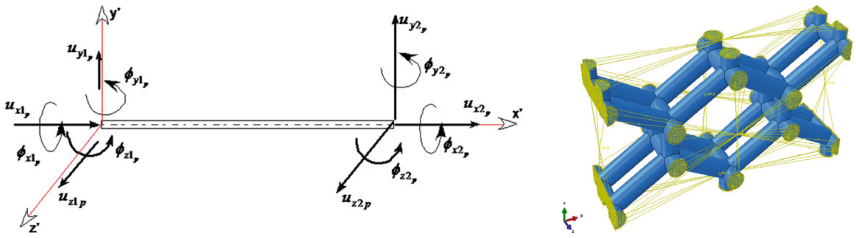
Afin de valider le modèle architectural, plusieurs modèles peuvent être envisagés : maillage de la surface, éléments finis ou encore éléments discrets.

Maillage élément finis (FEM)

Par similarité aux maillages des images CT-scans, il est dans un premier temps envisagé de mailler et simplifier la surface extraite par des éléments hexaédriques. En implémentant une loi de comportement élasto-plastique, avec endommagement, il sera alors possible de valider les propriétés d'entrée (masse volumique, coefficient de poisson) par correspondance des propriétés de sortie (E_{app}, σ_y, σ_u) évaluées sur les échantillons de la campagne d'essais, avec des conditions aux limites similaires. Les résultats pourront également être comparés à un maillage et une simulation de la structure réelle extraite des micro-CT scans. Cependant, cette méthode est dépendante de la qualité du maillage et est très coûteuse en temps, notamment dans le cadre de la rupture. Il est judicieux d'utiliser le potentiel d'une structure élémentaire.

Modèle type treillis-éléments finis (FE)

La littérature fait état d'un modèle micro-polaire élastique, 3D, anisotrope, de l'os trabéculaire vertébral à partir de l'homogénéisation micro structurale sous forme de treillis (Goda *et al.*, 2014). La méthode considérant des micro-rotations inter-poutres a été appliquée à des cellules unités périodiquement organisées. La déformation des poutres peut, quant à elle, être axiale, transverse, de flexion ou de torsion. Des lois d'échelles ont été développées. Cependant, cette modélisation en éléments finis illustrée en Figure 5.24 ne permet pas encore d'aborder un possible effondrement progressif ou un endommagement des travées.



(a) Poutre et degrés de libertés (b) cellule unitaire répétable

FIGURE 5.24. – Modélisation treillis (Goda *et al.*, 2014).

Méthode des éléments discrets (DEM)

L'accroissement des puissances de calcul actuelles a récemment permis l'utilisation de la méthode des éléments discrets pour des simulations de grande échelle de matériaux composites (Iliescu *et al.*, 2010; André *et al.*, 2012). Cette dernière est en cours de développement au sein de l'Institut pour modéliser la rupture des fibres musculaires, après avoir simulé l'élasticité en traction musculaire (Roux *et al.*, 2014). La méthode présente l'avantage d'être peu coûteuse en temps lors du traitement de la fracture, pour des géométries simples de type squelette comme ceux générés ici. Les résultats sont très satisfaisants et les perspectives de ce travail ont conduit à la poursuite des essais. Ils ont mené à une première approche de la modélisation en éléments discrets dans le cadre d'un post-doctorat commencé en février 2015. Ce travail de thèse est désormais le point de départ d'un projet plus global présenté en Chapitre 6.

6. De l'architecture de l'os spongieux à son comportement global : perspectives et modélisation en éléments discrets

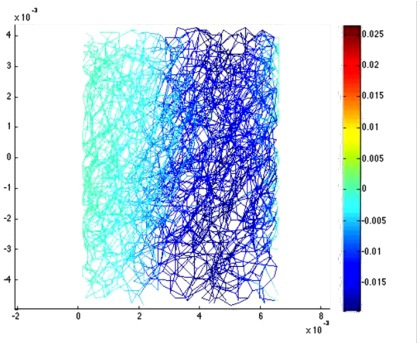


FIGURE 6.1. – Front d'onde de compression traversant le squelette d'os spongieux (de droite à gauche). Image issue du post-doctorat de Guillaume Dubois.

Précédemment, un générateur d'architecture a été développé pour créer toute sorte d'architecture pouvant être présente chez un être vivant (Chapitre 5). Ainsi, malgré le caractère destructif des essais et la dépendance vis-à-vis des échantillons, il est possible de compléter les caractérisations expérimentales en faisant varier les paramètres architecturaux (non disponible en réalité) et une fois le modèle validé, il est envisageable d'accéder à des régimes de sollicitations différents de celui étudié expérimentalement.

Dans ce chapitre seront exposées les fondations nécessaires à la validation du modèle (Chapitre 5) en implémentant l'architecture des échantillons (Chapitre 4) dont la réponse mécanique expérimentale est déjà connue (Chapitre 3) grâce à la méthode des éléments discrets. La sensibilité de la réponse mécanique vis-à-vis des paramètres architecturaux pourra ensuite être développée. Ce chapitre de thèse peut alors être considéré comme un chapitre de perspectives de recherches déjà entreprises et dont le potentiel justifie à ce jour le travail précédemment exposé.

Sommaire

6.1. Projet de recherche **108**
6.2. Principes de la DEM **110**
6.3. Application à l'os spongieux **110**
6.4. Volume d'intérêt pour simulation **111**
6.5. Comportement **111**
6.6. Perspectives **112**

6.1. Projet de recherche

Les travaux présentés ici s'inscrivent dans un projet global de recherche entrepris en 2010 avec le début de la collaboration internationale avec Trevor Cloete (BISRU, Cape Town). Lors de ce projet de Master 1, j'ai participé au développement du double piégeur d'onde. L'étude du confinement dynamique et l'étude statistique préliminaire de la sensibilité architecturale ont pu être réalisés au cours de mon Master 2 (2011/2012). Ceci a pu être mené à bien grâce à une étude expérimentale préalablement menée par le Professeur Sebastien Laporte en collaboration avec le LMT - Cachan et le service d'imagerie de l'hôpital Lariboisière. Cette thèse (2012/2015) a donc été l'occasion de mutualiser l'ensemble de ces connaissances et compétences.

Dans le cadre de la pérennité du projet, un post-doctorant, Guillaume Dubois, a complété la campagne d'essais faite en Afrique du Sud, au laboratoire BISRU, par une campagne d'essais confinés (dont la nécessité avait été soulevée dans le cadre de cette thèse, *c.f.* : Chapitre 3) et sur os dégraissés afin d'étudier l'influence de la moelle sur le comportement de l'os spongieux (Chapitre 4). Les travaux présentés dans ce manuscrit ont permis la mise en place de ces expérimentations par la transmission des connaissances acquises sur la découpe des échantillons, le confinement et le matériel expérimental (wedge bar, SHPB avec double piégeur d'onde et impacteur conique). Ce partage a eu lieu lors de discussions préliminaires avant le départ de Guillaume, et lors des réunions bi-mensuelles avec Trevor Cloete (BISRU) et Sebastien Laporte (Institut), co-encadrants de ce post-doctorat. Ce travail expérimental mis en place en janvier 2015, est actuellement poursuivi par une étudiante sud africaine, dans le cadre de son Master de recherche. Guillaume Dubois a assuré la transmission du projet avant la fin de son post-doctorat en août 2015. Son co-encadrement international par Trevor Cloete et moi même est en cours de mise en place.

Les travaux présentés dans ce manuscrit ont également permis d'identifier un deuxième objectif de travail dans le cadre du post-doctorat de Guillaume Dubois : l'étude de faisabilité de la modélisation de nos essais par éléments discrets. Pour ce faire, les squelettes issus de la campagne d'essais présentée en Chapitre 3 ont été utilisés. Avant son départ, Guillaume a pu collaborer à l'observation des modes de fractures de l'os spongieux, présentés au Chapitre 4. Sa formation à la modélisation par éléments discrets a été assurée avant son départ par Anthony Roux, doctorant à l'Institut. Les résultats obtenus au cours de cette thèse m'ont permis de contribuer aux travaux de développement de la modélisation en DEM appliqués à l'os spongieux réalisé par Guillaume (*c.f.* : §6.3). A terme, cette étude de faisabilité sera validée vis-à-vis de la campagne expérimentale complète. Associée au générateur d'architecture (Chapitre 5), elle permettra de s'affranchir du caractère destructif des essais, de la dépendance à l'échantillon pour ainsi accéder à une étude complète de sensibilité des paramètres architecturaux à travers les régimes de sollicitations.

Les compétences de plusieurs laboratoires sont mises en commun dans ce projet : essais interrompus développés à travers trois régimes, micro-CT scanner (BISRU), DEM (I2M, Arts et Métiers Bordeaux, appliqué à la biomécanique à Arts et Métiers Paris au sein de l'Institut) et squelettes réels / générateur d'architecture (Institut) avec l'aide du LAMIH-Valenciennes.

En se basant sur les travaux réalisés, 4 grands axes de développement de ce projet ont été identifiés :

• L'observation de **l'influence de la moelle** contenue dans l'os spongieux par la mise en place d'essais **confinés** avec moelle. Ces derniers sont plus représentatifs de la réalité où l'os cortical confine la moelle. Les résultats seront comparés aux essais déjà menés avec moelle, non confinés (*c.f.* Chapitre 3), à travers une grande plage de vitesse de déformation.

• L'amélioration de la compréhension de l'**effet de la moelle sur le mécanisme de rupture** par la mise en place d'essais dégraissés (i.e. : sans moelle). Les résultats seront comparés avec ceux non confinés (*c.f.* Chapitre 3).

• Le développement d'un **modèle en éléments discrets** permettant la simulation des mécanismes de rupture de l'os spongieux. Ce modèle permettra également de simuler l'influence de la moelle dans ce contexte.

• L'étude de l'**influence de l'architecture trabéculaire sur les dispersions mécaniques**. Des variations finies des paramètres architecturaux pourront être implémentées dans le générateur et l'étude des variations du comportement global faite via le modèle DEM validé.

Le projet global peut dès lors être synthétisé sous la forme suivante (Figure 6.2) :

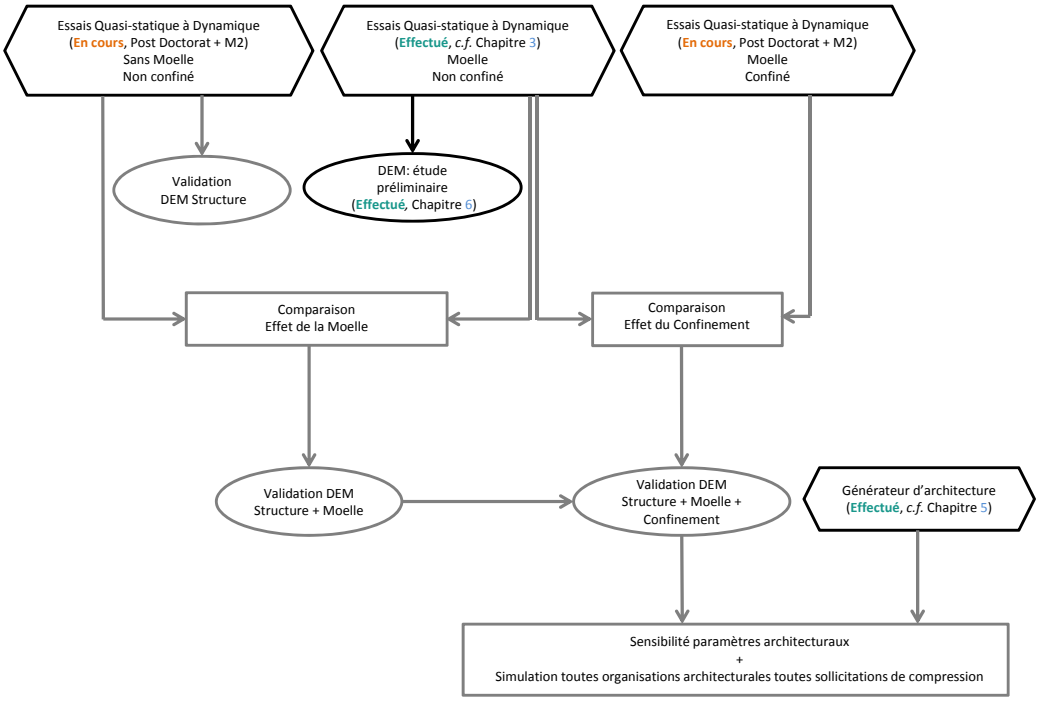


FIGURE 6.2. – Synthèse du projet de recherche.

L'encadrement de ce projet de post-doctorat avant la fin de cette thèse et les résultats préliminaires observés durant ces trois années, ouvrent la voie aux perspectives directes de la génération d'architecture présentée en Chapitre 5. Avec accord de Guillaume Dubois, quelques résultats préliminaires détaillant le schéma de la Figure 6.2 sont présentés ci-après.

6.2. Principes de la DEM

La DEM (Discrete Element Method) ou modélisation par éléments discrets utilise des éléments discrets sphériques liés entre eux par des ressorts ou des poutres (illustration en Figure 6.3). La réponse globale du matériau ainsi qu'à l'intérieur des poutres, est issue de la simulation par implémentation aux particules de lois microscopiques d'interactions mécaniques. Les forces de contact (interpénétration des éléments sphères) se différencient des forces d'articulation (sur les liaisons) dans l'implémentation des propriétés des éléments discrets. L'algorithme basé sur une méthode explicite (Cundall et Strack, 1979) permet d'accéder aux forces appliquées, accélérations, vitesses et positions des particules. La plateforme GranOO (Granular Oriented Object, `www.granoo.org`) de conception C++ agrémentées de 3 bibliothèques (géométrie 3D, méthode, informatique) permet d'effectuer les modélisations et simulations puis d'accéder à une visualisation des résultats (Iordanoff *et al.*, 2012; Andre *et al.*, 2014). Cette plateforme a été mise en place par Damien André, Jean-luc Charles et Ivan Iordanoff à l'Institut de Mécanique et d'Ingénierie (I2M) des Arts et Métiers ParisTech de Bordeaux.

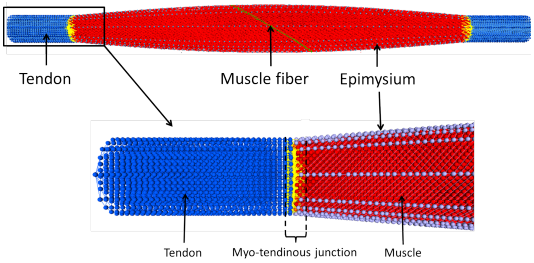


FIGURE 6.3. – Interface muscle tendon modélisée en éléments discrets (Roux *et al.*, 2014).

6.3. Application à l'os spongieux

La géométrie de l'os trabéculaire s'adapte à la méthode précédemment exposée via le squelette. Comme illustré en Figure 6.4, les nœuds sont associés à des billes qui portent la masse et les poutres caractérisent les propriétés mécaniques des travées supposées droites.

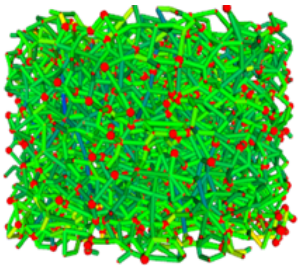


FIGURE 6.4. – Squelette d'os spongieux modélisé en éléments discrets. Par Guillaume Dubois ©.

6.4. Volume d'intérêt pour simulation

Une étude préliminaire a été menée à partir des échantillons issus de la campagne d'essai présente dans cette thèse. Son but était de déterminer la taille minimale d'échantillon (*c.f.* Figure 6.5), assez représentative en terme de variabilité architecturale mais assez petite pour minimiser le temps de calcul. 11 échantillons ont été extraits : 10 ont été répartis radialement en maximisant la distance entre les centres des volume d'intérêt (VOI) pendant que le dernier a été centré au sein de l'échantillon. Les positions verticales ont été générées aléatoirement. La fraction du volume d'intéret était variable : de 20% à 90% du volume de l'échantillon d'origine. L'architecture des squelettes de 1386 échantillons (126 échantillons x 11 VOIs) a été étudiée.

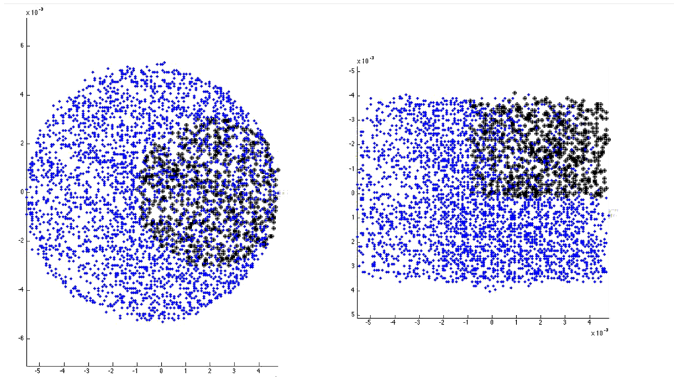


FIGURE 6.5. – Volume d'intérêt testé au sein de l'échantillon réel : taille et position aléatoire par Guillaume Dubois.

Afin de réduire l'effet de la taille sur le résultat de la simulation, il est préconisé d'utiliser une taille d'échantillon cylindrique de fémur bovin de diamètre 7,7 mm et de hauteur 5,5 mm. L'ensemble des résultats fera l'objet d'une communication (publication mentionnée en Chapitre 8.6 : "What is the good size of Volume of Interest in Cancellous bone ?").

6.5. Comportement

Dans un premier temps, des essais ont été menés sur les squelettes issus de la campagne d'essai (c.f. Chapitre 4). Le coefficient de poisson a arbitrairement été fixé à 0.3. La revue de littérature (*c.f.* §2.2.4) a permis d'affecter à la travée : un module d'Young apparent, $E_{app} = 3GPa$, une densité, $\rho = 1260kg/m^3$ et une contrainte limite à rupture, $\sigma_u = 200MPa$. Ces dernières propriétés seront réajustées car il s'agit ici des propriétés estimées avec moelle. Les compressions ont été réalisées en impactant la face de l'échantillon avec taux de vitesse d'environ 100 /s. Les résultats sont obtenus avec un temps de calcul de 12 heures environ. Les résultats préliminaires font apparaître une compression des travées dans l'axe de compression ainsi qu'une zone comparable à un plan de fracture. Les propriétés mécaniques globales identifiées avec la méthode robuste abordée au chapitre 3, présentent un ordre de grandeur similaire à celui observé expérimentalement. Cette étude de faisabilité a fait l'objet d'une communication (abstract mentionné en Chapitre 8.6 : "Cancellous Bone Model using Discrete Element Method : A Feasability Study").

6.6. Perspectives

La rupture est en cours d'implémentation pour validation. Les résultats préliminaires encouragent son développement. Une validation qualitative sur quelques échantillons a été effectuée (Figure 6.6), grâce au faciès de fracture réel observé (Figure 6.7) par la méthode de recalage des images pré et post-compression (Chapitre 4). L'implémentation des propriétés locales est en cours d'amélioration. L'ajout de la moelle avec une interaction fluide/structure de type DEM est envisagé dans un futur proche.

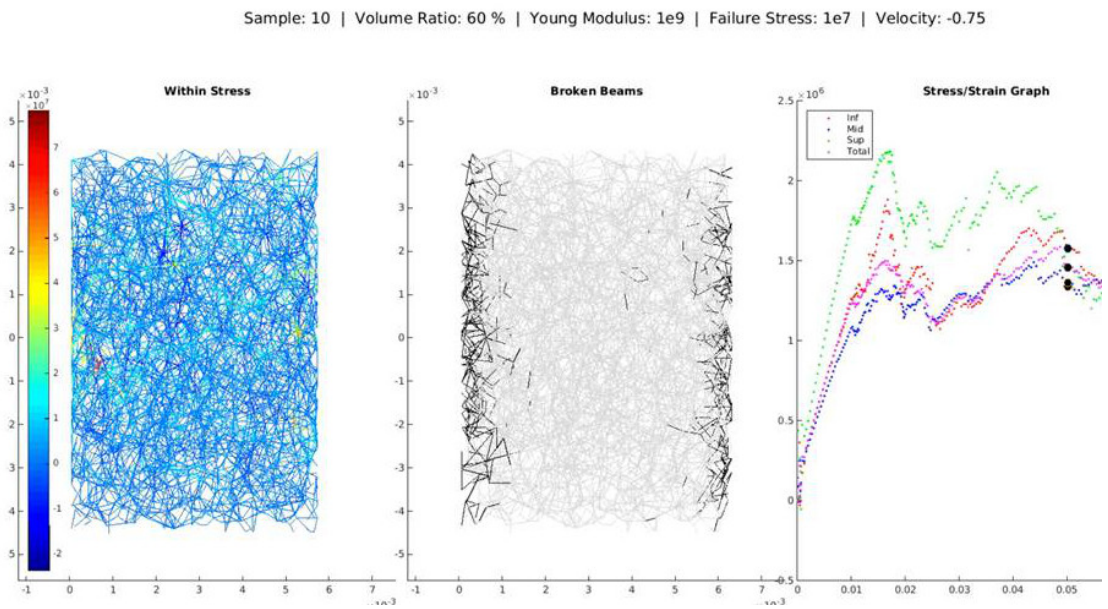


FIGURE 6.6. – Résultats préliminaires de simulation DEM avec rupture : déformation, travées cassées : faciès progressif et courbe contrainte déformation ©Guillaume Dubois.

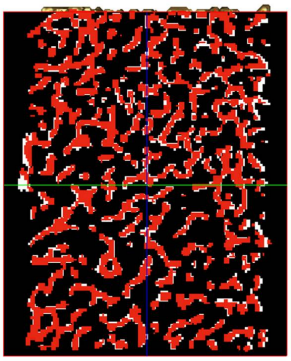


FIGURE 6.7. – Faciès progressif observé grâce au recalage d'image pré et post-compression (Chapitre 4).

Enfin, une fois le modèle validé, la sensibilité du comportement global vis-à-vis de la moelle, de la variation d'épaisseur de travées ou encore de la courbure pourra être quantifiée à travers les vitesses et ainsi répondre aux questions soulevées au Chapitre 4. De plus, l'association du générateur d'architecture développé au Chapitre 5 à la DEM permettra d'étudier le comportement global en contrôlant des paramètres architecturaux de façon précise, tels que l'anisotropie.

7. Conclusion et Perspectives

7.1. Conclusion

Dans le Chapitre 2, il a été montré qu'il restait de nombreux éléments à comprendre et apprendre afin de modéliser simplement le risque fracturaire.

Les travaux présentés ici s'inscrivent en tant que contribution à la compréhension des mécanismes de fractures à différents niveaux de sollicitation (Chapitre 3), par identification des principaux paramètres architecturaux (Chapitre 4). Pour cela, des moyens d'essais spécifiques ont été mis en œuvre et le comportement de l'os spongieux bovin, non confiné, avec moelle, a été étudié sur une plage de huit vitesses de déformation, du régime quasi-statique au régime dynamique. La maîtrise de l'arrêt de la compression à une déformation fixée a permis, par l'imagerie micro scanner, pré et post-compression, d'accéder au faciès de rupture. Tandis que la caractérisation architecturale pré-compression a mis en valeur les paramètres de description architecturale pertinents et mis en évidence le rôle de cette organisation dans le comportement de l'os spongieux sous différents régimes de sollicitations.

Enfin, malgré une base de données expérimentales de 127 échantillons, toutes les configurations architecturales présentes chez un être vivant n'ont pas pu être testées. Un premier générateur d'architecture a alors été développé (Chapitre 5), permettant de créer numériquement des structures osseuses. S'affranchissant du caractère destructif des essais et la dépendance vis-à-vis des échantillons, cet outil contribue à la compréhension des mécanismes de fracture de l'os spongieux sur une grande plage de vitesses de déformations. Les fondations nécessaires à la validation d'un tel modèle en utilisant la méthode des éléments discrets ont ensuite été développées en Chapitre 6.

De manière plus globale, cette thèse a été l'occasion de développer les bases d'une collaboration internationale de recherche faisant appels aux points forts de plusieurs laboratoires : l'Institut de Biomécanique Humaines Georges Charpark (Arts et Métiers Paristech, Paris, France) et BISRU (Université du Cap, Afrique du Sud) avec l'aide précieuse du LAMIH (Université de Valenciennes, France) et de I2M (Arts et Métiers Paristech, Bordeaux, France).

7.2. Perspectives

Les éléments de discussion présentés dans le mémoire nous ont permis d'identifier différents axes de recherche :

- **Comparaison de l'imagerie pre et post-compression**. Les résultats présentés en Chapitre 4, relatifs à la quantification de la fracture osseuse restent à ce jour préliminaires. Un projet de fin d'étude avec un étudiant sud africain spécialisé en reconnaissance faciale et déformations 3D des

corps, est en cours de mise en place, afin de compléter les informations déjà issues des scans.

• **Influence de la moelle et du confinement**. Dans le corps humain, la moelle osseuse est confinée au sein de l'os cortical. Il convient alors de caractériser cette condition aux limites. Le travail préliminaire à ce manuscrit, présenté en Annexe A, en pose les bases en dynamique, tandis qu'une campagne d'essai sur os dégraissés et os non dégraissés confinés est en cours en Afrique du Sud, pour étendre les connaissances acquises ici et dans la littérature à vitesse intermédiaire (post-doctorat de Guillaume Dubois puis projet de Master d'une étudiante Sud-Africaine).

• **Modélisation en éléments discrets**. Les résultats présentés en Chapitre 6 attestent des avantages de la méthode aux éléments discrets. Cependant, à ce jour, de nombreuses explorations restent à mener pour valider ce modèle et en exploiter tout le potentiel : implémentation de la fracture, moelle, confinement, validation vis-à-vis des essais, sensibilité de l'architecture via le générateur, importance de la variation d'épaisseur de travées et de leur courbure.

• **Du boeuf à l'humain**. Il est intéressant de disposer de moyens d'essais similaires à ceux développés en Afrique du Sud au sein de l'Institut. En effet, ils faciliteront les campagnes futures et notamment les essais sur os Humains pour lequel le laboratoire sud africain ne possède pas d'accréditation. L'Institut ayant récemment acquis un micro-CT, la campagne d'essai développée en Chapitre 3 pourra facilement être reproduite. L'ensemble des travaux de développement de tels moyens d'essais est présenté en Annexe C.

Les travaux entrepris ici peuvent ainsi être synthétisé sous la forme du schéma de la Figure 7.1.

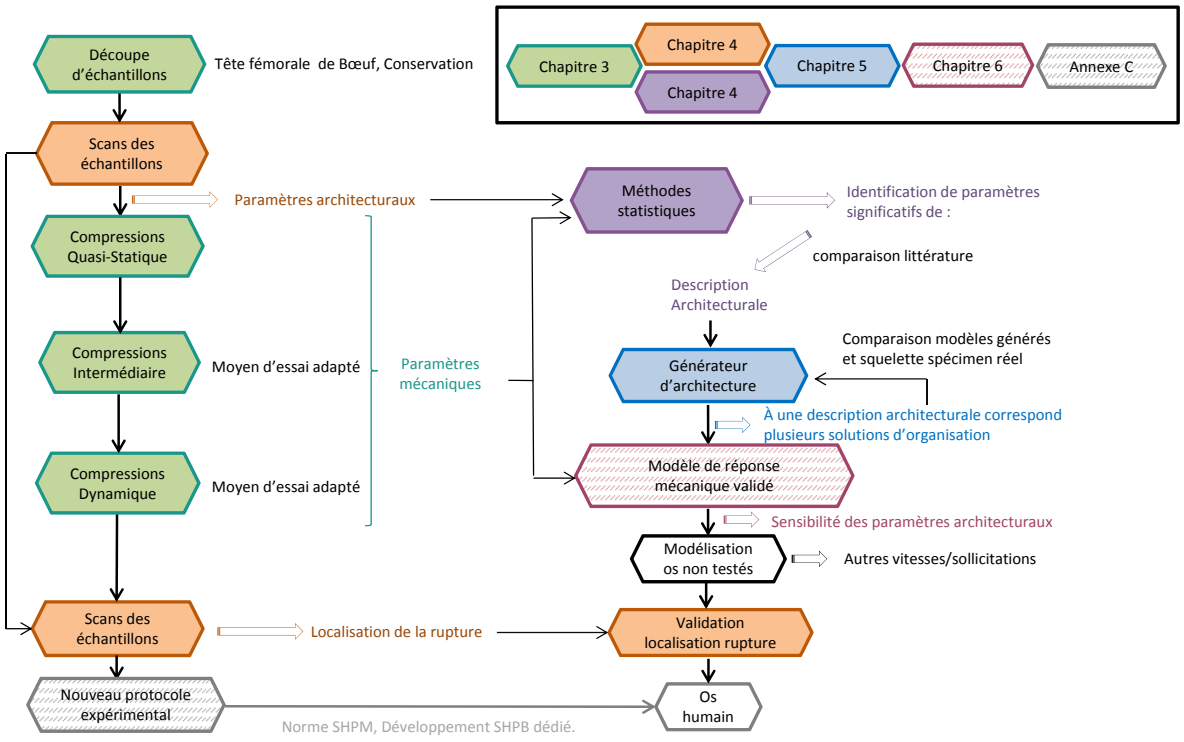


FIGURE 7.1. – Schématisation des travaux de recherche, pastilles pleines : travaux effectués, tachetées : travaux préliminaires, non colorées : perspectives.

8. Communications et Publications

8.1. Revues Internationales avec comité de lecture

M. Prot, D. Saletti, S. Pattofatto, V. Bousson, S. Laporte (2015). Links between mechanical behavior of cancellous bone and its microstructural properties under dynamic loading. Journal of Biomechanics. Volume 48, Pages 498-503.
DOI : http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.002

8.2. Articles proposés et/ou en cours d'écriture

M. Prot, T.J. Cloete, D.Saletti, S. Laporte. The behavior of cancellous bone from quasi-static to dynamic strain rates with emphasis on the intermediate regime. Soumis à Journal of Biomechanics, en cours de révision.

M. Prot, T.J. Cloete, D.Saletti, S. Laporte. The behavior of cancellous bone from quasi-static to dynamic strain rates with emphasis on the intermediate regime : Microarchitecture, a strength predictor. En cours d'écriture.

M. Prot, T.J. Cloete. Design of a tandem momentum trap adapted for compressive Split Hopkinson Pressure Bar : application to dynamic recovery of cancellous bone. En cours de soumission à Journal of Dynamic Behavior of Materials.

8.3. Conférences avec actes et comité de lecture

8.3.1. Suppléments issus de conférences

M. Prot, D. Saletti, S. Pattofatto, V. Bousson, S. Laporte (2012). Links between microstructural properties of cancellous bone and its mechanical response to different strain rates. Computer Methods Biomechanics and Biomedical Engineering. Volume 15 S1. Pages 291-292.
DOI : http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2012.713697.
Communication orale, SB (37ème Congrès de la Société de Biomécanique, annuel), 2012, Toulouse, France.

M. Prot, T.J. Cloete, D. Saletti, S. Laporte (2014). Intermediate strain rate behavior of cancellous bone : from the lower to the higher strain rate Computer Methods Biomechanics and Biomedical Engineering. Volume 17 S1. Pages 50-51.
DOI : http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2014.931106.
Communication orale, SB (39ème Congrès de la Société de Biomécanique, annuel), 2014, Valenciennes, France.

M. Prot, G. Dubois, T.J. Cloete, D. Saletti, S. Laporte (2015). Fracture characterization in cancellous bone specimens via surface difference evaluation of 3D registered pre- and post-compression micro-CT scans. Computer Methods Biomechanics and Biomedical Engineering.
DOI : http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2015.1069608.
Communication orale, SB (40ème Congrès de la Société de Biomécanique, annuel), 2015, Paris, France.

8.3.2. Abstracts long référencés : 4 à 10 pages

M. Prot, T.J. Cloete, S. Pattofatto (2012). Dynamic Compression and Recovery of Cancellous Bone for Microstructural Investigation. EPJ Web of Conferences Volume 26, 03003, 2012.
DOI : http://dx.doi.org/10.1051/epjconf/20122603003.
Communication orale, DYMAT (10th conference of the european association for research into the DYnamic behaviour of MATerials,triennial), 2012, Freiburg, Germany.

M. Prot, T.J. Cloete, D. Saletti, S. Laporte (2015). Intermediate strain rate behaviour of cancellous bone : Links between microstructural and mechanical properties.
DOI : http://dx.doi.org/10.1051/epjconf/20159403006.
Communication orale, DYMAT (11th conference of the european association for research into the DYnamic behaviour of MATerials, triennial), 2015, Lugano, Switerland.

8.4. Conférences internationales avec résumé

8.4.1. Abstract long disponible en ligne : 4 à 10 pages

M. Prot, T.J. Cloete, D. Saletti, S. Laporte (2014). Correlations between cancellous bone architecture and its dynamic behavior.
Access : http://icills2014.org/wp-content/uploads/2014/01/Marrianne-Prot.pdf.
Communication orale, ICILLS (4th International Conference on Impact Loading of Lightweight Structures, triennial), 2014, Cape Town, South Africa.

8.4.2. Abstract court : 1 à 2 pages

M. Prot, T.J. Cloete, D. Saletti, S. Laporte (2015). A robust method to identify cancellous bone behaviour : from the quasi-static to intermediate and dynamic strain rates.
Communication orale, ISB (25th Congress of the International Society of Biomechanics, biennial), 2015, Glasgow, Scotland.

8.4.3. Symposium

M. Prot, T.J. Cloete, D. Saletti, S. Laporte (2015). Microstructure of cancellous bone as a strength predictor for a wide range of strain rates .
Communication orale et bourse de voyage, AAAM (59th Conference of the Association for the Advancement of Automotive Medicine, annual), 2015, Philadelphia, United-States.

8.5. En second auteur

8.5.1. Suppléments issus de conférences.

G. Dubois, **M. Prot**, T.J. Cloete, S. Laporte (2015). What is the good size of Volume of Interest in Cancellous Bone ? A skeleton based study. Computer Methods Biomechanics and Biomedical Engineering, (ahead-of-print), 1-2.
DOI : http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2015.1069574.
Communication poster, SB (40ème Congrès de la Société de Biomécanique, annuel), 2015, Paris, France.

8.5.2. Conférences avec comité de lecture.

G. Dubois, **M. Prot**, A. Roux, T.J. Cloete, S. Laporte (2015). Cancellous Bone Model using Discrete Element Method : A Feasibility Study.
Communication Orale, CMBBE (13th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, annuel), 2015, Montreal, Canada.

Références

Akhtar, R., Daymond, M., Almer, J., et Mummery, P. (2008). Elastic strains in antler trabecular bone determined by synchrotron x-ray diffraction. *Acta biomaterialia*, 4(6) :1677–1687.

Almhdie-Imjabber, A., Hambli, R., Touvier, J., Rozenbaum, O., Lespessailles, E., et Jennane, R. (2014). Mechanical assessment of trabecular bone stiffness using hybrid skeleton and finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering : Imaging & Visualization*, (ahead-of-print) :1–8.

Alves, J., Xu, W., Lin, D., Siffert, R., Ryaby, J., et Kaufman, J. (1996). Ultrasonic assessment of human and bovine trabecular bone : a comparison study. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 43(3) :249–258.

Andersen, R. (2008). *Modern methods for robust regression*. Number 152. Sage.

Anderson, I. A. et Carman, J. B. (2000). How do changes to plate thickness, length, and face-connectivity affect femoral cancellous bone's density and surface area ? an investigation using regular cellular models. *Journal of biomechanics*, 33(3) :327–335.

Andre, D., Charles, J.-L., Iordanoff, I., et Néauport, J. (2014). The granoo workbench, a new tool for developing discrete element simulations, and its application to tribological problems. *Advances in Engineering Software*, 74 :40–48.

André, D., Iordanoff, I., Charles, J.-l., et Néauport, J. (2012). Discrete element method to simulate continuous material by using the cohesive beam model. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 213 :113–125.

Arbenz, P. et Flaig, C. (2008). On smoothing surfaces in voxel based finite element analysis of trabecular bone. *Large-Scale Scientific Computing*, pages 69–77.

Barbas, A. (2011). *Etude biomécanique de substituts osseux en titane poreux destinés à la chirurgie maxillo-faciale*. PhD thesis, Metz.

Bekker, A., Cloete, T., Chinsamy-Turan, A., Nurick, G., et Kok, S. (2015). Constant strain rate compression of bovine cortical bone on the split-hopkinson pressure bar. *Materials Science and Engineering : C*, 46 :443–449.

Benoit, A., Guérard, S., Gillet, B., Guillot, G., Hild, F., Mitton, D., Périé, J.-N., et Roux, S. (2009). 3d analysis from micro-mri during in situ compression on cancellous bone. *Journal of biomechanics*, 42(14) :2381–2386.

Bergot, C. et Bocquet, J. (1976). Etude systématique, en fonction de l'âge, de l'os spongieux et de l'os cortical de l'humérus et du fémur. *Bulletins et Mémoires de la Société d'anthropologie de Paris*, 3(3) :215–242.

Bevill, G., Eswaran, S., Gupta, A., Papadopoulos, P., et Keaveny, T. (2006). Influence of bone volume fraction and architecture on computed large-deformation failure mechanisms in human trabecular bone. *Bone*, 39(6) :1218–1225.

Bini, F., Marinozzi, A., Marinozzi, F., et Patanè, F. (2002). Microtensile measurements of single trabeculae stiffness in human femur. *Journal of biomechanics*, 35(11) :1515–1519.

Birkenhäger-Frenkel, D., Courpron, P., Hüpscher, E., Clermonts, E., Coutinho, M., Schmitz, P., Meunier, P., *et al.* (1988). Age-related changes in cancellous bone structure. a two-dimensional study in the transiliac and iliac crest biopsy sites. *Bone and mineral*, 4(2) :197.

Bloch, I. Reconstruction d'images de tomographie. Technical report, École Nationale Supérieure des Télécommunications, département Traitement du Signal et des Images.

Bonneau, N., Libourel, P.-A., Simonis, C., Puymerail, L., Baylac, M., Tardieu, C., et Gagey, O. (2012). A three-dimensional axis for the study of femoral neck orientation. *Journal of anatomy*, 221(5) :465–476.

Boruah, S., Henderson, K., Subit, D., Salzar, R., Shender, B., et Paskoff, G. (2013). Response of human skull bone to dynamic compressive loading. In *IRCOBI Conference*.

Boutroy, S., Bouxsein, M. L., Munoz, F., et Delmas, P. D. (2005). In vivo assessment of trabecular bone microarchitecture by high-resolution peripheral quantitative computed tomography. *Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, 90(12) :6508–6515.

Bouxsein, M. L., Boyd, S. K., Christiansen, B. A., Guldberg, R. E., Jepsen, K. J., et Müller, R. (2010). Guidelines for assessment of bone microstructure in rodents using micro–computed tomography. *Journal of Bone and Mineral Research*, 25(7) :1468–1486.

Bowman, S., Keaveny, T., Gibson, L., Hayes, W., et McMahon, T. (1994). Compressive creep behavior of bovine trabecular bone. *Journal of biomechanics*, 27(3) :301–310.

Brear, K., Currey, J., Raines, S., et Smith, K. (1988). Density and temperature effects on some mechanical properties of cancellous bone. *Engineering in medicine*, 17(4) :163–167.

Brown, T. D. et Ferguson, A. B. (1980). Mechanical property distributions in the cancellous bone of the human proximal femur. *Acta Orthopaedica*, 51(1-6) :429–437.

Broz, J., Simske, S., Greenberg, A., Luttges, M., *et al.* (1993). Effects of rehydration state on the flexural properties of whole mouse long bones. *Journal of biomechanical engineering*, 115(4A) :447.

Bruyère, K. (2000). *Caractérisation et modélisation mécanique de l'os spongieux humain en relation avec ses propriétés structurales et architecturales*. PhD thesis, Institut national des sciences appliquées de Lyon.

Burr, D. B. et Allen, M. R. (2013). *Basic and applied bone biology*. Academic Press.

Busse, B., Hahn, M., Soltau, M., Zustin, J., Püschel, K., Duda, G. N., et Amling, M. (2009). Increased calcium content and inhomogeneity of mineralization render bone toughness in osteoporosis : mineralization, morphology and biomechanics of human single trabeculae. *Bone*, 45(6) :1034–1043.

Butt, H., Xue, P., Jiang, T., et Wang, B. (2015). Parametric identification for material of viscoelastic shpb from wave propagation data incorporating geometrical effects. *International Journal of Mechanical Sciences*, 91 :46–54.

Carn, R. (2009). Your personal hip surgery guide and workbook.

Carretta, R., Luisier, B., Bernoulli, D., Stüssi, E., Müller, R., et Lorenzetti, S. (2013). Novel method to analyze post-yield mechanical properties at trabecular bone tissue level. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 20 :6–18.

Carter, D., Hayes, W., *et al.* (1977). The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 59(7) :954.

Cendre, E., Mitton, D., Roux, J., Arlot, M., Duboeuf, F., Burt-Pichat, B., Rumelhart, C., Peix, G., et Meunier, P. (1999). High-resolution computed tomography for architectural characterization of human lumbar cancellous bone : relationships with histomorphometry and biomechanics. *Osteoporosis international*, 10(5) :353–360.

Chaari, F., Markiewicz, E., et Drazetic, P. (2007). Identification of the spongy bone mechanical behavior under compression loads : numerical simulation versus experimental results. *International Journal of Crashworthiness*, 12(3) :247–253.

Chappard, D., Baslé, M.-F., Legrand, E., et Audran, M. (2008). Trabecular bone microarchitecture : a review. *Morphologie*, 92(299) :162–170.

Chappard, D., Legrand, E., Haettich, B., Chalès, G., Auvinet, B., Eschard, J., Hamelin, J., Baslé, M., et Audran, M. (2001). Fractal dimension of trabecular bone : comparison of three histomorphometric computed techniques for measuring the architectural two-dimensional complexity. *The Journal of Pathology*, 195(4) :515–521.

Charlebois, M., Haunschmid, C., et Zysset, P. K. (2008). Confined and unconfined compression tests of hman trabecular bone up to very large strains. *Journal of Biomechanics*, 41 :S48–S48.

Charpail, E. (2006). *Analyse du comportement mécanique des côtes humaines en dynamique*. PhD thesis.

Chen, P. et McKittrick, J. (2011). Compressive mechanical properties of demineralized and deproteinized cancellous bone. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(7) :961–973.

Chevalier, Y., Pahr, D., Allmer, H., Charlebois, M., et Zysset, P. (2007). Validation of a voxel-based fe method for prediction of the uniaxial apparent modulus of human trabecular bone using macroscopic mechanical tests and nanoindentation. *Journal of biomechanics*, 40(15) :3333–3340.

Chocron, S., Nicolella, D., Nicholls, A., Bredbenner, T., et Havill, L. (2012). Dynamic testing of old and young baboon cortical bone with numerical validation. In *EPJ Web of Conferences*, volume 26, page 03004. EDP Sciences.

Choi, K. et Goldstein, S. (1992). A comparison of the fatigue behavior of human trabecular and cortical bone tissue. *Journal of biomechanics*, 25(12) :1371–1381.

Choi, K., Kuhn, J., Ciarelli, M., et Goldstein, S. (1990). The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. *Journal of biomechanics*, 23(11) :1103–1113.

Cloete, T., Paul, G., et Ismail, E. (2014). Hopkinson bar techniques for the intermediate strain rate testing of bovine cortical bone. *Philosophical Transactions of the Royal Society A : Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 372(2015) :20130210.

Courtin, B., Perault, A., et Staub, J.-F. (1997). A reaction-diffusion model for trabecular architecture of embryonic periosteal long bone. *Complexity International*, 4 :1–17.

Cowin, S. (1985). The relationship between the elasticity tensor and the fabric tensor. *Mechanics of Materials*, 4(2) :137–147.

Cowin, S. C. (2001). *Bone mechanics handbook*.

Cundall, P. A. et Strack, O. D. (1979). A discrete numerical model for granular assemblies. *Geotechnique*, 29(1) :47–65.

Curry, R., Cloete, T., et Govender, R. (2012). Implementation of viscoelastic hopkinson bars. In *EPJ Web of Conferences*, volume 26, page 01044. EDP Sciences.

Dagan, D., Beery, M., et Gefen, A. (2004). Single-trabecula building block for large-scale finite element models of cancellous bone. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 42(4) :549–556.

David, F. (2008). Comportement mécanique de l'os spongieux à très grande vitesse de déformation. Master's thesis, Arts et Métiers-Paritech.

Day, J., Ding, M., Odgaard, A., Sumner, D., Hvid, I., et Weinans, H. (2000). Parallel plate model for trabecular bone exhibits volume fraction-dependent bias. *Bone*, 27(5) :715–720.

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

Diamant, I., Shahar, R., et Gefen, A. (2005). How to select the elastic modulus for cancellous bone in patient-specific continuum models of the spine. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 43(4) :465–472.

Dimassi, M. (2009). *Modélisation de la structure poreuse du non-tissé par des techniques de calcul avancé*. PhD thesis, Université des sciences et technologies de Lille.

Donaldson, F., Pankaj, P., Law, A., et Simpson, A. (2008). Virtual trabecular bone models and their mechanical response. volume 222, pages 1185–1195. SAGE Publications.

Dong, X., Yeni, Y., Les, C., et Fyhrie, D. (2004). Effects of end boundary conditions and specimen geometry on the viscoelastic properties of cancellous bone measured by dynamic mechanical analysis. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 68(3) :573–583.

Doube, M., Klosowski, M., Arganda Carreras, I., Cordelières, F., Dougherty, R., Jackson, J.and Schmid, B., Hutchinson, J., et Shefelbine, S. (2010). Bone j.

Dreux, C. et Delmas, P. (2001). Les méthodes de mesure de la densité minérale osseuse (dmo) et des marqueurs du remodelage osseux dans le dépistage de l'ostéoporose. *Bulletin de l'Académie nationale de médecine*, 185(8) :1561–1580.

Efron, B. et Tibshirani, R. J. (1994). *An introduction to the bootstrap*. CRC press.

Evans, A. G., Hutchinson, J., et Ashby, M. (1998). Multifunctionality of cellular metal systems. *Progress in Materials Science*, 43(3) :171–221.

Evans, F. G. et Lebow, M. (1951). Regional differences in some of the physical properties of the human femur. *Journal of applied physiology*, 3(9) :563–572.

Fajardo, R. et Müller, R. (2001). Three-dimensional analysis of nonhuman primate trabecular architecture using micro-computed tomography. *American journal of physical anthropology*, 115(4) :327–336.

Fatihhi, S., Harun, M., Kadir, M. R. A., Abdullah, J., Kamarul, T., Öchsner, A., et Syahrom, A. (2015). Uniaxial and multiaxial fatigue life prediction of the trabecular bone based on physiological loading : A comparative study. *Annals of Biomedical Engineering*, pages 1–16.

Fazzalari, N., Crisp, D., et Vernon-Roberts, B. (1989). Mathematical modelling of trabecular bone structure : the evaluation of analytical and quantified surface to volume relationships in the femoral head and iliac crest. *Journal of biomechanics*, 22(8-9) :901–905.

Fisher, R. A. (1922). On the mathematical foundations of theoretical statistics. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A, Containing Papers of a Mathematical or Physical Character*, pages 309–368.

Follet, H. (2002). *Caractérisation biomécanique et modélisation 3D par imagerie X et IRM haute résolution de l'os spongieux humain : évaluation du risque fracturaire*. PhD thesis, Institut national des sciences appliquées de Lyon.

Follet, H., Viguet-Carrin, S., Burt-Pichat, B., Dépalle, B., Bala, Y., Gineyts, E., Munoz, F., Arlot, M., Boivin, G., Chapurlat, R. D., *et al.* (2011). Effects of preexisting microdamage, collagen cross-links, degree of mineralization, age, and architecture on compressive mechanical properties of elderly human vertebral trabecular bone. *Journal of Orthopaedic Research*, 29(4) :481–488.

Forquin, P., Arias, A., et Zaera, R. (2007). An experimental method of measuring the confined compression strength of geomaterials. *International Journal of Solids and Structures*, 44(13) :4291–4317.

Forquin, P., Gary, G., et Gatuingt, F. (2008). A testing technique for concrete under confinement at high rates of strain. *International Journal of Impact Engineering*, 35(6) :425–446.

Fox, E. (2013). Changing the status-quo of osteoporosis screening and treatment.

Garboczi, E., Snyder, K., Douglas, J., et Thorpe, M. (1995). Geometrical percolation threshold of overlapping ellipsoids. *Physical review E*, 52(1) :819.

Garo, A. (2011). *Modélisation du corps vertébral en chargement dynamique : intégration de l'effet de l'âge*. PhD thesis, Université de la mediterranée.

Garrahan, N., Mellish, R., Vedi, S., et Compston, J. (1987). Measurement of mean trabecular plate thickness by a new computerized method. *Bone*, 8(4) :227–230.

Garrison, J., Gargac, J., et Niebur, G. (2011). Shear strength and toughness of trabecular bone are more sensitive to density than damage. *Journal of biomechanics*, 44(16) :2747–2754.

Gefen, A., Portnoy, S., et Diamant, I. (2008). Inhomogeneity of tissue-level strain distributions in individual trabeculae : Mathematical model studies of normal and osteoporosis cases. *Medical engineering & physics*, 30(5) :624–630.

Genant, H., Engelke, K., Fuerst, T., Glüer, C., Grampp, S., Harris, S., Jergas, M., Lang, T., Lu, Y., Majumdar, S., *et al.* (1996). Noninvasive assessment of bone mineral and structure : state of the art. *Journal of Bone and Mineral Research*, 11(6) :707–730.

Gibson, L. (1985). The mechanical behaviour of cancellous bone. *Journal of Biomechanics*, 18(5) :317–328.

Gibson, L. et Ashby, M. (1999). *Cellular solids : structure and properties*. Cambridge Univ Pr.

Giesen, E., Ding, M., Dalstra, M., et Van Eijden, T. (2001). Mechanical properties of cancellous bone in the human mandibular condyle are anisotropic. *Journal of biomechanics*, 34(6) :799–803.

Goda, I., Assidi, M., et Ganghoffer, J. (2014). A 3d elastic micropolar model of vertebral trabecular bone from lattice homogenization of the bone microstructure. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 13(1) :53–83.

Goldstein, S., Goulet, R., et McCubbrey, D. (1993). Measurement and significance of three-dimensional architecture to the mechanical integrity of trabecular bone. *Calcified tissue international*, 53 :127–133.

Goulet, R., Goldstein, S., Ciarelli, M., Kuhn, J., Brown, M., et Feldkamp, L. (1994). The relationship between the structural and orthogonal compressive properties of trabecular bone. *Journal of Biomechanics*, 27(4) :375–377.

Guillen, T., Zhang, Q., Tozzi, G., Ohrndorf, A., Christ, H., et Tong, J. (2011). Compressive behaviour of bovine cancellous bone and bone analogous materials, microct characterisation and fe analysis. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, pages 1452–1461.

Guo, X. et Kim, C. (2002). Mechanical consequence of trabecular bone loss and its treatment : a three-dimensional model simulation. *Bone*, 30(2) :404–411.

Gupta, H. et Zioupos, P. (2008). Fracture of bone tissue : The 'hows' and the 'whys'. *Medical engineering & physics*, 30(10) :1209–1226.

Hahn, M., Vogel, M., Pompesius-Kempa, M., et Delling, G. (1992). Trabecular bone pattern factor–a new parameter for simple quantification of bone microarchitecture. *Bone*, 13(4) :327–330.

Haire, T., Hodgskinson, R., Ganney, P., et Langton, C. (1998). A comparison of porosity, fabric and fractal dimension as predictors of the young's modulus of equine cancellous bone. *Medical engineering & physics*, 20(8) :588–593.

Halgrin, J. (2009). *Influence des paramètres architecturaux sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire*. PhD thesis, Université de Valenciennes et du Hainaut Cambresis.

Halgrin, J., Chaari, F., et Markiewicz, É. (2011). On the effect of marrow in the mechanical behavior and crush response of trabecular bone. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*.

Hambli, R. (2013). Micro-ct finite element model and experimental validation of trabecular bone damage and fracture. *Bone*, 56(2) :363–374.

Hamed, E., Novitskaya, E., Li, J., Jasiuk, I., et McKittrick, J. (2015). Experimentally-based multiscale model of the elastic moduli of bovine trabecular bone and its constituents. *Materials Science and Engineering : C*, 54 :207–216.

Harrigan, T. et Mann, R. (1984). Characterization of microstructural anisotropy in orthotropic materials using a second rank tensor. *Journal of Materials Science*, 19(3) :761–767.

Harrigan, T. P., Jasty, M., Mann, R. W., et Harris, W. H. (1988). Limitations of the continuum assumption in cancellous bone. *Journal of Biomechanics*, 21(4) :269–275.

Hernandez, C., Lambers, F., Widjaja, J., Chapa, C., et Rimnac, C. (2014). Quantitative relationships between microdamage and cancellous bone strength and stiffness. *Bone*, 66 :205–213.

Hiermaier, S. (2007). *Structures under crash and impact : continuum mechanics, discretization and experimental characterization*. Springer Science & Business Media.

Higgins, S. (2008). Strain rate and density dependent behaviour of bovine cancellous bone in compression. Master's thesis, University of Cape Town.

Hildebrand, T. et Rüegsegger, P. (1997). Quantification of bone microarchitecture with the structure model index. *Computer methods in biomechanices and bio medical engineering*, 1(1) :15–23.

Hobatho, M., Rho, J., et Ashman, R. (1992). Atlas of mechanical properties of human cortical and cancellous bone. *Journal of Biomechanics*, 25(6) :669.

Hodgskinson, R. et Currey, J. (1992). Young's modulus, density and material properties in cancellous bone over a large density range. *Journal of Materials Science : Materials in Medicine*, 3(5) :377–381.

Hodgskinson, R., Currey, J., et Evans, G. (1989). Hardness, an indicator of the mechanical competence of cancellous bone. *Journal of orthopaedic research*, 7(5) :754–758.

Homminga, J., Van-Rietbergen, B., Lochmuller, E., Weinans, H., Eckstein, F., et Huiskes, R. (2004). The osteoporotic vertebral structure is well adapted to the loads of daily life, but not to infrequent. *Bone*, 34(3) :510–516.

Hong, J. H., Mun, M. S., et Lim, T.-H. (2001). Strain rate dependent poroelastic behavior of bovine vertebral trabecular bone. *KSME international journal*, 15(7) :1032–1040.

Hopkinson, B. (1914). A Method of Measuring the Pressure Produced in the Detonation of High Explosives or by the Impact of Bullets. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A, Containing Papers of a Mathematical or Physical Character*, 213 :437–456.

Horgue, P. (2012). *Modélisation multi-échelle d'un écoulement gaz-liquide dans un lit fixe de particules*. PhD thesis, INPT.

Hulme, P., Boyd, S., et Ferguson, S. (2007). Regional variation in vertebral bone morphology and its contribution to vertebral fracture strength. *Bone*, 41(6) :946–957.

Hutchinson, J. R., Delmer, C., Miller, C. E., Hildebrandt, T., Pitsillides, A. A., et Boyde, A. (2011). From flat foot to fat foot : Structure, ontogeny, function, and evolution of elephant "sixth toes". *Science*, 334(6063) :1699–1703.

Iliescu, D., Gehin, D., Iordanoff, I., Girot, F., et Gutiérrez, M. (2010). A discrete element method for the simulation of cfrp cutting. *Composites Science and Technology*, 70(1) :73–80.

Iordanoff, I., Charles, J. L., et Andre, D. (2012). Development of the granoo discrete element platform for dynamic problems : Application for tribological application. In *ASME/STLE 2012 International Joint Tribology Conference*, pages 325–329. American Society of Mechanical Engineers.

Isakov, M., Hiermaier, S., et Kuokkala, V.-T. (2014). Improved specimen recovery in tensile split hopkinson bar. *Philosophical Transactions of the Royal Society A : Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 372(2023) :20130194.

Jensen, K., Mosekilde, L., et Mosekilde, L. (1990). A model of vertebral trabecular bone architecture and its mechanical properties. *Bone*, 11(6) :417–423.

Johnson, T. P. M. (2010). *On the rate-dependent constitutive response of cortical and trabecular bone*. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology.

Jungmann, R., Szabo, M., Schitter, G., Tang, R. Y.-S., Vashishth, D., Hansma, P., et Thurner, P. (2011). Local strain and damage mapping in single trabeculae during three-point bending tests. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 4(4) :523–534.

Kanatani, K. (1984). Distribution of directional data and fabric tensors. *International Journal of Engineering Science*, 22(2) :149–164.

Kefalas, V. et Eftaxiopoulos, D. (2012). Experimental study of cancellous bone under large strains and a constitutive probabilistic model. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 6 :41–52.

Kim, D., Hunt, C., Zauel, R., Fyhrie, D., et Yeni, Y. (2007). The effect of regional variations of the trabecular bone properties on the compressive strength of human vertebral bodies. *Annals of biomedical engineering*, 35(11) :1907–1913.

Kim, H. et Al-Hassani, S. (2002). A morphological model of vertebral trabecular bone. *Journal of biomechanics*, 35(8) :1101–1114.

Kjer, H. M. et Wilm, J. (2010). *Evaluation of surface registration algorithms for PET motion correction*. PhD thesis, Technical University of Denmark, DTU, DK-2800 Kgs. Lyngby, Denmark.

Kolsky, H. (1949). An Investigation of the Mechanical Properties of Materials at Very High Rates of Loading. volume 62, pages 676–700. Institute of Physics Publishing.

Kopperdahl, D. et Keaveny, T. (1998). Yield strain behavior of trabecular bone. *Journal of Biomechanics*, 31(7) :601–608.

Kowalczyk, P. (2003). Elastic properties of cancellous bone derived from finite element models of parameterized microstructure cells. *Journal of biomechanics*, 36(7) :961–972.

Kuhn, J., Goldstein, S., Choi, R., London, M., Feldkamp, L., et Matthews, L. (1989a). Comparison of the trabecular and cortical tissue moduli from human iliac crests. *Journal of orthopaedic research*, 7(6) :876–884.

Kuhn, J., Goldstein, S., Ciarelli, M., et Matthews, L. (1989b). The limitations of canine trabecular bone as a model for human : a biomechanical study. *Journal of biomechanics*, 22(2) :95–107.

Lai, Y., Qin, L., Yeung, H., Lee, K., et Chan, K. (2005). Regional differences in trabecular bmd and micro-architecture of weight-bearing bone under habitual gait loadinga pqct and microct study in human cadavers. *Bone*, 37(2) :274–282.

Lakatos, É. et Bojtár, I. (2012). Trabecular bone adaptation in a finite element frame model using load dependent fabric tensors. *Mechanics of Materials*, 44 :130–138.

Lambers, F. M., Bouman, A. R., Tkachenko, E. V., Keaveny, T. M., et Hernandez, C. J. (2014). The effects of tensile-compressive loading mode and microarchitecture on microdamage in human vertebral cancellous bone. *Journal of biomechanics*, 47(15) :3605–3612.

Lamotte, T. (2006). *Reconstruction 3D de la microarchitecture osseuse à partir d'un nombre limité de radiographies : apport de techniques de régularisation*. PhD thesis, Villeurbanne, INSA.

Lancianese, S., Kwok, E., Beck, C., et Lerner, A. (2008). Predicting regional variations in trabecular bone mechanical properties within the human proximal tibia using mr imaging. *Bone*, 43(6) :1039–1046.

Laporte, S., David, F., Bousson, V., et Pattofatto, S. (2009). Dynamic behavior and microstructural properties of cancellous bone. *Arxiv preprint arXiv :0911.5114*.

Last, D. (2003). *Caractérisation de l'architecture tridimensionnelle du tissu trabéculaire in vitro et in vivo par IRM*. PhD thesis, Université PARIS XI.

Lee, T.-C., Kashyap, R. L., et Chu, C.-N. (1994). Building skeleton models via 3-d medial surface axis thinning algorithms. *CVGIP : Graphical Models and Image Processing*, 56(6) :462–478.

Lerman, G., McCoy, M., Tropp, J. A., et Zhang, T. (2012). Robust computation of linear models, or how to find a needle in a haystack. Technical report, DTIC Document.

Lindahl, O. (1976). Mechanical properties of dried defatted spongy bone. *Acta Orthopaedica*, 47(1) :11–19.

Linde, F. et Hvid, I. (1989). The effect of constraint on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens. *Journal of biomechanics*, 22(5) :485–490.

Linde, F., Hvid, I., et Madsen, F. (1992). The effect of specimen geometry on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens. *Journal of biomechanics*, 25(4) :359–368.

Linde, F., Nørgaard, P., Hvid, I., Odgaard, A., et Søballe, K. (1991). Mechanical properties of trabecular bone. dependency on strain rate. *Journal of biomechanics*, 24(9) :803–809.

Linde, F. et Sørensen, H. (1993). The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. *Journal of biomechanics*, 26(10) :1249–1252.

Liu, J., Shim, V., et Lee, P. (2013). Quasi-static compressive and tensile tests on cancellous bone in human cervical spine. In *Mechanics of Biological Systems and Materials, Volume 5*, pages 109–118. Springer.

Lorenzetti, S., Carretta, R., Müller, R., et Stüssi, E. (2011). A new device and method for measuring the elastic modulus of single trabeculae. *Medical engineering & physics*, 33(8) :993–1000.

Majumdar, S., Kothari, M., Augat, P., Newitt, D., Link, T., Lin, J., Lang, T., Lu, Y., Genant, H., *et al.* (1998). High-resolution magnetic resonance imaging : three-dimensional trabecular bone architecture and biomechanical properties. *Bone*, 22(5) :445.

Martens, M., Van Audekercke, R., Delport, P., De Meester, P., et Mulier, J. (1983). The mechanical characteristics of cancellous bone at the upper femoral region. *Journal of biomechanics*, 16(12) :971–983.

McCalden, R., Mc Geough, J., *et al.* (1997). Age-related changes in the compressive strength of cancellous bone. the relative importance of changes in density and trabecular architecture*. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*, 79(3) :421–7.

McDonald, J. H. (2009). *Handbook of biological statistics*. MD : Sparky House Publishing.

Mente, P. et Lewis, J. (1989). Experimental method for the measurement of the elastic modulus of trabecular bone tissue. *Journal of Orthopaedic Research*, 7(3) :456–461.

Metzger, T. A., Kreipke, T. C., Vaughan, T. J., McNamara, L. M., et Niebur, G. L. (2015). The in situ mechanics of trabecular bone marrow : The potential for mechanobiological response. *Journal of biomechanical engineering*, 137(1) :011006.

Metzger, T. A., Shudick, J. M., Seekell, R., Zhu, Y., et Niebur, G. L. (2014). Rheological behavior of fresh bone marrow and the effects of storage. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 40 :307–313.

Mitton, D., Rumelhart, C., Hans, D., et Meunier, P. (1997). The effects of density and test conditions on measured compression and shear strength of cancellous bone from the lumbar vertebrae of ewes. *Medical Engineering and Physics*, 19(5) :464–474.

Mittra, E., Rubin, C., Gruber, B., et Qin, Y. (2008). Evaluation of trabecular mechanical and microstructural properties in human calcaneal bone of advanced age using mechanical testing, μct, and dxa. *Journal of biomechanics*, 41(2) :368–375.

Mittra, E., Rubin, C., et Qin, Y. (2005). Interrelationship of trabecular mechanical and microstructural properties in sheep trabecular bone. *Journal of biomechanics*, 38(6) :1229–1237.

Moreno, J. Forriol, F. (2002). Effects of preservation on the mechanical strength and chemical composition of cortical bone : an experimental study in sheep femora. *Biomaterials*, 23(12) :2615–2619.

Morgan, E. et Keaveny, T. (2001). Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. *Journal of biomechanics*, 34(5) :569–577.

Mosekilde, L., Mosekilde, L., et Danielsen, C. (1987). Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals. *Bone*, 8(2) :79–85.

Mouchaham, G. (2012). *Architectures supramoléculaires à structures ouvertes fondées sur la liaison hydrogène : élaboration, caractérisation structurale et propriétés de sorption*. PhD thesis, Université de Toulouse III-Paul Sabatier.

Müller, R. et Rüegsegger, P. (1996). Analysis of mechanical properties of cancellous bone under conditions of simulated bone atrophy. *Journal of biomechanics*, 29(8) :1053–1060.

Nait-Ali, B. (2005). *Elaboration, caractérisation et modélisation de matériaux poreux : Influence de la structure poreuse sur la conductivité thermique effective*. PhD thesis, Limoges.

Nazarian, A., Stauber, M., Zurakowski, D., Snyder, B., et Müller, R. (2006). The interaction of microstructure and volume fraction in predicting failure in cancellous bone. *Bone*, 39(6) :1196–1202.

Nemat-Nasser, S., Isaacs, J. B., et Starrett, J. E. (1991). Hopkinson techniques for dynamic recovery experiments. volume 435, pages 371–391. The Royal Society.

Nishiyama, K. K., Campbell, G. M., Klinck, R. J., et Boyd, S. K. (2010). Reproducibility of bone micro-architecture measurements in rodents by in vivo micro-computed tomography is maximized with three-dimensional image registration. *Bone*, 46(1) :155–161.

Oda, M., Konishi, J., et Nemat-Nasser, S. (1980). Some experimentally based fundamental results on the mechanical behaviour of granular materials. *Geotechnique*, 30(4) :479–495.

Oden, Z., Selvitelli, D., Hayes, W., et Myers, E. (1998). The effect of trabecular structure on dxa-based predictions of bovine bone failure. *Calcified tissue international*, 63(1) :67–73.

Odgaard, A. et Gundersen, H. (1993). Quantification of connectivity in cancellous bone, with special emphasis on 3-d reconstructions. *Bone*, 14(2) :173–182.

Odgaard, A., Jensen, E., et Gundersen, H. (1990). Estimation of structural anisotropy based on volume orientation. a new concept. *Journal of microscopy*, 157(2) :149–162.

Odgaard, A., Kabel, J., van Rietbergen, B., Dalstra, M., et Huiskes, R. (1997). Fabric and elastic principal directions of cancellous bone are closely related. *Journal of Biomechanics*, 30(5) :487–495.

Oftadeh, R., Perez-Viloria, M., Villa-Camacho, J. C., Vaziri, A., et Nazarian, A. (2015). Biomechanics and mechanobiology of trabecular bone : a review. *Journal of biomechanical engineering*, 137(1) :010802.

ONISR (2011). *Personnes âgées – Grands thèmes de la sécurité routière en France*.

Otsu, N. (1975). A threshold selection method from gray-level histograms. *Automatica*, 11(285-296) :23–27.

Ouyang, J., Yang, G., Wu, W., Zhu, Q., et Zhong, S. (1997). Biomechanical characteristics of human trabecular bone. *Clinical Biomechanics*, 12(7) :522–524.

Padilla, F., Peyrin, F., et Laugier, P. (2003). Prediction of backscatter coefficient in trabecular bones using a numerical model of three-dimensional microstructure. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 113 :1122.

Parfitt, A. (1988). Bone histomorphometry : standardization of nomenclature, symbols and units (summary of proposed system). *Bone*, 9(1) :67–69.

Parfitt, A., Mathews, C., Villanueva, A., Kleerekoper, M., Frame, B., et Rao, D. (1983). Relationships between surface, volume, and thickness of iliac trabecular bone in aging and in osteoporosis. implications for the microanatomic and cellular mechanisms of bone loss. *Journal of clinical investigation*, 72(4) :1396.

Parkinson, I. et Fazzalari, N. (2003). Interrelationships between structural parameters of cancellous bone reveal accelerated structural change at low bone volume. *Journal of Bone and Mineral Research*, 18(12) :2200–2205.

Parkinson, I. H., Badiei, A., et Fazzalari, N. L. (2008). Variation in segmentation of bone from micro-ct imaging : implications for quantitative morphometric analysis. *Australasian Physics & Engineering Sciences in Medicine*, 31(2) :160–164.

Pasko, A., Fryazinov, O., Vilbrandt, T., Fayolle, P.-A., et Adzhiev, V. (2011). Procedural function-based modelling of volumetric microstructures. *Graphical Models*, 73(5) :165–181.

Pelker, R., Friedlaender, G., Markham, T., Panjabi, M., et Moen, C. (2005). Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone. *Journal of orthopaedic research*, 1(4) :405–411.

Perilli, E., Baleani, M., Öhman, C., Fognani, R., Baruffaldi, F., et Viceconti, M. (2008). Dependence of mechanical compressive strength on local variations in microarchitecture in cancellous bone of proximal human femur. *Journal of biomechanics*, 41(2) :438–446.

Perrier, E. (1995). *Structure géométrique et fonctionnement hydrique des sols : simulations exploratoires*. ORSTOM éditions.

Pialat, J., Vilayphiou, N., Boutroy, S., Gouttenoire, P., Sornay-Rendu, E., Chapurlat, R., et Peyrin, F. (2012). Local topological analysis at the distal radius by hr-pqct : application to in vivo bone microarchitecture and fracture assessment in the ofely study. *Bone*, 51(3) :362–368.

Pilcher, A., Wang, X., Kaltz, Z., Garrison, J., Niebur, G., Mason, J., Song, B., Cheng, M., et Chen, W. (2010). High strain rate testing of bovine trabecular bone. *Journal of biomechanical engineering*, 132 :081012.

Pilcher, A., Wang, X., Niebur, G., Mason, J., Song, B., Cheng, M., et Chen, W. (2004). High strain rate behavior of callellous bone. In *SEM X International Congress and Exposition on Experimental and Applied Mechanics*.

Pothuaud, L., Van Rietbergen, B., Mosekilde, L., Beuf, O., Levitz, P., Benhamou, C. L., et Majumdar, S. (2002). Combination of topological parameters and bone volume fraction better predicts the mechanical properties of trabecular bone. *Journal of biomechanics*, 35(8) :1091–1099.

Prot, M., Cloete, T., et Pattofatto, S. (2012). Dynamic compression and recovery of cancellous bone for microstructural investigation. In *EPJ Web of Conferences*, volume 26, page 03003. EDP Sciences.

Prot, M., Saletti, D., Pattofatto, S., Bousson, V., et Laporte, S. (2015). Links between mechanical behavior of cancellous bone and its microstructural properties under dynamic loading. *Journal of biomechanics*, 48(3) :498–503.

Rapillard, L., Charlebois, M., et Zysset, P. (2006). Compressive fatigue behavior of human vertebral trabecular bone. *Journal of biomechanics*, 39(11) :2133–2139.

Räth, C., Baum, T., Monetti, R., Sidorenko, I., Wolf, P., Eckstein, F., Matsuura, M., Lochmüller, E.-M., Zysset, P. K., Rummeny, E. J., *et al.* (2013). Scaling relations between trabecular bone volume fraction and microstructure at different skeletal sites. *Bone*, 57(2) :377–383.

Reznikov, N., Chase, H., Brumfeld, V., Shahar, R., et Weiner, S. (2015). The 3d structure of the collagen fibril network in human trabecular bone : Relation to trabecular organization. *Bone*, 71 :189–195.

Rho, J., Ashman, R., et Turner, C. (1993). Young's modulus of trabecular and cortical bone material : ultrasonic and microtensile measurements. *Journal of biomechanics*, 26(2) :111–119.

Rho, J., Tsui, T., et Pharr, G. (1997). Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *Biomaterials*, 18(20) :1325–1330.

Rho, J., Zerwekh, J., et Ashman, R. (1994). Examination of several techniques for predicting trabecular elastic modulus and ultimate strength in the human lumbar spine. *Clinical Biomechanics*, 9(2) :67–71.

Ricketts, J. H. et Head, G. A. (1999). A five-parameter logistic equation for investigating asymmetry of curvature in baroreflex studies. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 277(2) :R441–R454.

Ridha, H. et Thurner, P. J. (2013). Finite element prediction with experimental validation of damage distribution in single trabeculae during three-point bending tests. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 27 :94–106.

Roberts, A. et Garboczi, E. J. (2002). Computation of the linear elastic properties of random porous materials with a wide variety of microstructure. volume 458, pages 1033–1054. The Royal Society.

Romain Dubois, C. C. (2008-2010). Conception, réalisation et mise en fonctionnement d'un banc d'essai de sollicitations dynamiques par barres de hopkinson. Master's thesis, Arts et Métiers Paristech, Studienarbeit.

Roux, A., Lecompte, J., Gras, L.-L., Laporte, S., et Iordanoff, I. (2014). Tensile response of the muscle–tendon complex using discrete element model. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 17(sup1) :134–135.

Roy, M., Rho, J., Tsui, T., et Pharr, G. (1996). Variation of young's modulus and hardness in human lumbar vertebrae measured by nanoindentation. *ASME-PUBLICATIONS-BED*, 33 :385–386.

Runkle, J. et Pugh, J. (1975). The micro-mechanics of cancellous bone. ii. determination of the elastic modulus of individual trabeculae by a buckling analysis. *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases*, 36(1) :2.

Ryan, S. et Williams, J. (1989). Tensile testing of rodlike trabeculae excised from bovine femoral bone. *Journal of biomechanics*, 22(4) :351–355.

Ryan, T. M. et Shaw, C. N. (2013). Trabecular bone microstructure scales allometrically in the primate humerus and femur. volume 280, page 20130172. The Royal Society.

Saletti, D. (2011). *Mesures de champs hétérogènes dans un alliage à mémoire de forme de Nickel-Titane sous sollicitations dynamiques*. PhD thesis, École normale supérieure de Cachan.

Salmon, P., Liu, X., et Sasov, A. (2009). A post-scan method for correcting artefacts of slow geometry changes during micro-tomographic scans. *Journal of X-ray science and technology*, 17(2) :161–174.

Sandino, C., Kroliczek, P., McErlain, D. D., et Boyd, S. K. (2014). Predicting the permeability of trabecular bone by micro-computed tomography and finite element modeling. *Journal of biomechanics*, 47(12) :3129–3134.

Sandino, C., McErlain, D. D., Schipilow, J., et Boyd, S. K. (2015). The poro-viscoelastic properties of trabecular bone : a micro computed tomography-based finite element study. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 44 :1–9.

Satake, M. (1982). Fabric tensor in granular materials. Delft. UTAM Conference on Deformation and Failure of Granular Materials.

Schoenfeld, C., Lautenschlager, E., et Meyer, P. (1974). Mechanical properties of human cancellous bone in the femoral head. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 12(3) :313–317.

Shertzer, R. (2011). *Fabric tensors and effective properties of granular materials with application to snow*. PhD thesis, Montana State University-Bozeman, College of Engineering.

Shim, V., Yang, L., Liu, J., et Lee, V. (2005). Characterisation of the dynamic compressive mechanical properties of cancellous bone from the human cervical spine. *International journal of impact engineering*, 32(1-4) :525–540.

Showalter, C., Clymer, B., Richmond, B., et Powell, K. (2006). Three-dimensional texture analysis of cancellous bone cores evaluated at clinical ct resolutions. *Osteoporosis international*, 17(2) :259–266.

Silva, M. et Gibson, L. (1997). Modeling the mechanical behavior of vertebral trabecular bone : effects of age-related changes in microstructure. *Bone*, 21(2) :191–199.

Simoncelli, E. et Portilla (1999). Perceptually-driven statistical texture modeling. *Processings of SPIE*.

Singh, I. (1978). The architecture of cancellous bone. *Journal of Anatomy*, 127(Pt 2) :305.

Skyscan (2003). Morphometric parameters measured by skyscan™ ct - analyser software.

Soicher, M., Wang, X., Zauel, R., et Fyhrie, D. (2011). Damage initiation sites in osteoporotic and normal human cancellous bone. *Bone*, 48(3) :663–666.

Song, B. et Chen, W. (2005). Split hopkinson pressure bar techniques for characterizing soft materials. *Latin American Journal of Solids and Structures, an ABCM Journal*, 2(2) :113–152.

Sornay-Rendu, E., Boutroy, S., Munoz, F., et Delmas, P. D. (2007). Alterations of cortical and trabecular architecture are associated with fractures in postmenopausal women, partially independent of decreased bmd measured by dxa : the ofely study. *Journal of bone and mineral research*, 22(3) :425–433.

Stauber, M. et Müller, R. (2006). Volumetric spatial decomposition of trabecular bone into rods and plates–a new method for local bone morphometry. *Bone*, 38(4) :475–484.

Stauber, M., Nazarian, A., et Müller, R. (2014). Limitations of global morphometry in predicting trabecular bone failure. *Journal of Bone and Mineral Research*, 29(1) :134–141.

Syahrom, A., Abdul Kadir, M., et Abdullah, J.and Ochsner, A. (2011). Mechanical and microarchitectural analyses of cancellous bone through experiment and computer simulation. *International Federation for Medical and Biological Engineering*.

Syahrom, A., Kadir, M. R. A., Harun, M. N., et Öchsner, A. (2015). Permeability study of cancellous bone and its idealised structures. *Medical engineering & physics*, 37(1) :77–86.

Szabó, M., Taylor, M., et Thurner, P. (2011). Mechanical properties of single bovine trabeculae are unaffected by strain rate. *Journal of biomechanics*, 44(5) :962–967.

Tarjan, R. (1972). Depth-first search and linear graph algorithms. *SIAM journal on computing*, 1(2) :146–160.

Tassani, S. et Matsopoulos, G. K. (2014). The micro-structure of bone trabecular fracture : An inter-site study. *Bone*, 60 :78–86.

Tassani, S., Matsopoulos, G. K., et Baruffaldi, F. (2012). 3d identification of trabecular bone fracture zone using an automatic image registration scheme : A validation study. *Journal of biomechanics*, 45(11) :2035–2040.

Tassani, S., Öhman, C., Baleani, M., Baruffaldi, F., et Viceconti, M. (2010). Anisotropy and inhomogeneity of the trabecular structure can describe the mechanical strength of osteoarthritic cancellous bone. *Journal of biomechanics*, 43(6) :1160–1166.

Tassani, S., Particelli, F., Perilli, E., Traina, F., Baruffaldi, F., et Viceconti, M. (2011). Dependence of trabecular structure on bone quantity : a comparison between osteoarthritic and non-pathological bone. *Clinical Biomechanics*, 26(6) :632–639.

Teja, C. K., Chawla, A., et Mukherjee, S. (2013). Determining the strain rate dependence of cortical and cancellous bones of human tibia using a split hopkinson pressure bar. *International Journal of Crashworthiness*, 18(1) :11–18.

Teo, J., Si-Hoe, K., Keh, J., et Teoh, S. (2006). Relationship between ct intensity, micro-architecture and mechanical properties of porcine vertebral cancellous bone. *Clinical biomechanics*, 21(3) :235–244.

Thomsen, J. S., Jensen, M. V., Niklassen, A. S., Ebbesen, E. N., et Brüel, A. (2015). Age-related changes in vertebral and iliac crest 3d bone microstructure—differences and similarities. *Osteoporosis International*, 26(1) :219–228.

Toroyan, T. (2009). *Global status report on road safety : time for action*.

Townsend, P., Rose, R., et Radin, E. (1975). Buckling studies of single human trabeculae. *Journal of biomechanics*, 8(3) :199–201.

Turner, C., Rho, J., Takano, Y., Tsui, T., et Pharr, G. (1999). The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar : results from two microscopic measurement techniques. *Journal of biomechanics*, 32(4) :437–441.

Turner, C. H. et Burr, D. B. (1993). Basic biomechanical measurements of bone : a tutorial. *Bone*, 14(4) :595–608.

Turner, C. H., Cowin, S. C., Rho, J. Y., Ashman, R. B., et Rice, J. C. (1990). The fabric dependence of the orthotropic elastic constants of cancellous bone. *Journal of biomechanics*, 23(6) :549–561.

Turunen, M. J., Prantner, V., Jurvelin, J. S., Kröger, H., et Isaksson, H. (2013). Composition and microarchitecture of human trabecular bone change with age and differ between anatomical locations. *Bone*, 54(1) :118–125.

Uchiyama, T., Tanizawa, T., Muramatsu, H., Endo, N., Takahashi, H., et Hara, T. (1999). Three-dimensional microstructural analysis of human trabecular bone in relation to its mechanical properties. *Bone*, 25(4) :487–491.

Ulrich, D., Van Rietbergen, B., Laib, A., *et al.* (1999). The ability of three-dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular bone. *Bone*, 25(1) :55–60.

Ulrich, D., Van Rietbergen, B., Weinans, H., et Rüegsegger, P. (1998). Finite element analysis of trabecular bone structure : a comparison of image-based meshing techniques. *Journal of biomechanics*, 31(12) :1187–1192.

Vale, A. C., Pereira, M., Maurício, A., Amaral, P., Rosa, L., Lopes, A., Rodrigues, A., Caetano-Lopes, J., Vidal, B., Monteiro, J., *et al.* (2013). Micro-computed tomography and compressive characterization of trabecular bone. *Colloids and Surfaces A : Physicochemical and Engineering Aspects*, 438 :199–205.

Vashishth, D., Koontz, J., Qiu, S., Lundin-Cannon, D., Yeni, Y., Schaffler, M., et Fyhrie, D. (2000). In vivo diffuse damage in human vertebral trabecular bone. *Bone*, 26(2) :147–152.

Verdelis, K., Lukashova, L., Atti, E., Mayer-Kuckuk, P., Peterson, M., Tetradis, S., Boskey, A., et van der Meulen, M. (2011). Microct morphometry analysis of mouse cancellous bone : intra-and inter-system reproducibility. *Bone*, 49(3) :580–587.

Verhulp, E. (2006). *Analyses of trabecular bone failure.* PhD thesis, Eindhoven University of Technology.

Vesterby, A., Mosekilde, L., Gundersen, H., Melsen, F., Mosekilde, L., Holme, K., Sorensen, S., Bone, A., *et al.* (1991). Biologically meaningful determinants of the in vitro strength of lumbar vertebrae. *Bone*, 12(3) :219–224.

Viguet-Carrin, S., Follet, H., Gineyts, E., Roux, J.-P., Munoz, F., Chapurlat, R., Delmas, P. D., et Bouxsein, M. L. (2010). Association between collagen cross-links and trabecular microarchitecture properties of human vertebral bone. *Bone*, 46(2) :342–347.

Vilayphiou, N. (2010). *Évaluation de la microarchitecture trabéculaire et des propriétés mécaniques osseuses in vivo chez l'humain par scanner périphérique a haute résolution : application clinique à l'ostéoporose*. PhD thesis, Université Claude Bernard-Lyon I.

Vogel, M., Hahn, M., et Delling, G. (1993). Relation between 2-and 3-dimensional architecture of trabecular bone in the human spine. *Bone*, 14(3) :199–203.

Voronoï, G. (1908). Nouvelles applications des paramètres continus à la théorie des formes quadratiques. deuxième mémoire. recherches sur les parallélloèdres primitifs. *Journal für die reine und angewandte Mathematik*, 134 :198–287.

Walter, H., Lbath, F., Mitton, D., Cendre, E., et Rumelhart, C. (1999). Three-dimensional finite element modelling of the mechanical behaviour of human vertebral cancellous bone. *Computer methods in biomechanices and biomedical engineering 2*, page 331.

Wegrzyn, J., Roux, J.-P., Arlot, M. E., Boutroy, S., Vilayphiou, N., Guyen, O., Delmas, P. D., Chapurlat, R., et Bouxsein, M. L. (2010). Role of trabecular microarchitecture and its heterogeneity parameters in the mechanical behavior of ex vivo human l3 vertebrae. *Journal of Bone and Mineral Research*, 25(11) :2324–2331.

Whitehouse, W. (1974). The quantitative morphology of anisotropic trabecular bone. *Journal of microscopy*, 101(2) :153–168.

WHO (2013). *WHO global status report on road safety 2013 : supporting a decade of action*.

Widmer, R. P. et Ferguson, S. J. (2012). On the interrelationship of permeability and structural parameters of vertebral trabecular bone : a parametric computational study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, (ahead-of-print) :1–15.

Yamada, S., Tadano, S., et Fukuda, S. (2014). Nanostructure and elastic modulus of single trabecula in bovine cancellous bone. *Journal of biomechanics*, 47(14) :3482–3487.

Yan, Y., Qi, W., Wang, J., Liu, L., Teo, E., Tianxia, Q., Ba, J., et Lei, W. (2011). Relationship between architectural parameters and sample volume of human cancellous bone in micro-ct scanning. *Medical engineering & physics*, 33(6) :764–769.

Yang, E. et DeLaMora, S. (2008). Minimally invasive treatment of intertrochanteric hip fractures with the gotfried percutaneous compression plate. *ORTHOPEDICS-NEW JERSEY-*, 31(1) :29.

Yeh, O. et Keaveny, T. (1999). Biomechanical effects of intraspecimen variations in trabecular architecture : a three-dimensional finite element study. *Bone*, 25(2) :223–228.

Yeni, Y., Zinno, M., Yerramshetty, J., Zauel, R., et Fyhrie, D. (2011). Variability of trabecular microstructure is age-, gender-, race-and anatomic site-dependent and affects stiffness and stress distribution properties of human vertebral cancellous bone. *Bone*, 49(4) :886–894.

Youssef, S. (2004). *Etude par tomographie X et modélisation par éléments finis du comportement mécanique des mousses solides*. PhD thesis, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon.

Zhang, Y., Li, Y., Gao, Q., Shao, B., Xiao, J., Zhou, H., Niu, Q., Shen, M., Liu, B., Hu, K., *et al.* (2014). The variation of cancellous bones at lumbar vertebra, femoral neck, mandibular angle and rib in ovariectomized sheep. *Archives of oral biology*, 59(7) :663–669.

Zhou, B., Liu, X. S., Wang, J., Lu, X. L., Fields, A. J., et Guo, X. E. (2014). Dependence of mechanical properties of trabecular bone on plate–rod microstructure determined by individual trabecula segmentation (its). *Journal of biomechanics*, 47(3) :702–708.

Zhu, M., Keller, T., et Spengler, D. (1994). Effects of specimen load-bearing and free surface layers on the compressive mechanical properties of cellular materials. *Journal of biomechanics*, 27(1) :57–66.

Zilch, H., Rohlmann, A., Bergmann, G., et Kölbel, R. (1980). Material properties of femoral cancellous bone in axial loading. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 97(4) :257–262.

Zysset, P. (1994). *A constitutive law for trabecular bone*. PhD thesis, Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne.

Zysset, P., Edward Guo, X., Edward Hoffler, C., Moore, K., et Goldstein, S. (1999). Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. *Journal of biomechanics*, 32(10) :1005–1012.

Annexes

A. Travail préliminaire

Dans le cadre d'un travail préliminaire au travail présenté dans cette thèse (projet de recherche de Master 2 et 1ere année de doctorat), l'influence du confinement sur les corrélations entre paramètres d'architecture et paramètres mécaniques identifiés à grande vitesse a été étudiée. Cette étude (Prot *et al.*, 2015) a été menée grâce aux résultats expérimentaux issus d'une collaboration entre l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak et le LMT de l'ENS de Cachan (Laporte *et al.*, 2009). . Afin de ne pas alourdir le manuscrit, le choix a été fait de présenter les résultats obtenus dans le cadre d'essais de compression dynamiques avec et sans confinement de la moelle en Annexe sous la forme de l'article publié ci-après (*c.f.* §A.2). Les points non abordés dans l'article mais effectués pendant les années de doctorat et utiles à la compréhension de la démarche développée dans ce manuscrit sont également présentés en §A.3.

A.1. Abstract

Les études précédentes montrent que l'évaluation in-vivo du risque de fracture peut être obtenue en déterminant les liens entre la description de la micro-architecture issue de l'imagerie clinique et les propriétés mécaniques. Cette étude démontre que les résultats obtenus à vitesse de déformation faible peuvent être transposés à des niveaux de chargement d'un ordre de grandeur similaire à un traumatisme, comme un accident de voiture. Des échantillons d'os spongieux bovins ont été compressés sous sollicitations dynamiques (avec et sans confinement de la moelle) et les paramètres caractérisant la réponse mécanique, tels que le module d'Young apparent, la contrainte à rupture, la déformation ont été identifiés. Les échantillons scannés à l'aide d'un pQCT ont été analysés, et les propriétés micro-architecturales et structurelles, telles que les paramètres de géométrie, topologie, la connectivité et l'anisotropie ont été identifiés. L'utilité de ces descripteurs architecturaux a été étudiée en accord avec les lois statistiques. Enfin, les différences entre les essais dynamique confiné et non confiné ont permis d'évaluer l'influence de la moelle osseuse et la réponse de la structure osseuse sous différentes conditions aux limites. Les résultats indiquent que les paramètres architecturaux, tel que la fraction volumique osseuse (BV/TV), sont des prédicateurs importants des paramètres de réponse mécanique comme la contrainte à rupture, à vitesses de déformation élevées (p-valeur < 0.001). Cette étude révèle que la réponse de l'os spongieux à grandes vitesses de déformation, sous différentes conditions aux limites, peut être prédite à partir des paramètres d'architecture, et que ces relations avec les propriétés mécaniques peuvent être utilisées pour prédire le risque de fracture.

A.2. Article publié

L'article disponible en ligne à l'adresse : DOI : `http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.002` est également présenté ci-après.

ARTICLE IN PRESS

Journal of Biomechanics ∎ (∎∎∎∎) ∎∎∎–∎∎∎

Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Biomechanics

journal homepage: www.elsevier.com/locate/jbiomech
www.JBiomech.com

Links between mechanical behavior of cancellous bone and its microstructural properties under dynamic loading

M. Prot [a,*], D. Saletti [a,b], S. Pattofatto [c], V. Bousson [d], S. Laporte [a]

[a] LBM/Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, 151 Boulevard de l'Hôpital, 75013 Paris, France
[b] Univ. Grenoble Alpes, 3SR, F-38000 Grenoble, France
[c] LMT-Cachan (ENS Cachan/CNRS/Université Paris VI/Pres UniversSud Paris), 61 Avenue du Président Wilson, 94230 Cachan, France
[d] Service de Radiologie Ostéo-Articulaire, Hôpital Lariboisière, Paris, France

ARTICLE INFO

Article history:
Accepted 2 December 2014

Keywords:
Cancellous bone
Microstructural parameters
Dynamic behavior
Confinement

ABSTRACT

Previous studies show that *in vivo* assessment of fracture risk can be achieved by identifying the relationships between microarchitecture description from clinical imaging and mechanical properties. This study demonstrates that results obtained at low strain rates can be extrapolated to loadings with an order of magnitude similar to trauma such as car crashes. Cancellous bovine bone specimens were compressed under dynamic loadings (with and without confinement) and the mechanical response properties were identified, such as Young's modulus, ultimate stress, ultimate strain, and ultimate strain energy. Specimens were previously scanned with pQCT, and architectural and structural microstructure properties were identified, such as parameters of geometry, topology, connectivity and anisotropy. The usefulness of micro-architecture description studied was in agreement with statistics laws. Finally, the differences between dynamic confined and non-confined tests were assessed by the bone marrow influence and the cancellous bone response to different boundary conditions. Results indicate that architectural parameters, such as the bone volume fraction (BV/TV), are as strong determinants of mechanical response parameters as ultimate stress at high strain rates (p-value < 0.001). This study reveals that cancellous bone response at high strain rates, under different boundary conditions, can be predicted from the architectural parameters, and that these relations with mechanical properties can be used to make fracture risk prediction at a determined magnitude.

© 2014 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Cancellous bone has a porous structure that protects the marrow contained in the cortical bone layer. A better understanding of bone fracture is necessary to improve the musculoskeletal modeling of the human body intended to aid in the design of protective features. The mechanical properties of cancellous bone, over a large range of strain rates, have been studied to better simulate and understand injuries sustained such as during a car crash (Chaary et al., 2007). Researchers have made great progress in characterizing the compressive behavior on cases of quasi-static loading (Guedes et al., 2006), and recently accounting for the influence of bone marrow (Halgrin et al., 2012; Charlebois et al., 2008). The few experimental studies entailing mechanical characterization at high strain rates have proved that the mechanical behavior is strain rate dependent (Linde et al., 1991). Furthermore, as cancellous bone is highly heterogeneous with a variation depending, among others, on age (Follet et al., 2011), anatomic localization (Morgan and Keaveny, 2001), and geometry (Linde et al., 1992), studies have recently demonstrated that the characterization of cancellous bone architecture was a good predictor of low strain rate mechanical response (Zhou et al., 2014). Given the daily life loadings, it would be interesting to characterize the dynamic response of cancellous bone in regards to its architectural description. However, there is a lack of this in the literature.

The aim of this study is to quantify the links between architectural descriptors of cancellous bone and macroscopic mechanical behavior under high strain rate compression loading for two boundary conditions.

2. Materials and Methods

2.1. Samples

Twenty-four distal segments of 3 years old bovine femoral bones were used for this study (72 h post-mortem) and frozen at −20 °C (Linde and Sørensen, 1993). Experiments were conducted within the animal welfare regulations and guidelines for the country. A diamond slitting wheel was used to isolate two cylinders of cancellous bone from each frozen bone in the sagittal plane (diameter 41 mm and thickness 14 mm). Specimens were then preserved in vacuum-sealed plastic bags; they were slowly thawed for 12 h at +5 °C before being exposed to room temperature (approximately +24 °C) prior to mechanical testing (Mitton et al., 1997).

* Corresponding author. Tel.: +33 144246364; fax: +33 144246366.
E-mail address: marianne.prot@ensam.eu (M. Prot).

http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.002
0021-9290/© 2014 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Please cite this article as: Prot, M., et al., Links between mechanical behavior of cancellous bone and its microstructural properties under dynamic loading. Journal of Biomechanics (2015), http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.002

2.2. Microstructure properties

The peripheral quantitative tomodensitometry technique (pQCT) was used to identify the microstructure properties of each frozen cylinder (XtremeCT, Scanco Medical, cubic voxel size: 42 μm (< 80 μm (Van Rietbergen et al., 1995), X-ray tube potential (peak): 60 kVp, Integration time: 1680 ms per slice (Bouxsein et al., 2010) with a low dose of radiation (Genant et al., 1996). According to the literature (Follet et al., 2005; Syahrom 2011; Yeni et al., 2011, Garrison et al., 2011; Nazarian et al., 2011), 14 architectural parameters of cancellous bones were selected and computed using BoneJ (Doube et al., 2010) from the DICOM files. Parameters were divided into four groups: architectural descriptors of geometry, topology, connectivity and anisotropy. Parameters, units, and groups are presented in Table 1.

2.3. Experimental technique and mechanical properties

Experiments were performed as described in a previous study (Laporte et al., 2009). Twenty-four specimens underwent dynamic loading using a Split Hopkinson nylon Pressure Bar system (Liu et al., 2014) (SHPB, Fig. 1). A SHPB system operates under the following principles: a striker first impacts the free end of the input bar; this impact generates a compressive wave, known as the incident wave, which propagates through the input bar. When it reaches the input bar–specimen interface, part of the wave is reflected back along the input bar as a tensile wave, referred to as the reflected wave. The remaining part of the wave is transmitted, through the specimen to the output bar and is known as the transmitted wave. The relative magnitudes of the waves, registered through gages, relate to the material properties of the specimen at high strain rate. The data analysis for the SHPB tests was conducted using the DAVID software (Gary, 2005).

Samples were divided for two tests series with different applied boundary conditions: typical compression tests without confinement for 12 specimens (D, *ca* 1000 s^{-1}) and confined dynamic tests for the 12 remaining specimens (CD, *ca* 1500 s^{-1}). For the latter, bone was placed in an aluminum confined cell (Fig. 2, inner diameter: 41 mm, *i.e.*, the bars diameter, to only test the bone). Dimensions were chosen to limit the radial expansion of the structure and the flow of bone marrow. Then a compromise has been made in order to keep the specimen free of internal stresses and directly in contact with the cell, in order to be close to *in-vivo* boundary condition with cortical bone.

The mechanical properties were identified by an automatic process: ultimate stress and strain were determined at the maximum value of stress history (see Fig. 3 left) while the apparent Young's modulus was calculated based on the gradient of the stress *versus.* strain graph for the middle one third of the strain range between zero and ultimate strain (see Fig. 3 right). Initial strain was set as the left-shifting of the stress–strain curve based on the linear extrapolation to zero stress (Boruah et al., 2013).

2.4. Data analysis

Kruskal–Wallis test was used to determine if there is a difference between the 2 groups of micro-architectural parameters. Mann–Whitney statistical test (non-parametric hypothesis test) was performed for mechanical parameters to appraise the influence of boundary conditions. After validating the previous studies, the Spearman statistical test (non-parametric one-way analysis of variance by ranks) was used to highlight correlations between architectural and mechanical parameters. A *p*-value of 0.05 was chosen as the upper threshold of significance. All statistical tests were performed using XLSTAT.

3. Results

3.1. Microstructure and mechanical properties

To perform the analysis study, the variability of experimental and architectural data had been investigated. An illustration is presented in Fig. 4. This representation allows exploring the dataset mean (illustrated with a cross), the median (straight line), the 1st quartile and the 3rd quartile (ends of the box), the highest and lowest values (ends of the whiskers) and outliers if any (individual points). Medians, interquartile ranges, extremes values, mean values and standard deviations of all microstructure parameters for the loaded specimens are given in Table 2. Values for each specimen are tabulated in Supplementary information. Architectural parameters were consistent between the two sets of testing groups (minimum *p*-value for Kruskal–Wallis test: 0.44).

Architectural values have been found relevant to the literature dedicated to bovine samples (Syahrom, 2011; Halgrin, 2009; Garrison et al., 2011).

The two different groups can be compared as the maximum *p*-value is 0.006 for the Mann–Whitney test.

Descriptive statistics of mechanical parameters for the 24 compressed specimens are provided in Table 2. Supplementary information provides the actual test data for all the loaded specimens. Data published for bovine cancellous bone loaded to high strain rates (Higgins, 2008; Halgrin, 2009) set the same magnitude of individual variation.

As no work had been reported regarding confined dynamic loading, no comparison can be made; however, the confinements lead to a temperature elevation and added to the marrow influence. It appears that both apparent Young's modulus and ultimate stress increase in regard to non-confined testing (Halgrin, 2009).

3.2. Links between mechanical and microstructural parameters

As mentioned above, it is well known that mechanical response is linked to architecture. A bone presenting a higher bone

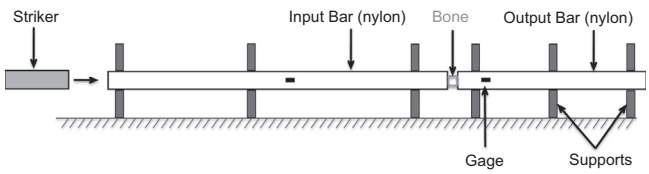


Fig. 1. Split Hopkinson Pressure Bar system used for high strain rate compressive testing.

Table 1
Summary of architectural parameters.

Family	Parameter	Description	Unit
Geometry and morphology	BS	Bone surface	mm^2
	BV	Bone volume	mm^3
	BV/TV	Bone volume/total volume	%
	Tb.Th	Mean thickness of trabeculae	mm
	Tb.Sp	Trabecular separation	mm
	Conn.D	Connectivity density or number of trabeculae per unit volume	$/mm^3$
Topology	FD	Fractal dimension	
	SMI	Structure model index	
Connectivity	Nd.Nd	Average branch length	$/mm^3$
	N.Nd	Number of junctions	$/mm^3$
	N.Jnv	Number of junction voxel, *i.e.* number of voxels labeled as being in a junction with more than 2 neighbors	$/mm^3$
	N.Slv	Number of slab voxel, *i.e.* number of voxels labeled as being in a junction with 2 neighbors	$/mm^3$
	N.Tp	Number of triple point, *i.e.* number of junctions with 3 branches	$/mm^3$
	N.Qp	Number of quadruple point, *i.e.* number of junctions 4 branches	$/mm^3$
Anisotropy	DA	Degree of anisotropy	
	MIL	Mean intercept length	mm

Please cite this article as: Prot, M., et al., Links between mechanical behavior of cancellous bone and its microstructural properties under dynamic loading. Journal of Biomechanics (2015), http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.002

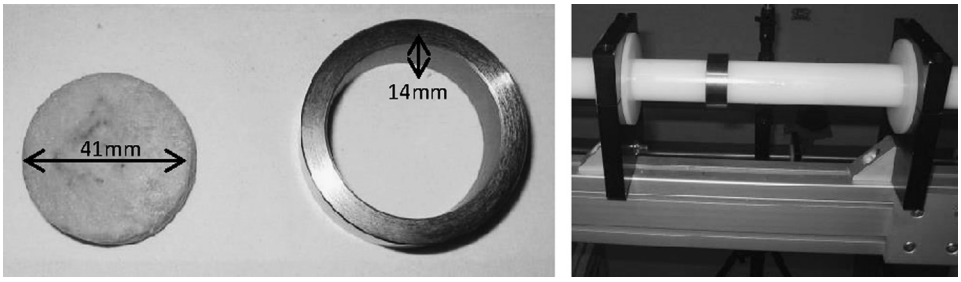


Fig. 2. Confined cell and its setup on the Split Hopkinson Pressure Bar system.

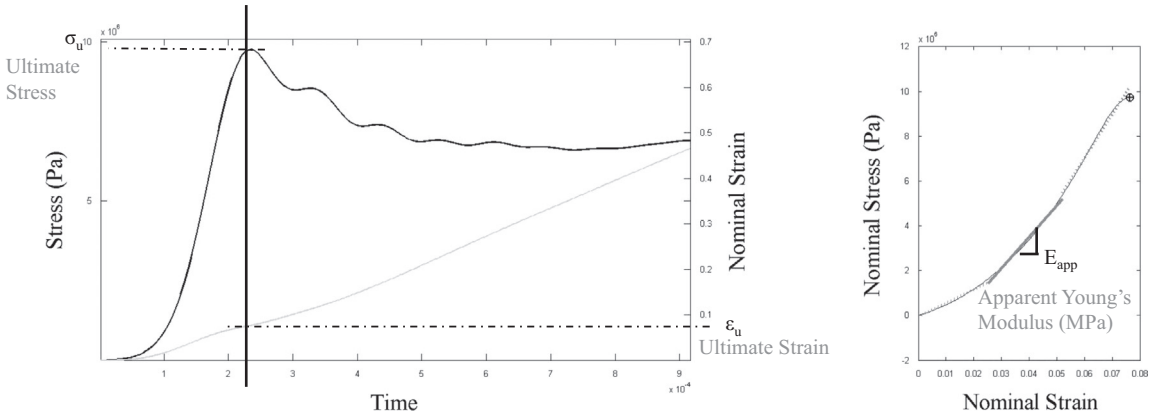


Fig. 3. Mechanical response parameters in the stress–strain curve.

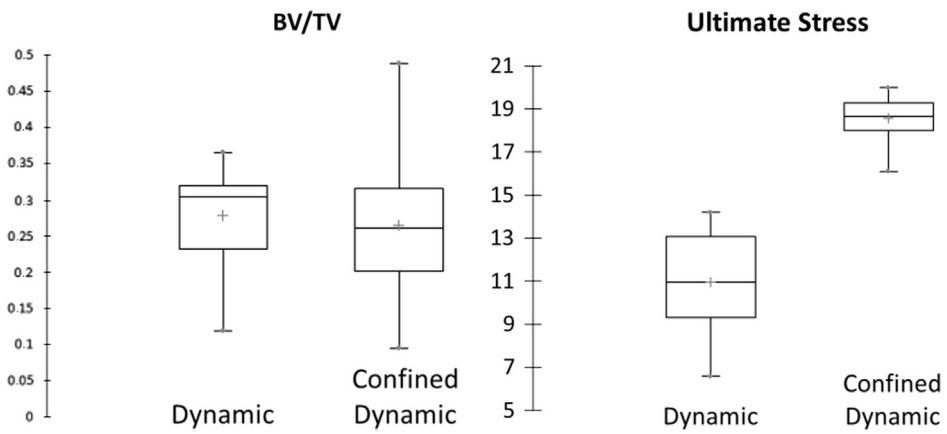


Fig. 4. Bone volume fraction *BV/TV* and ultimate stress repartition: box and whiskers plot.

volume fraction will have more materials to answer the mechanical loading and will then present a higher ultimate stress. All trend lines between mechanical properties evolution and architectural parameters had been checked, and an overview of the data repartition is presented in Fig. 5.

Similar trends were observed for both dynamics loadings. There is a persistent correlation between E_{app} and the three MIL parameters at different strain rates.

Results of Spearman's correlation tests are reported in Table 3. Mechanical properties identified under dynamic loading can be predicted by microstructural parameters except by $N.Jn_v$ (number of junction voxel) and DA (degree of anisotropy). Persistent correlations were observed for both boundary conditions, such as Young's modulus *versus* the 3 different MIL, BV/TV and Tb.Sp. ε_u presents no correlations for dynamic loading such as σ_u for the confined dynamic loading.

4. Discussion

4.1. Links between mechanical and microstructural parameters

As several studies had been reported in the case of quasi-static non-confined loading, it appears relevant to check the correlation consistency with the strain rate. In Table 4, an overview of the pertinent published data is compared to the non-confined dynamic study presented in this article.

Similar correlations with geometry (BV/TV, Tb.Th, Tb.Sp) and anisotropy parameters (the three MIL) were identified with regard to E_{app} for both strain rate loadings. The absence of correlation with DA was also found in previous work (Mittra et al., 2005; Teo et al., 2006) such as the Conn.D. The two references highlighted in Table 4 permit confirmation that ε_u is unrelated to architectural parameters.

Please cite this article as: Prot, M., et al., Links between mechanical behavior of cancellous bone and its microstructural properties under dynamic loading. Journal of Biomechanics (2015), http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.002

Table 2
Microstructure and mechanical response parameters. D: dynamic loading, CD: confined dynamic loading. Acronym description is provided in Table 1.

	Architectural parameters																			
Acronym	BV/TV		Tb.Th		Tb.Sp		ConnD		FD		SMI		NdNd		NJnv		N.Slv			
Boundary Cond	D	CD	D	CD	D	CD	D	CD	D	CD	D	CD	D	CD	D	CD	D	CD	D	CD
Minimum	0.12	0.10	0.23	0.23	0.16	0.17	1.40	0.80	2.69	2.67	3.45	1.53	2.30	1.74	7.24	4.85	10.26	8.92		
Maximum	0.37	0.49	0.34	0.38	0.45	0.52	3.47	3.52	2.75	2.75	5.67	5.77	4.31	3.95	16.49	20.55	20.21	16.76		
1st Quartile	0.23	0.20	0.30	0.27	0.25	0.27	2.14	1.74	2.71	2.73	3.76	3.72	2.81	2.37	8.72	7.18	12.85	11.88		
Median	0.31	0.26	0.31	0.30	0.28	0.30	2.28	2.30	2.72	2.73	4.17	4.61	2.90	3.00	11.61	11.21	14.01	13.74		
3rd Quartile	0.32	0.32	0.33	0.36	0.34	0.37	2.64	2.94	2.74	2.74	4.60	5.24	3.45	3.48	12.73	16.11	15.09	14.74		
Mean	0.28	0.27	0.31	0.31	0.29	0.33	2.41	2.27	2.72	2.72	4.28	4.34	3.11	2.88	11.04	11.58	14.14	13.10		
Standard Dev	0.07	0.12	0.03	0.05	0.07	0.11	0.55	0.86	0.02	0.02	0.67	1.22	0.56	0.74	2.78	5.34	2.43	2.60		
	Architectural parameters												Mechanical parameters							
Acronym	NTp		N.Qp		DA		MIL1		MIL2		MIL3		E_{app}		ε_u		σ_u			
Boundary Cond	D	CD	D	CD	D	CD	D	CD	D	CD	D	CD	D	CD	D	CD	D	CD		
Minimum	1.32	1.13	0.50	0.38	0.45	0.35	0.43	0.42	0.36	0.30	0.30	0.26	90	220	6.9	5.1	6.6	18.0		
Maximum	2.53	2.18	0.98	0.94	0.65	0.63	0.80	1.00	0.95	0.63	0.63	0.80	160	420	11.2	10.8	16.5	21.9		
1st Quartile	1.70	1.49	0.63	0.53	0.52	0.45	0.49	0.48	0.43	0.31	0.31	0.31	130	308	8.2	5.9	9.3	19.9		
Median	1.76	1.78	0.65	0.66	0.54	0.53	0.51	0.51	0.46	0.33	0.33	0.35	140	310	8.3	6.5	12.3	21.2		
3rd Quartile	1.96	1.91	0.79	0.78	0.57	0.61	0.53	0.62	0.58	0.39	0.39	0.43	150	370	9.7	7.2	14.3	21.4		
Mean	1.82	1.69	0.71	0.65	0.54	0.51	0.53	0.59	0.54	0.37	0.37	0.42	135	329	8.8	6.9	11.8	20.6		
Standard dev.	0.30	0.34	0.13	0.18	0.06	0.10	0.10	0.19	0.20	0.09	0.09	0.18	22	57	1.3	1.6	3.4	1.3		

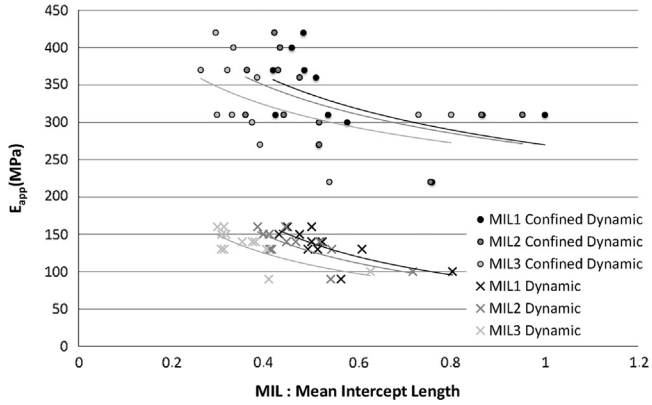


Fig. 5. Regressions for correlated parameters MIL1, MIL2 and MIL3 and E_{app}: power law.

The correlations highlighted are correct in the studied range of values and can be carefully extrapolated to bigger intervals. Fig. 6 illustrates the difference of variation range with Perilli et al. (2007). Power trend lines appear to be really similar but the amplitude effect is noticeable. Due to this combination with the strain rate effect between this dynamic study and the quasi-static reference (Perilli et al., 2007), this effect was not quantified.

The reference studies reveal a connection between Tb.Th and the ultimate stress and between SMI and the apparent Young's modulus that the present study did not confirm. The small amplitude of architectural parameters distribution (Tb.Th varying from 0.23 to 0.34) can explain the lack of correlation. Furthermore, the *p*-value associated with the correlation between Tb.Th and the ultimate stress of the dynamic study (Halgrin, 2009) is weak: *p*-value of 0.04. The amplitude of the architectural parameters distribution is specimen dependent. Then the absence of correlation between *Conn.D* and ε_u needs to be carefully considered and is only trustworthy in the studied range.

Architectural parameters outliers were considered for the correlation study as, in most part, they did not interfere with it. If it is true that outliers drive correlation, the difference between the Spearman *p*-values with outlier and without outliers is low. For Tb.Sp correlation with E_{app} under confined dynamic loading, *p*-value is 0.028 with the outlier point and 0.025 without. Low *p*-value differences were observed for dynamic loading with $N.Sl_v$, DA, MIL1 and MIl2 and for confined dynamic loading with FD, MIL1 and MIL3 and did not affect the correlation assessment. In fact, individually, architectural parameters can present outlier. It usually appears that the mechanical parameter outlier is obtained from the same sample and does not affect the correlation.

Only two correlations were affected by removing the outliers (illustrated in Table 3). Conn.D correlation was changed: *p*-value increased to 0.058 for its correlation with ultimate stress under confined dynamic loading. This correlation disappearance with a *p*-value close to the upper threshold of significance, correlation evidence is highly linked to the choice of this level. The second change was observed for MIL3 and E_{app} (*p*-value up to 0.095 without outliers). In this special case, both outliers were not linked and leads to a data loss of 17%. Such a decrease in the amount of values may affect the consistency of the statistical analysis.

A set of architectural parameters can lead to different macroscopic arrangements of trabeculae. This can result in a mechanical difference. An investigation on that variability added to a study of architectural parameters sensitivity may significantly inform on the prediction of cancellous bone response to compression loading, and explain that quasi-static references and dynamic ones present disagreement for σ_u, such as the Tb.Sp and the degree of anisotropy.

Please cite this article as: Prot, M., et al., Links between mechanical behavior of cancellous bone and its microstructural properties under dynamic loading. Journal of Biomechanics (2015), http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.002

Table 3
Spearman's tests results considering outliers.

		BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Conn.D	FD	SMI	Nd.Nd	N.Nd	N.Jnv	N.Slv	N.Tp	N.Qp	DA	MIL1	MIL2	MIL3
E_{app}	Dynamic	*	*	*		*			*		*	*	*		**	*	*(AO)
	Confined D.	*		*				*			*				*	*	*
ε_u	Dynamic																
	Confined D.	*		*		*		**			*				*	*	*
σ_u	Dynamic	***		***	*(AO)	***	**		***		***	***	**		***	***	***
	Confined D.																

For significant correlation. Acronym description is provided in Table 1. AO: correlation affected when removing the outliers. *i.e.* * $p<0.05$, ** $p<0.01$, *** $p<0.001$.

Table 4
Comparison with literature (Follet et al., 2011; Mittra et al., 2005; Teo et al., 2006; Halgrin, 2009).

	E_{app}					σ_u					ε_u		
	Quasi-static (QS)			Dynamic		Quasi-static (QS)			Dynamic		QS	Dynamic	
Reference	Follet et al. (2011)	Mittra et al. (2005)	Teo et al. (2006)	Halgrin (2009)	Study	Follet et al. (2011)	Mittra et al. (2005)	Teo et al. (2006)	Halgrin (2009)	Study	Teo et al. (2006)	Halgrin (2009)	Study
BV/TV	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	NC	*	NC
Tb.Th	*	*	*	*	*	*	*	*	*	NC	NC	*	NC
Tb.Sp	*	*	*	*	*	*	*	*	NC	*	NC	NC	NC
Conn.D		NC			NC		*			*			NC
FD	*			*	*	*			*	*		NC	NC
SMI		*	*	*	NC		*	*	*	*	NC	NC	NC
DA		NC	NC	NC	NC		*	*	NC	NC	NC	NC	NC
MIL1	*			*	*	*			*	*		*	NC
MIL2	*			*	*	*			*	*		NC	NC
MIL3	*			*	*	*			*	*		NC	NC

*For significant correlation. NC: no correlation. Not colored box=correlation not studied.

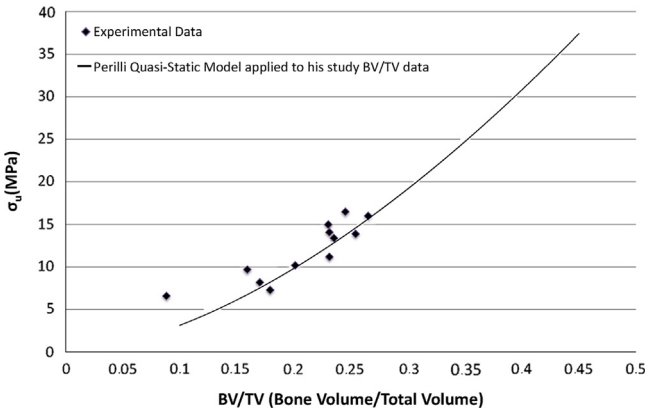


Fig. 6. Regressions for correlated parameters BV/TV and ultimate stress and the law of Perilli et al. 2007.

Correlations observed for dynamic compression loading were mainly found to be relevant in comparison with Halgrin's Ph.D. work (Halgrin, 2009) except the correlation between ε_u and both BV/TV, Tb.Th, that does not appear in the present study. Differences observed can be explained by the provenance (femur *versus* rib), the geometry of the specimen (cylinder *versus* square) especially under dynamic loading (Dong et al., 2004), and the fact that ε_u determination is operator dependent.

4.2. Comparison between dynamic and confined dynamic loading

It is well known that bone marrow influences the cancellous bone response at low strain rate (Linde and Hvid, 1989). Our comments on the comparison between the two different strain rates highlight the potential of predicting cancellous bone response. The authors regret not having any published study to compare their correlation under dynamic confinement to lower strain rate confined ones. A comparison can however be made between the two boundary conditions at high strain rate.

Different strain rates were used for dynamic and confined dynamic loadings (1000 s^{-1} and 1500 s^{-1} respectively) as data from non-confined tests at 1500 s^{-1} were not sufficiently well-conditioned to analyze, while confined tests at 1000 s^{-1} did not crush the bone. Hence, a compromise was made to develop a comparison with the hypothesis in same range.

Under confined dynamic loading, no significant correlation was found with σ_u. ε_u presented correlations with regard to architectural parameters that standard dynamic ones did not highlight. To explain this result, an additional study of the correlation with mechanical response of confined cancellous bone under low strain rate loadings could provide understanding of this correlation.

Architecture appears to be a good predictor of confined dynamic ε_u and, under non-confined loading, a good predictor of σ_u completed with W_u. There is more information for confined dynamic loading which is more realistic in terms of the boundary condition made by the cortical bone around the cancellous bone, containing the bone marrow even if this experiment is an idealization of the interaction between the two bone materials. As the cell is stiffer than cancellous bone, a slight difference might be observed; it would be interesting to overcome the difficulty of realizing experiments in real confinement of cancellous bone in a cortical bone layer as made at low strain rate.

This study confirmed that confined dynamic loading can then be predicted for the case of elasticity up to fracture of trabeculae. By studying the plateau stress characteristic of a porous medium (Evans et al., 1998), the study may be extended up to the densification of broken trabeculae.

In conclusion, the compression tests were performed using two different boundary conditions (confined and non-confined). This work presents a new approach to cancellous bone mechanical prediction under dynamic loading *via* architectural parameters description. The relative usefulness of architectural parameters (geometry and

Please cite this article as: Prot, M., et al., Links between mechanical behavior of cancellous bone and its microstructural properties under dynamic loading. Journal of Biomechanics (2015), http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.002

morphology, topology, connectivity, and anisotropy) has been highlighted with regard to the prediction of elasticity up to fracture. As persistent links have been made between the different loadings, our data suggest that a realistic model (*i.e.*, confined bone) based on the imaging acquisition method (*i.e.*, architectural description) can be built for the prediction of daily risks (*i.e.*, quasi-static loading) or rupture mechanism in the case of a known magnitude trauma (*i.e.*, dynamic loading for car crash accidents).

Conflict of interest statement

None declared.

Acknowledgments

The authors wish to thank B. Mokhtari for providing the knowledge necessary to proceed with Java programming. The authors are also indebted to the Hôpital Lariboisière for imaging and to LMT-Cachan laboratory for providing access to testing equipment.

Appendix A. Supplementary information

Supplementary data associated with this article can be found in the online version at http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.002.

References

Boruah, S., Henderson, K., Subit, D., Salzar, R., Shender, B., Paskoff, G. 2013. Response of human skull bone to dynamic compressive loading. In: Proceedings of the IRCOBI Conference.

Bouxsein, M.L., Boyd, S.K., Christiansen, B.A., Guldberg, R.E., Jepsen, K.J., Müller, R., 2010. Guidelines for assessment of bone microstructure in rodents using micro–computed tomography. J. Bone Miner. Res. 25 (7), 1468–1486.

Chaary, F., Markiewicz, E., Drazetic, P., 2007. Identification of the spongy bone mechanical behavior under compression loads: numerical simulation versus experimental results. Int. J. Crashworth. 12 (3), 247–253.

Charlebois, M., Haunschmid, C., Zysset, P., 2008. Confined and unconfined compression tests of human trabecular bone up to very large strains. J. Biomech. 41 (S1).

Dong, X., Yeni, Y., Les, C., Fyhrie, D., 2004. J. Biomed. Mater. Res. Part A 68 (3), 573–583.

Doube, M., Kosowski, M.M., Arganda-Carreras, I., Cordelieres, F., Dougherty, R.P., Jackson, J., Schmid, B., Hutchinson, J.R., Shefelbine, S.J., 2010. Free and extensible bone image analysis in Image. Bone 47, 1076–1079.

Evans, A.G., Hutchinson, J.W., Ashby, M.F., 1998. Multifunctionality of cellular metal systems. Prog. Mater. Sci. 43 (3), 171–221.

Follet, H., Bruyre-Garnier, K., Peyrin, F., Roux, J.P., Arlot, M.E., Burt-Pichat, B., Meunier, P.J., 2005. Relationship between compressive properties of human os calcis cancellous bone and microarchitecture assessed from 2D and 3D synchrotron microtomography. Bone 36 (2), 340–351.

Follet, H., Viguet-Carrin, S., Burt-Pichat, B., Depalle, B., Bala, Y., Gineyts, E., Bouxsein, M.L., 2011. Effects of preexisting microdamage, collagen cross-links, degree of mineralization, age, and architecture on compressive mechanical properties of elderly human vertebral trabecular bone. J. Orthop. Res. 29.4, 481–488.

Garrison, J., Gargac, J., Niebur, G., 2011. Shear strength and toughness of trabecular bone are more sensitive to density than damage. J. Biomech. 44.16, 2747–2754.

Gary, G. David Manual, 2005. Available from: 〈http://www.lms.polytechnique.fr/dynamique/greef/web4034 david.html〉.

Genant, H.K., Engelke, K., Fuerst, T., Gluer, C.C., Grampp, S., Harris, S.T., Jergas, M., Lang, T., Lu, Y., Majumdar, S., 1996. Noninvasive assessment of bone mineral and structure: state of the art. J. Bone Miner. Res. 11.6, 707–730.

Guedes, R.M., Simoes, J.A., Morais, J.L., 2006. Viscoelastic behaviour and failure of bovine cancellous bone under constant strain rate. J. Biomech. 39.1, 49–60.

Halgrin, J., 2009. Influence Des Paramètres Architecturaux Sur le Comportement Mécanique de L'os Trabéculaire (Ph.D. thesis). Université Lille Nord-de-France. Available from: 〈http://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00494612/〉.

Halgrin, J., Chaari, F., Markiewicz, E., 2012. On the effect of marrow in the mechanical behavior and crush response of trabecular bone. J. Mech. Behav. Biomed. Mater. 5.1, 231–237.

Higgins, S., 2008. Strain Rate and Density Dependent Behaviour of Bovine Cancellous Bone in Compression. (MSc. thesis). University of Cape Town.

Laporte, S., David, F., Bousson, V., Pattofatto, S., 2009. Dynamic behavior and microstructural properties of cancellous bone. In: Proceedings of the DYMAT, pp. 895–900.

Linde, F., Hvid, I., 1989. The effect of constraint on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens. J. Biomech. 22 (5), 485–490.

Linde, F., Nørgaard, P., Hvid, I., Odgaard, A., Sballe, K., 1991. Mechanical properties of trabecular bone: dependency on strain rate. J. Biomech. 24 (9), 803–809.

Linde, F., Hvid, I., Madsen, F., 1992. The effect of specimen geometry on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens. J. Biomech. 25 (4), 359–368.

Linde, F., Sørensen, H., 1993. The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. J. Biomech. 26.10, 1249–1252.

Liu, J., Saletti, D., Pattofatto, S., Zhao, H., 2014. Impact testing of polymeric foam using Hopkinson bars and digital image analysis. Polym, Test. 36, 101–109.

Mitton, D., Rumelhart, C., Hans, D., Meunier, P.J., 1997. The effects of density and test conditions on measured compression and shear strength of cancellous bone from the lumbar vertebrae of ewes. Med. Eng. Phys. 19.5, 464–474.

Mittra, E., Rubin, C., Qin, Y.X., 2005. Interrelationship of trabecular mechanical and microstructural properties in sheep trabecular bone. J. Biomech. 38.6, 1229–1237.

Morgan, E.F., Keaveny, T.M., 2001. Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. J. Biomech. 34.5, 569–577.

Nazarian, A., Araiza Arroyo, F., Rosso, C., Aran, S., Snyder, B., 2011. Tensile properties of rat femoral bone as functions of bone volume fraction, apparent density and volumetric bone mineral density. J. Biomech. 44.13, 2482–2488.

Perilli, E., Baleani, M., Ohman, C., Fognani, R., Baruffaldi, F., Viceconti, M., 2007. Dependence of mechanical compressive strength on local variations in micro-architecture in cancellous bone of proximal human femur. J. Biomech. 41, 438–446.

Syahrom, A., 2011. Mechanical and Micro-architectural Analyses of Cancellous Bone Through Experiment and Computer Simulation. IFMBE.

Teo, J., Si-Hoe, K.M., Keh, J.E.L., Teoh, S.H., 2006. Relationship between CT-intensity, micro-architecture and mechanical properties of porcine vertebral cancellous bone. Clin. Biomech. 21.3, 235–244.

Van Rietbergen, B., Weinans, H., Huiskes, R., Odgaard, A., 1995. A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models. J. Biomech. 28 (1), 69–81.

Yeni, Y.N., Zinno, M.J., Yerramshetty, J.S., Zauel, R., Fyhrie, D.P., 2011. Variability of trabecular microstructure is age, gender, race and anatomic site dependent and affects stiffness and stress distribution properties of human vertebral cancellous bone. Bone 49.4, 886–889.

Zhou, B., Sherry Liu, X., Wang, J., Lucas Lu, X., Fields, A.J., Edward Guo, X., 2014. Dependence of mechanical properties of trabecular bone on plate–rod microstructure determined by individual trabecula segmentation (ITS). J. Biomech. 47.3, 702–708.

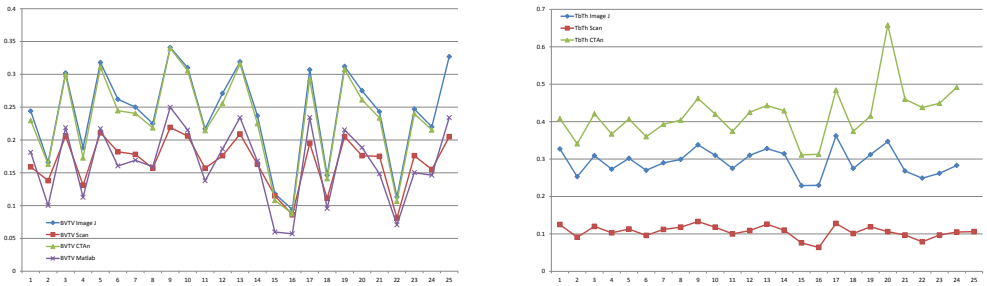
Please cite this article as: Prot, M., et al., Links between mechanical behavior of cancellous bone and its microstructural properties under dynamic loading. Journal of Biomechanics (2015), http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.002

A.3. Travail d'ouverture non publié

L'article synthétique précédemment exposé reflète les avancées majeures de l'étude. Cependant d'autres points ont été abordés. Ils sont succinctement présentés ci-après.

A.3.1. Logiciel utilisé

L'étude préliminaire a permis de mettre en valeur l'influence du logiciel utilisé sur les variations d'estimation des propriétés architecturales de 25 échantillons : la différence d'évaluation du BV/TV et du Tb.Th a été quantifiée entre le logiciel d'un scanner médical (Xtrem Scan), Image J (logiciel open source), CTan (disponible au sein de l'UVHC LAMIH, Valenciennes) et un calcul plus formel sous Matlab développé à l'institut (illustration en Figure A.1).



(a) BV/TV : fraction volumique osseuse

(b) Tb.Th : épaisseur de travées

FIGURE A.1. – Estimation de paramètres architecturaux par différents logiciels pour 25 échantillons.

L'écart relatif est par exemple de 5% entre Image J et Ctan pour le BV/TV. Cet écart a été accentué par la définition d'une ROI adaptée sous CTan, tandis que, sous ImageJ, une forme géométrique simple, le cylindre, a été employée. Malgré une différence d'amplitude, les tendances sont similaires. La présence d'une corrélation ne sera pas affectée mais les régressions et évolutions relatives aux paramètres mécaniques, elles, seront différentes.

A.3.2. Section de compression et valeurs extrêmes du BV/TV

Matériels et Méthodes

Il a été montré dans la littérature (Perilli *et al.*, 2008) que les sections contenant la fraction volumique minimale (BV/TV_{min}) étaient les plus souvent situées à l'intérieur de la région de fracture (83%). La présente étude a examiné la fraction volumique osseuse (BV/TV), l'épaisseur trabéculaire (Tb.Th) et la séparation inter trabéculaires (Tb.Sp) en terme de valeurs extrêmes. Pour cela, les échantillons d'os ont été divisés en 110 tranches où $BV/TV_{minslice}$, $BV/TV_{Maxslice}$ (*i.e. :* moyenne des valeurs extrêmes des BV/TV ou le volume est ici identifiable à une surface (BS), dans la section transversale à l'axe de compression) ont été observés. Les corrélations avec les paramètres de réponse mécaniques ont été comparées avec celles du BV/TV moyen de l'échantillon.

Résultats

Les valeurs extrêmes, $BV/TV_{minslice}$<BV/TV_{slice}<$BV/TV_{Maxslice}$ sont, pour le groupe d'essais dynamiques, de 0,08<BV/TV_{slice}<0,40, et 0,06<BV/TV_{slice}<0.40 pour le groupe confiné. La p-value associée au chargement dynamique et aux valeurs extrême est plus importante que celle associé au BV/TV moyen et les corrélations ou absences de corrélations conservées. L'examen local de section dans cette étude n'apporte alors pas plus que l'examen 3D même si $BV/TV_{minslice}$ semble être un meilleur prédicteur de réponse mécanique en dynamique confiné (p-value inférieure).

Discussion
(Perilli *et al.*, 2008) ont montré que tous les coefficients de détermination augmentaient respectivement lorsque le minimum ou le maximum des paramètres morphométriques été considéré et que $BV/TV_{minslice}$ était le meilleur prédicteur de la contrainte ultime à vitesse de déformation faible. Cette hypothèse est discutable à taux de déformation élevée. En effet, le test de Spearman mené a présenté une p-valeur plus élevée. Les différences observées avec la littérature peuvent être expliquées par le fait que (Perilli *et al.*, 2008) a uniquement travaillé avec le coefficient R^2 et par les différences entre les valeurs extrêmes et globale dans l'étude présentée ici (30% pour des charges dynamiques et jusqu'à 90% pour les en dynamique confinée).

A.3.3. Inhomogénéités

Matériels et Méthodes
L'os spongieux est connu pour son hétérogénéité (Nazarian *et al.*, 2006; Stauber *et al.*, 2014), une étude des paramètres géométriques et morphologiques extrémales (BV/TV, Tb.Th et Tb.Sp) par région d'intérêt (Region Of Interest, ROI) a alors été réalisée pour un total de 16 ROIs illustrées en Figure A.2.

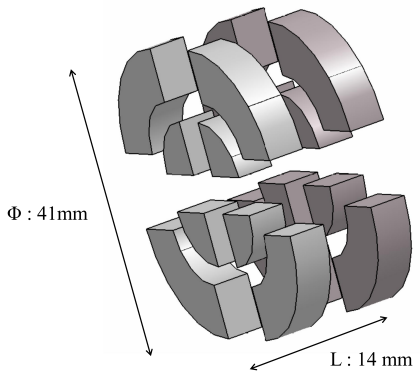


FIGURE A.2. – Découpage des régions d'intérêt.

Résultats
Une différence moyenne de 30% a été observée entre les ROIs pour l'épaisseur trabéculaire (Tb.Th), 70% pour la séparation trabéculaire (Tb.Sp) et 90% pour la fraction de volume osseux (BV/TV). Concernant les corrélations entre les paramètres de réponse mécanique et les valeurs extrêmes de l'épaisseur des travées (Tb.Th) dans les ROI, il a été montré que ces dernières n'apportaient pas une meilleure compréhension de la localisation de la fracture. En effet, aucune corrélation n'apparaît entre les paramètres géométriques extrêmes et les paramètres mécaniques ultimes. Concernant BV/TV, les valeurs minimales semblent apporter une nouvelle corrélation avec l'énergie à rupture. Pour Tb.Sp, les valeurs maximales apportent de nouvelles corrélations.

Discussion
Il apparait alors que l'influence des variations du Tb.Th est négligeable par rapport à celle du BV/TV et du Tb.Sp. La littérature présente des valeurs extrémales comparables (Yeh et Keaveny, 1999; Parkinson et Fazzalari, 2003) mais pas d'étude de corrélation avec la réponse mécanique. Une étude complémentaire serait nécessaires pour conclure avec plus de certitudes quant à l'influence des ces zones à fortes in-homogénéités vis à vis du échantillon moyen.

A.3.4. Quasi-statique et potentiel des régressions à travers les régimes

Une étude au régime quasi-statique avait également été menée afin de s'assurer des méthodes employées en comparant les résultats observés à ceux de la littérature. Cependant, le peu d'échantillons dédiés à cette étude (8) ne permettaient pas de conclure avec certitude sur les résultats issus des tests de corrélations. De plus, la comparaison pouvait uniquement être faite avec les essais dynamiques non confinés de part les conditions aux limites non confinées à basse vitesse de déformation. Les résultats sont cependant présentés ici car ils ont influencé l'orientation de l'étude présentée dans ce manuscrit.

Des régressions ont été appliquées à chaque paire de paramètres corrélés mis en évidence par le test de Spearman et, lorsque cela a été possible, comparées à la littérature plus abondante en régime quasi-statique (illustration en Figure A.3). Les résultats pour la meilleure régression dans chaque groupe sont résumées dans le Tableau A.1.

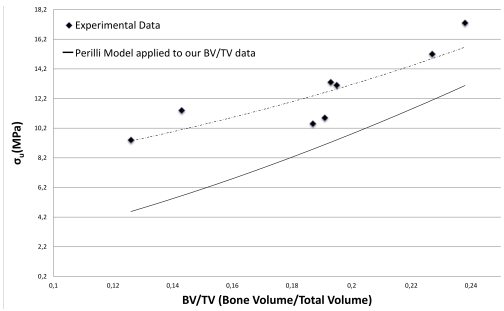


FIGURE A.3. – Sensibilité de la contrainte à rupture vis-à-vis de la fraction volumique, BV/TV.

Concernant la prédiction de σ_u par la fraction volumique, la loi puissance a été trouvée comme la meilleure ($R^2 = 0,74$). La différence en termes de valeurs observées avec la littérature (loi puissance développée par (Perilli *et al.*, 2008) et appliquée à nos données) peut être expliquée par la différence en termes de provenance des os : os fémoral bovin versus os humain. Ces résultats confirment l'influence de l'estimation des paramètres sur la régression tandis que la tendance est quant à elle conservée.

La corrélation persistante entre la contrainte à rupture et les trois MIL à différents taux de déformation a été étudiée en termes de régressions (Figure A.4), complétée par l'effet du confinement illustré dans l'article (*c.f.* §A.2). La loi de puissance a été jugée comme la meilleure loi suivant le critères du plus grand R^2 avec une valeur de 0,65 pour le chargement quasi-statique (MIL_1) et de 0,75 pour le chargement dynamique (MIL_3).

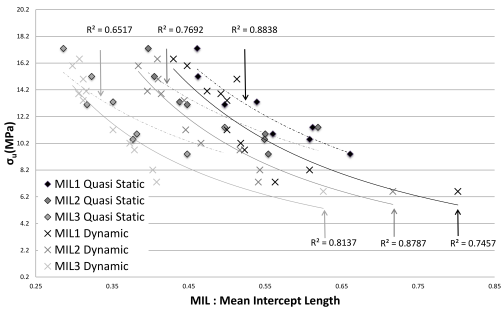


FIGURE A.4. – Régressions observées (loi puissance) en quasi-statique et dynamique pour les paramètres corrélés (σ_U et les 3 valeurs du MIL).

Tableau A.1. – Régressions développées pour les meilleures paires de paramètres corrélés (microstructure vs réponse mécanique) pour chaque régime ou condition au limite.
QS : quasi-statique, D : Dynamique, CD : Dynamique confinée.
Meilleures régressions ombragées.

Apparent Young's modulus E_{app}

Testing Group	Architectural Group	E_{app} Vs … (best correlated param.)	Linear	R^2	Power	R^2	Logarithmic	R^2	Exponential	R^2
QS	Geometry	Not correlated								
	Topology	Not correlated								
	Connectivity	Not correlated								
	Anisotropy	Not correlated								
D	Geometry	Tb.Sp	$y = -220.4x + 199.53$	0.56	$y = 73.65x^{-0.47}$	0.48	$y = -59.62\ln(x) + 60.01$	0.51	$y = 222.99e^{-1.76x}$	0.53
	Topology	FD	$y = 875.26x - 2248.9$	0.54	$y = 5E\text{-}07x^{19.34}$	0.53	$y = 2384\ln(x) - 2253.7$	0.54	$y = 5E\text{-}07e^{7.10x}$	0.43
	Connectivity	$N.Sl_v$	$y = 6.0001x + 50.134$	0.46	$y = 19.41x^{0.73}$	0.47	$y = 92.543\ln(x) - 109$	0.5	$y = 68.48e^{0.5x}$	0.42
	Anisotropy	MIL_1	$y = -157.59x + 218.67$	0.51	$y = 80.40x^{-0.78}$	0.52	$y = -97.27\ln(x) + 72.14$	0.54	$y = 261.41e^{-1.27x}$	0.5
CD	Geometry	Tb.Sp	$y = -266.06x + 417.49$	0.28	$y = 233.34x^{-0.29}$	0.28	$y = -89.63\ln(x) + 225.73$	0.28	$y = 429.3e^{-0.84x}$	0.28
	Topology	Not correlated								
	Connectivity	$N.Sl_v$	$y = 13.25x + 155.68$	0.37	$y = 89.34x^{0.51}$	0.36	$y = 158.5\ln(x) - 75.41$	0.36	$y = 186.64e^{0.042x}$	0.37
	Anisotropy	MIL_1	$y = -143.62x + 413.2$	0.23	$y = 269.79x^{-0.32}$	0.26	$y = -102.4\ln(x) + 270.16$	0.26	$y = 421.21e^{-0.446x}$	0.22

Ultimate strain ε_u

Testing Group	Architectural Group	ε_u Vs … (best correlated param.)	Linear	R^2	Power	R^2	Logarithmic	R^2	Exponential	R^2
QS	Geometry	Not correlated								
	Topology	Not correlated								
	Connectivity	Not correlated								
	Anisotropy	Not correlated								
D	Geometry	Not correlated								
	Topology	Not correlated								
	Connectivity	Not correlated								
	Anisotropy	Not correlated								
CD	Geometry	Tb.Sp	$y = 7.95x + 4.24$	0.32	$y = 10.37x^{0.37}$	0.37	$y = 2.73\ln(x) + 10.03$	0.34	$y = 4.69e^{1.09x}$	0.35
	Topology	FD	$y = -45.81x + 131.66$	0.52	$y = 8E+07x^{-16.25}$	0.51	$y = -123.9\ln(x) + 131.01$	0.52	$y = 9E+07e^{-6.01x}$	0.52
	Connectivity	Nd.Nd	$y = 181230x + 4.96$	0.2	$y = 290.59x^{0.33}$	0.3	$y = 2.29\ln(x) + 33.27$	0.25	$y = 5.10e^{26218x}$	0.24
	Anisotropy	MIL_3	$y = 3.831x + 5.265$	0.18	$y = 8.97x^{0.31}$	0.29	$y = 2.20\ln(x) + 8.92$	0.25	$y = 5.3556e^{0.54x}$	0.21

Ultimate stress σ_u

Testing Group	Architectural Group	σ_u Vs … (best correlated param.)	Linear	R^2	Power	R^2	Logarithmic	R^2	Exponential	R^2
QS	Geometry	Tb.Sp	$y = -48.89x + 27.92$	0.85	$y = 3.07x^{-1.19}$	0.89	$y = -15.31\ln(x) - 5.33$	0.88	$y = 40.91e^{-3.82x}$	0.87
	Topology	FD	$y = 117.2x - 305.98$	0.76	$y = 2E\text{-}10x^{24.69}$	0.77	$y = 318.51\ln(x) - 305.91$	0.76	$y = 2E\text{-}10e^{9.08x}$	0.77
	Connectivity	Nd.Nd	$y = -830213x + 21.19$	0.67	$y = 0.003x^{-0.72}$	0.75	$y = -9.24\ln(x) - 93.70$	0.74	$y = 24.19e^{-64818x}$	0.69
	Anisotropy	MIL_1	$y = -32.69x + 30.62$	0.84	$y = 5.27x^{-1.42}$	0.88	$y = -18.09\ln(x) + 1.68$	0.86	$y = 50.92e^{-2.57x}$	0.87
D	Geometry	Tb.Sp	$y = -41.67x + 24.04$	0.78	$y = 3.06x^{-1.04}$	0.74	$y = -11.41\ln(x) - 2.51$	0.74	$y = 35.20e^{-3.87x}$	0.81
	Topology	FD	$y = 180.15x - 478.82$	0.89	$y = 3E\text{-}19x^{45.10}$	0.91	$y = 490.12\ln(x) - 479.23$	0.89	$y = 3E\text{-}19e^{16.57x}$	0.9
	Connectivity	$N.Sl_v$	$y = 1.18x - 4.88=$	0.7	$y = 0.14x^{1.66}$	0.76	$y = 18.17\ln(x) - 36.08$	0.76	$y = 2.51e^{0.11x}$	0.68
	Anisotropy	MIL1	$y = -27.86x + 26.63$	0.63	$y = 3.87x^{-1.67}$	0.75	$y = -17.57\ln(x) + 0.49$	0.69	$y = 46.85e^{-2.67x}$	0.69
CD	Geometry	Not correlated								
	Topology	Not correlated								
	Connectivity	Not correlated								
	Anisotropy	Not correlated								

Energy to ultimate stress W_u

Testing Group	Architectural Group	W_u Vs … (best correlated param.)	Linear	R^2	Power	R^2	Logarithmic	R^2	Exponential	R^2
QS	Geometry	BV	$y = 0.0026x - 2.07$	0.20	$y = 2E\text{-}05x^{1.59}$	0.4	$y = 7.76\ln(x) - 56.21$	0.21	$y = 0.99e^{0.0005x}$	0.38
	Topology	Not correlated								
	Connectivity	$N.Sl_v$	$y = 0.74x - 4.12$	0.13	$y = 0.0089x^{2.45}$	0.34	$y = 10.50\ln(x) - 21.32$	0.14	$y = 0.4742e^{0.17x}$	0.32
	Anisotropy	Not correlated								
D	Geometry	BV	$y = 0.0027x - 0.90$	0.6	$y = 0.004x^{0.93}$	0.57	$y = 6.71\ln(x) - 46.19$	0.52	$y = 2.19e^{0.0004x}$	0.65
	Topology	SMI	$y = -3.38x + 22.66$	0.61	$y = 140.57x^{-2.01}$	0.63	$y = -15.05\ln(x) + 29.91$	0.63	$y = 53.87e^{-0.46x}$	0.62
	Connectivity	Nd.Nd	$y = -693651x + 15.20$	0.44	$y = 7E\text{-}05x^{-1.01}$	0.44	$y = -7.925\ln(x) - 83.20$	0.47	$y = 18.95e^{-89256x}$	0.41
	Anisotropy	MIL_3	$y = -20.54x + 15.69$	0.42	$y = 1.97x^{-1.32}$	0.52	$y = -9.58\ln(x) - 1.67$	0.49	$y = 21.81e^{-2.85x}$	0.46
CD	Geometry	Not correlated								
	Topology	FD	$y = -74.83x + 216.8$	0.4	$y = 7E+07x^{-15.54}$	0.42	$y = -202.1\ln(x) + 215.54$	0.39	$y = 8E+07e^{-5.75x}$	0.42
	Connectivity	Nd.Nd	$y = 385976x + 8.89$	0.26	$y = 900.25x^{0.37}$	0.34	$y = 4.7577\ln(x) + 67.75$	0.31	$y = 9.2208e^{30167x}$	0.29
	Anisotropy	MIL_3	$y = 6.95x + 10.05$	0.17	$y = 16.78x^{0.30}$	0.24	$y = 3.84\ln(x) + 16.54$	0.22	$y = 10.06e^{0.55x}$	0.19

B. Campagne d'essais os spongieux bovins

Afin de ne pas alourdir le manuscrit il a été choisi de détailler ici, en Annexe, plusieurs points comme le protocole de découpe, les courbes expérimentales ainsi que l'ensemble des résultats issus des caractérisations mécaniques et architecturales.

B.1. Protocole de découpe d'os spongieux

127 échantillons non dégraissés ont été prélevés dans la tête fémorale et dans le grand trochanter suivant trois grand plans anatomiques relatifs à l'axe fémur : sagittal, frontal et transversal. Pour les échantillons cylindriques dont l'axe est perpendiculaire au plan sagittal, la tête fémorale et le grand trochanter ont été coupés en tranches de 15 cm environ puis en parallélépipèdes. Grâce à un tour, une carotte cylindrique de 10.5 mm de diamètre a été obtenue et débitée en échantillons de longueur 7.5 mm. Pour les échantillons orthogonaux aux plans frontal et transversal, des tranches de 12 mm ont été effectuées dans lesquelles ont été carottés des cylindres de 10.5 mm de diamètres ensuite dressés à 7.5 mm. L'ensemble des étapes est illustré en Figure B.1. Les cylindres d'os spongieux sont ensuite placés individuellement dans des conteneurs de solution saline puis congelés.

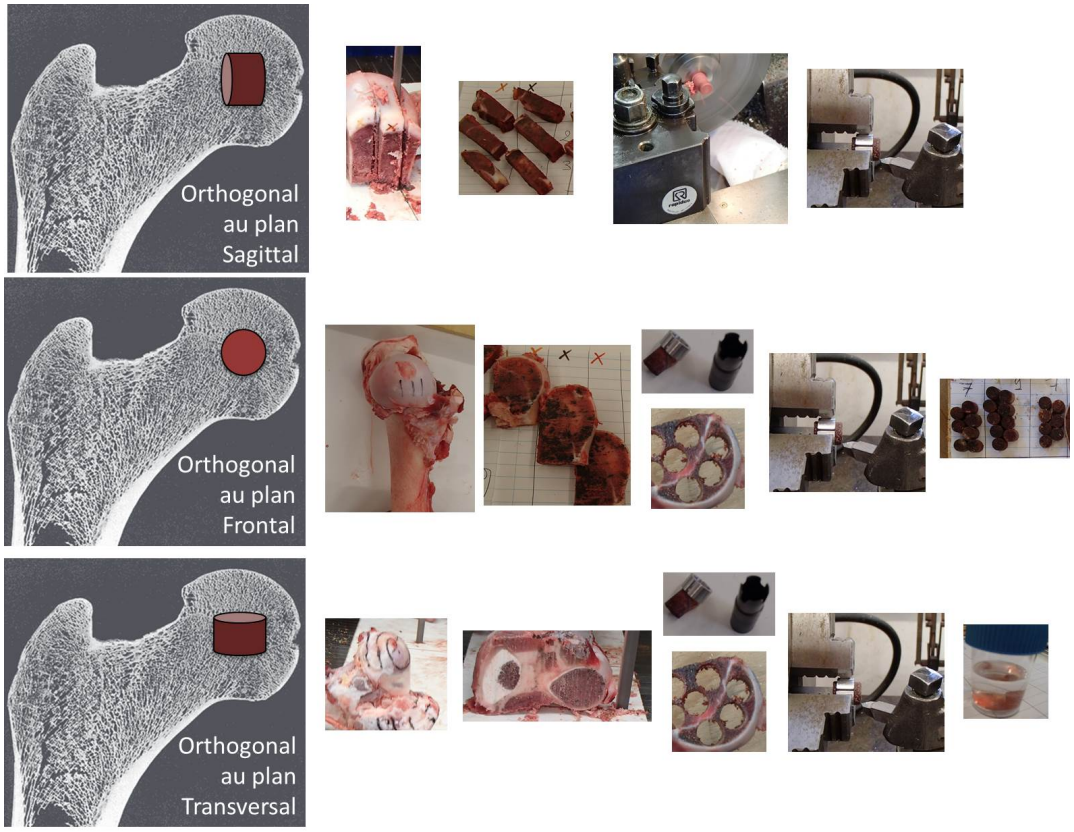
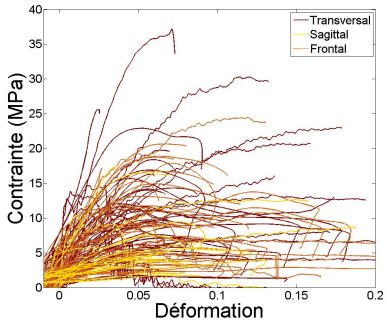


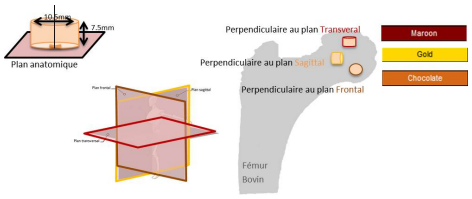
FIGURE B.1. – Différentes étapes d'extraction des échantillons par rapport aux plans anatomiques.

B.2. Réponse mécanique

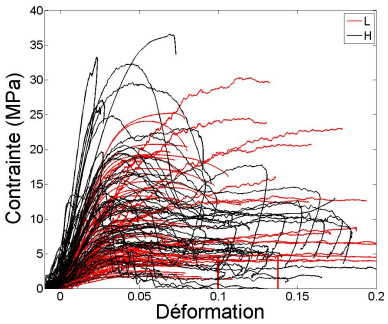
Dans le chapitre 3, seuls les résultats relatifs à la contrainte à rupture ont été présentés. La figure B.2 présente les réponses mécaniques des différents échantillons en fonction de la position anatomique, des régimes et des vitesses.



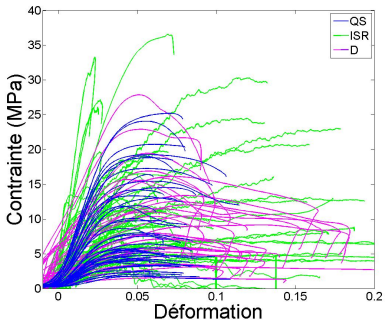
(a) plans anatomiques.



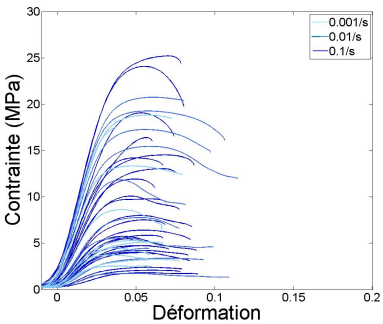
(b) légende position anatomique.



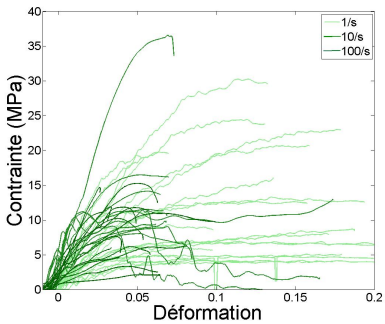
(c) régimes L et H.



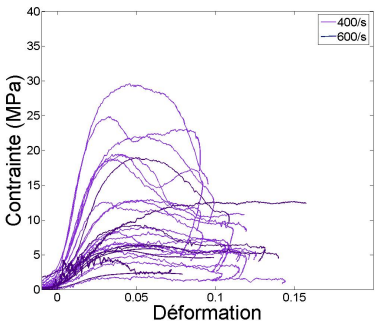
(d) régimes QS, ISR et D.



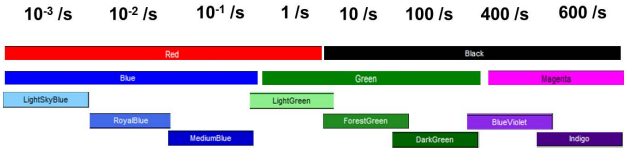
(e) vitesses à régime QS.



(f) vitesses à régime ISR.



(g) vitesses à régime D.



(h) légende régimes et vitesses.

FIGURE B.2. – Sensibilité de la réponse mécanique
QS : Quasi-statique, ISR : Intermédiaire et D : Dynamique,
L : Basse vitesse et H : Haute vitesse.

B.3. Paramètres mécaniques en fonction des paramètres architecturaux

Dans le chapitre 4, seuls les résultats relatifs à la contrainte à rupture ont été présentés. Les Figures B.3 et B.4 apportent des résultats complémentaires en présentant respectivement l'évolution du module d'Young apparent et de la contrainte à rupture en fonction d'un grand nombre de paramètres architecturaux.

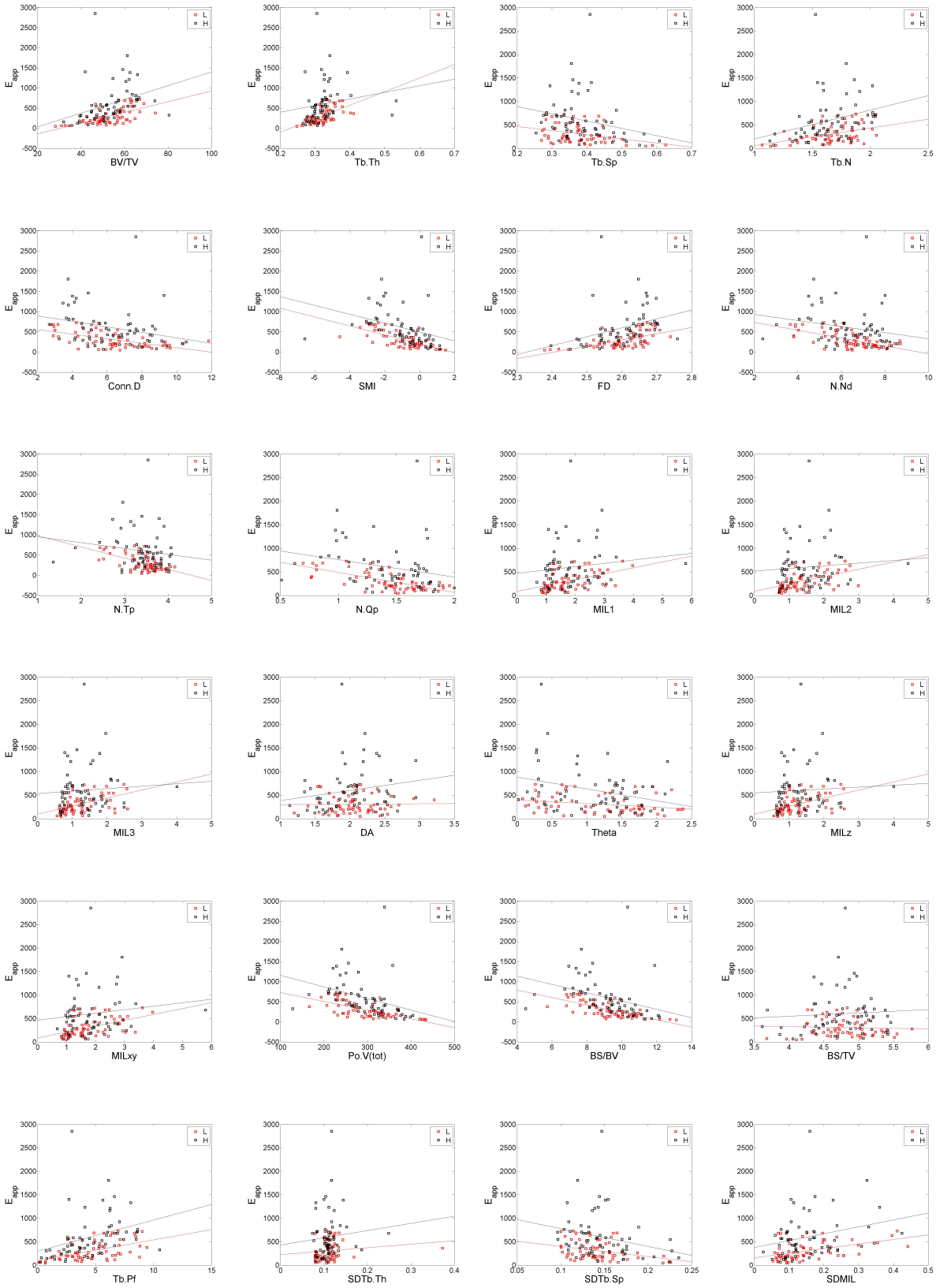


FIGURE B.3. – Régressions linéaires entre module d'Young apparent et paramètres architecturaux pour les 2 régimes L : Basse vitesse et H : Haute vitesse.

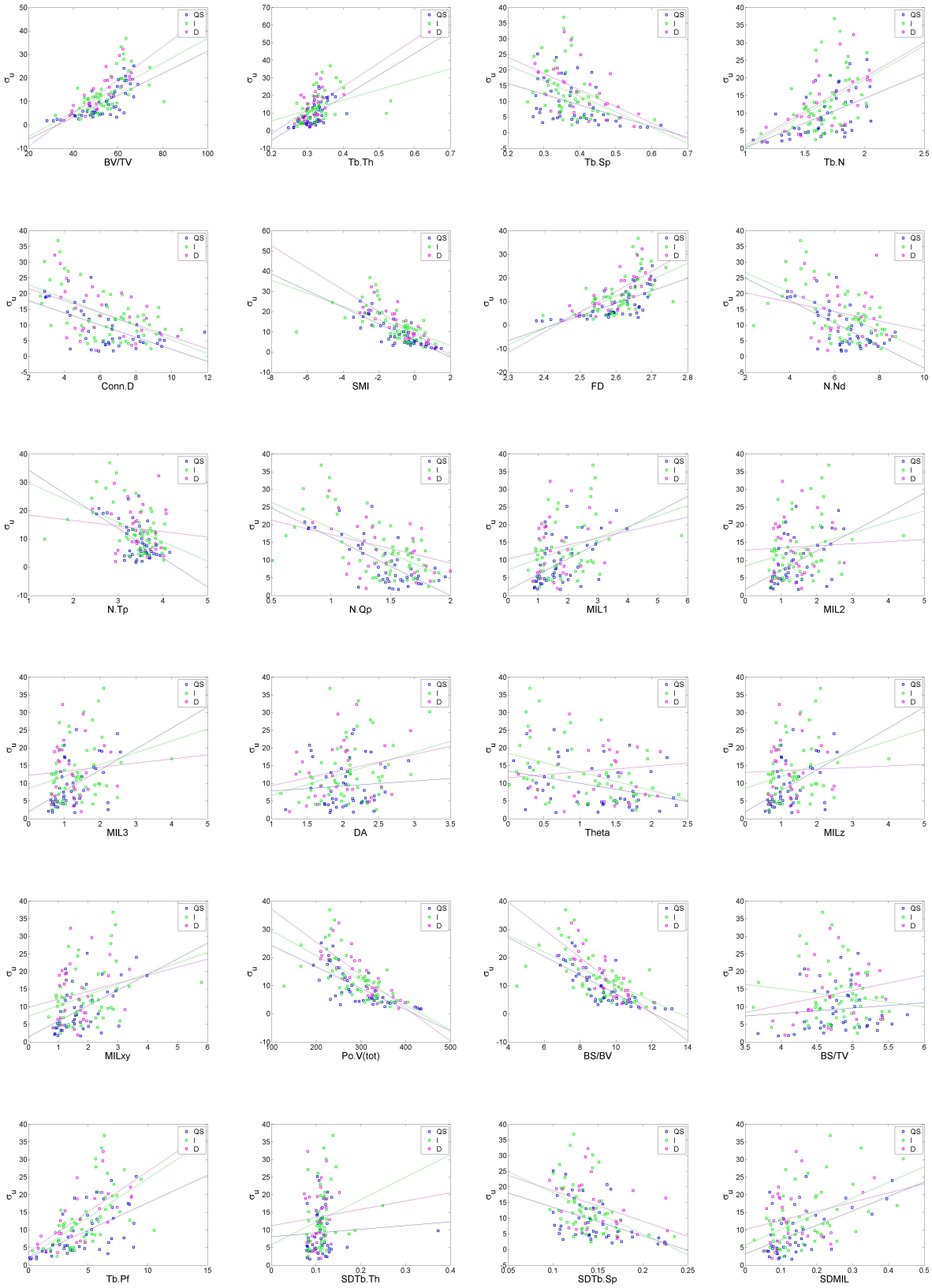


FIGURE B.4. – Régressions linéaires entre contrainte à rupture et paramètres architecturaux pour les 3 régimes QS : Quasi-statique, ISR : Intermédiaire et D : Dynamique.

C. Dispositif de compression dynamique

C.1. Principes du système aux barres de Hopkinson

Introduit en 1914 par Hopkinson, le système des barres de Hopkinson (Hopkinson, 1914). 40 ans plus tard, le système devient un instrument de mesure. Pour cela, i est enrichi en plaçant un échantillon entre deux barres (Kolsky, 1949). Ce système, Split Hopkinson Pressure Bar, SHPB, est devenu courant pour des sollicitations de compression à grandes vitesses de déformation ($100 - 10000s^{-1}$).

Le système SHPB (Figure C.1) opère de la façon suivante : un projectile vient impacter la face libre de la barre d'entrée ce qui produit une onde de compression, appelée *onde incidente*, qui se propage au travers de la barre d'entrée. Quand l'onde atteint l'interface barre d'entrée-échantillon, une partie de l'onde est réfléchie (car l'impédance des matériaux traversés varie) sous forme d'onde de traction dans la barre d'entrée, *onde réfléchie*. L'autre partie de l'onde incidente est transmise, par l'éprouvette à la barre de sortie, *onde transmise*. Un diagramme typique du fonctionnement des barres de Hopkinson en compression est présenté en Figure C.1. La mesure sur les barres d'entrée et de sortie du passage des ondes grâce à des jauges de déformation, permet d'obtenir la vitesse et la force appliquée en tout point des barres, notamment aux interfaces avec l'éprouvette.

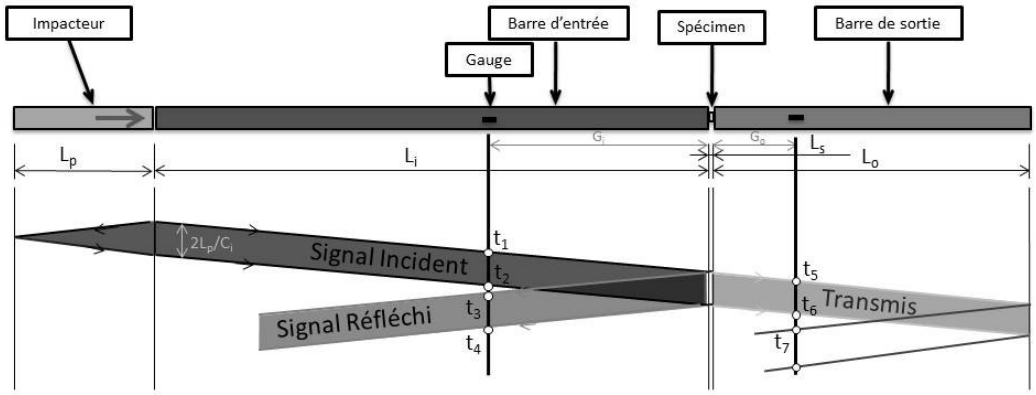


FIGURE C.1. – Diagramme de Lagrange d'un dispositif de compression aux barres de Hopkinson.

Les différentes amplitudes des ondes (incidente, réfléchie et transmise) dans les deux barres peuvent ensuite permettre d'accéder à la réponse mécanique de l'échantillon sollicité à grande vitesse de déformation. La méthode de dépouillement des essais ainsi qu'une description plus approfondie des hypothèses de mise en œuvre est décrite ici.

C.2. Notations usuelles

On définit les indices I pour incident, R pour réfléchi, T pour transmis, sp pour échantillon, p pour projectile/impacteur, i pour la barre d'entrée, o pour la barre de sortie, can pour le canon et res pour le réservoir. Les notations habituelles de mécaniques sont employées : S pour l'aire, L pour longueur, V pour volume, ρ pour la masse volumique, m pour la masse, c pour célérité des ondes, v pour vitesse, t pour temps, u pour déplacement, ε pour déformation, σ pour contrainte, F pour l'effort, P pour la pression.

C.3. Inconvénients

C.3.1. Réflexions des ondes et destruction de l' échantillon

De part la réflexion des ondes aux extrémités des barres, l'échantillon est totalement détruit à la fin de l'essai rendant l'étude de l'initiation/propagation de la rupture impossible sans la mise en place d'un piégeur d'onde (Nemat-Nasser *et al.*, 1991; Song et Chen, 2005; Johnson, 2010; Prot *et al.*, 2012). L'efficacité de ce dernier a été prouvée mais nécessite la mise en place précise d'une distance (pre-set gap) avant chaque compression (Figure C.2).

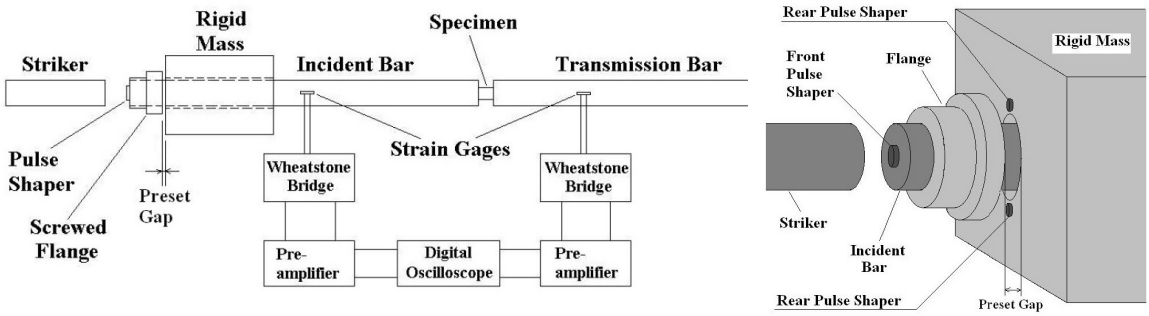


FIGURE C.2. – Schématisation du système d'un système de piégeur d'onde pour essais de compression interrompus (Song et Chen, 2005).

C.3.2. Vitesse de déformation non constante

La vitesse de déformation n'est pas constante au cours du temps sans l'emploi d'un projectile modifié sous forme conique par exemple (Figure C.3), ce qui tend à sous estimer le module d'Young apparent (Bekker *et al.*, 2015).

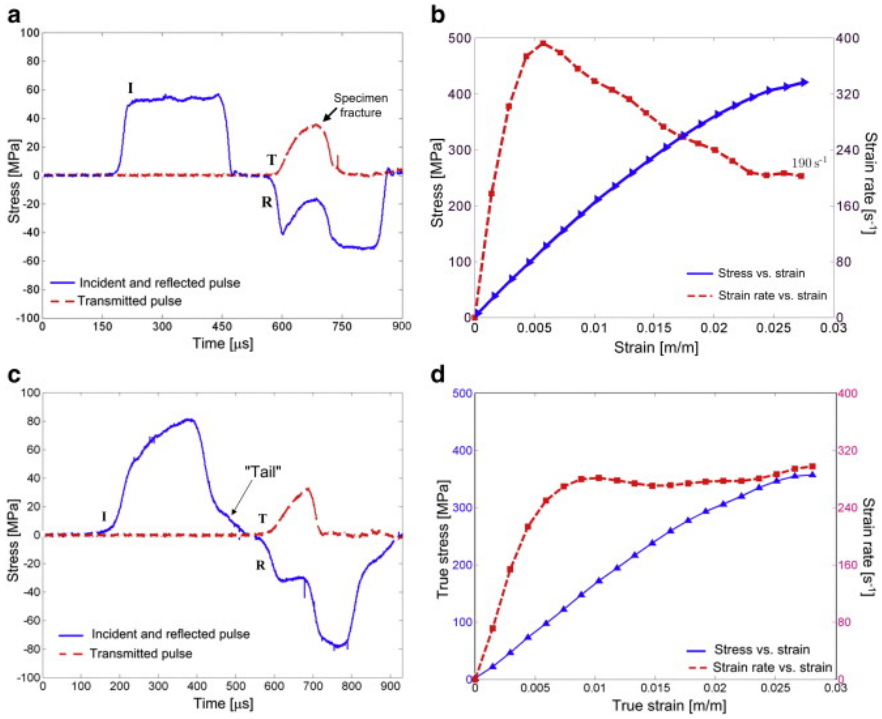


FIGURE C.3. – Signaux des barres avec utilisation d'un projectile usuel (a) et conique (c) et évolution contrainte/vitesse de déformation versus déformation correspondante (b) et (d) (Bekker *et al.*, 2015) .

C.4. Hypothèses d'utilisation du système

Il existe des règles principales à respecter afin de s'assurer d'un dépouillement correct des essais :

— les ondes doivent se propager de manière unidirectionnelle ou, le cas échéant, la dispersion doit être identifiée et corrigée. Dans le cas d'un matériau visco-élastique, cette étape est indispensable.

— les barres doivent être sollicitées dans leur domaine élastique au cours de l'essai : on vérifiera donc lors de la conception que la contrainte dans la barre reste inférieure à la contrainte maximum admissible avec un grand coefficient de sécurité (i.e : Vérifié avec un rapport d'impédance R > 1).

— l'échantillon reste à l'équilibre au cours de l'essai. Cela se vérifie grâce aux efforts aux interfaces. Si cela n'est pas vérifié un dépouillement inverse est envisageable mais la qualité de la mesure est remise en cause.

— la frottement est négligeable aux interfaces avec l'échantillon afin d'avoir un unique mode de sollicitation. Cette condition peut être assurée par l'utilisation d'un lubrifiant.

C.5. Dépouillement d'un essai de compression aux barres de Hopkinson

Les jauges permettent d'obtenir les déformations en chaque point à l'aide du facteur de jauge. Ensuite, on peut obtenir l'effort au point de mesure et la contrainte (loi de Hooke). Les signaux sont préalablement recalés temporellement pour comparaison (Figure C.4). Il est dés lors possible de vérifier l'équilibre en contraintes aux interfaces de l'échantillon ($\sigma_I + \sigma_R \simeq \sigma_T$)

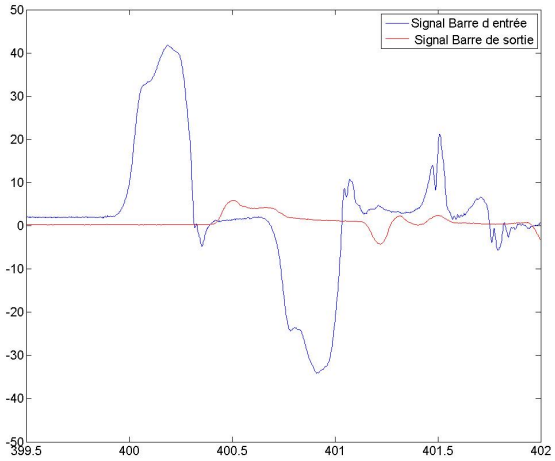


FIGURE C.4. – Signaux barre d'entrée (incident puis réfléchi) et barre de sortie (transmis).

Connaissant les propriétés matériaux des barres, les vitesses particulaires au niveau des interfaces barre d'entrée/échantillon et barre de sortie/échantillon sont données, par :

$$v_i = \frac{\sigma_I - \sigma_R}{\rho_i c_i} \qquad et \qquad v_o = \frac{\sigma_T}{\rho_o c_o} \tag{C.1}$$

Le déplacement de l'extrémité des barres est calculé en intégrant la vitesse par rapport au temps :

$$u_i = \int_0^1 v_i dt \qquad et \qquad u_o = \int_0^1 v_o dt \tag{C.2}$$

Les déplacements aux interfaces sont illustrés en Figure C.5.

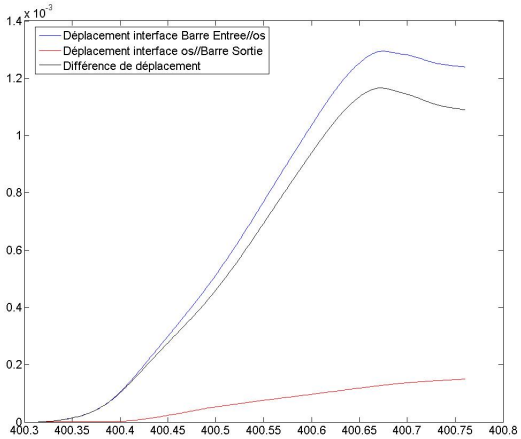


FIGURE C.5. – Déplacements aux interfaces d'un échantillon d'os spongieux.

La longueur instantanée de l'échantillon est donnée par :

$$L_{sp} = L_0 - u_i(t) + u_o(t) \tag{C.3}$$

La déformation nominale est calculée à partir des longueurs instantanée (L_{sp}) et initiale (L_0) de l'échantillon :

$$\varepsilon(t) = \int_{L_0}^{L} \frac{1}{l} dl \; = ln(L_{sp}(t) - L_0) = ln(1 + \frac{u_o(t) - u_i(t)}{L_0}) \tag{C.4}$$

Puis le taux de déformation :

$$\dot{\varepsilon}(t) = \frac{d\varepsilon}{dt} = \frac{v_i(t) - v_o(t)}{L_{sp}} \tag{C.5}$$

La contrainte nominale dans l'échantillon est calculée en utilisant :

$$\sigma_{spi} = \frac{(\sigma_I - \sigma_R)A_i}{A_{sp}(t)} \qquad ou \qquad \sigma_{spo} = \frac{\sigma_T A_o}{A_{sp}(t)} \tag{C.6}$$

Il est dès lors possible d'observer l'évolution de la contrainte et de la vitesse de déformation en fonction de la déformation de l'échantillon et d'accéder à la réponse mécanique.

C.6. Conception d'un banc d'essai dédié à l'os humain

Dans le cadre de cette thèse, une collaboration avec l'Afrique du Sud a été mise en place afin d'utiliser le matériel déjà développé lors d'un précédent échange : le double piégeur d'onde. Il est cependant intéressant de disposer de moyens d'essais similaires au sein de l'Institut afin de faciliter les campagnes futures et notamment les essais sur os humains pour lequel le laboratoire Sud Africain ne possède pas d'accréditation. Le laboratoire ayant récemment acquis un micro-CT, la campagne d'essais développée en Chapitre 3 pourra facilement être reproduite. Un tel protocole pourra être extrapolé par exemple à la caractérisation de disques inter-vertébraux.

Les barres de Hopkinson du laboratoire Sud Africain étant destinées à une large gamme de matériaux (mousses, nid d'abeilles, métaux, os), il est intéressant ici de re-concevoir un système adapté au tissus biologiques afin d'améliorer la qualité des signaux. Un système aux barres de

Hopkinson est déjà disponible au sein des Arts et Métiers, il sert à caractériser des métaux et du bois. Cependant les problèmes sanitaires liés aux pièces anatomiques s'ajoutent au problème d'impédance des barres qui rendraient les signaux peu lisibles et confirment la nécessité d'un banc spécifique à la caractérisation des tissus biologiques.

C.6.1. Choix du matériau

L'os spongieux est un matériau à faible impédance mécanique ce qui autorise l'interface barre-éprouvette à se déplacer. Le signal transmis est alors très faible, d'un ordre de grandeur similaire au bruit de la mesure. Afin d'éviter une erreur de mesure de ce type on privilégiera un matériau de barre à faible impédance mécanique afin d'avoir des valeurs plus fiables (*i.e.* des déformations plus grande que le bruit) comme le nylon. Cette configuration de barres viscoélastiques a par ailleurs déjà été utilisée avec succès pour la sollicitation de l'os spongieux (Laporte *et al.*, 2009). Les caractéristiques matériaux théoriques pour la conception du banc d'essai dynamique sont les suivantes :

$$c_i = c_o = 1730m/s \qquad et \qquad \rho_i = \rho_o = 1130kg/m^3 \tag{C.7}$$

Ces valeurs données dans la littérature sont utilisées pour le dimensionnement. Par la suite, afin de dépouiller les mesures, des "tap tests" (*i.e.* essais aux barres sans échantillons) seront effectués pour évaluer les caractéristiques physiques des barres au plus juste ainsi que des mesures dimensionnelles.

C.6.2. Diamètre des barres et choix du rapport d'impédance

Le diamètre des barres conditionne le rapport d'impédance $R = \frac{Zm_b}{Zm_{sp}}$ dont l'impédance mécanique est définie par $Zm = \rho.c.S$.

L'étude de la propagation des ondes 1D élastiques aux interfaces permet d'écrire les contraintes réfléchie et transmise en fonction de la contrainte incidente :

$$\sigma_r = \frac{1-R}{1+R}\sigma_i \qquad et \qquad \sigma_T = 2\frac{Ab}{Asp}\frac{1}{1+R}\sigma_i \tag{C.8}$$

Remarque : lorsque R tend vers 0, l'essai n'a pas de raison d'être, lorsque R est grand on retrouve la condition du choix de matériau développée précédemment. Lorsque R=1 on risque de déformer les barres ce qui endommagerait le système d'essai.

En se basant sur les travaux de (Saletti, 2011) on donne les contraintes dans l'éprouvette soumise à n réflexions :

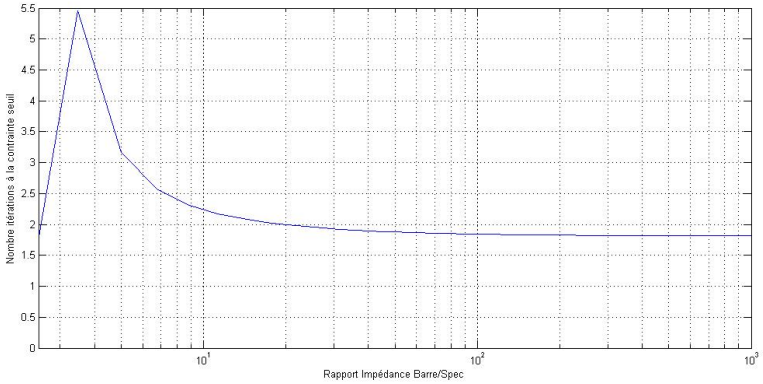
$$\sigma_{ep}(n) = K\frac{1-Q^n}{1-Q}\sigma_i \qquad avec: \qquad Q = \frac{R-1}{1+R} \tag{C.9}$$

Afin d'avoir une contrainte incidente suffisamment grande par rapport au bruit des jauges et basse à la fois pour ne pas plastifier les barres tout en sollicitant suffisant le même échantillon, on a besoin de la géométrie de l'éprouvette et d'une estimation des ses propriétés mécaniques :

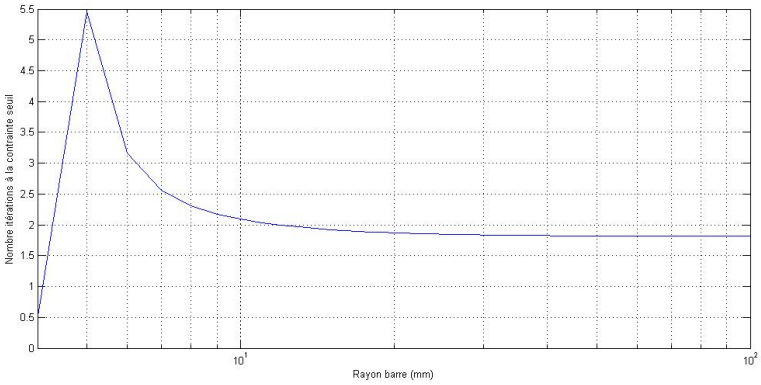
$$c_{sp} = 1800m/s \qquad et \qquad \rho_{sp} = 500kg/m^3 \qquad et \qquad A_{sp} = 7^2mm^2(cube) \tag{C.10}$$

La contrainte incidente pour ce genre d'essai est d'environ 10 MPa donc inférieure à la limite élastique du nylon. La contrainte maximum de l'os spongieux à grande vitesse de déformation est en moyenne $\sigma_{sp} = 15MPa$.

On peut dès lors tracer le nombre d'aller retour n pour atteindre la contrainte seuil dans l'éprouvette en fonction du rapport d'impédance et du rayon de la barre (supposés identiques pour les barres d'entrée et de sortie) en Figure C.6.



(a) En fonction du rapport d'impédance



(b) En fonction du rayon de la barre

FIGURE C.6. – Estimation du nombre d'aller retour dans l'éprouvette jusqu'à sa contrainte maximum.

On remarque que pour un rapport d'impédance supérieur à 11 et un diamètre de barre supérieur à 21 mm, il ne faut pas plus de 2 réflexions dans l'éprouvette pour atteindre la contrainte maximum. Ces deux réflexions sont atteintes au bout de 8 μs.

Afin d'avoir un temps d'essai suffisamment grand, les barres sont en général longues de plusieurs mètres. Pour éviter une flexion trop importante de la barre on va tendre à maximiser la rigidité en flexion de cette dernière et préférer un diamètre légèrement plus grand que 21 mm : 30 mm. Ce dernier correspond alors à une rapport d'impédance de 31. Les contraintes réfléchies et transmises sont, de l'ordre de :

$$\sigma_r = -0.93\sigma_i = -8.37MPa \qquad et \qquad \sigma_T = 0.90\sigma_i = 8.1MPa \tag{C.11}$$

Les deux premières conditions sur la contrainte incidente sont vérifiées : sollicitation de l'échantillon à la contrainte seuil souhaitée et non plastification des barres (< 70 MPa). On vérifie enfin que le rapport signal/bruit est acceptable. Pour cela on estime la déformation dans la barre d'entrée que la jauge va devoir quantifier :

$$\varepsilon_i = \sigma_i / E_i = 0.3\% \tag{C.12}$$

Calcul de l'effort minimum pour plastifier l'éprouvette

$$F_0 = 2\sigma_{sp}A_{sp} = 1.47kN \tag{C.13}$$

Cette valeur relativement faible par rapport à l'effort normal initial dans la barre nous assure d'avoir, lors de chaque essai, une plastification de l'éprouvette.

Estimation du taux de déformation
Dans le cadre de ce développement de barres de Hopkinson dédiées à la caractérisation de l'os humain, les connaissances au sein de l'établissement Arts et Métiers Paristech ont été mises en commun notamment au cours d'un PJE encadré en partenariat avec Mr Nicolas Ranc du laboratoire PIMM. En supplément de son expérience de développement du banc d'essai, une mise en commun des données bibliographiques a été effectuée. De plus, Mr Renaud Pfeiffer développant dans un même temps que nous, dans le cadre de sa thèse, un banc d'essai de Hopkinson dédié à la caractérisation du bois, nous a fait partager ses difficultés et ses solutions.

Pour l'estimation du taux de déformation une feuille VBA développée par le PIMM (Romain Dubois, 2010), simulant le régime transitoire de la déformation de l'échantillon dans le domaine plastique a été utilisée. Elle a permis de confirmer les développements exposés précédemment et d'estimer le taux de déformation :

$$v_p = 10m/s => \dot{\varepsilon} = 650/s \tag{C.14}$$

Ceci est une estimation minimale de la vitesse de déformation. En effet les contraintes dans l'échantillon sont supposées et les propriétés des barres non vérifiées.

C.6.3. Projectile : vitesse, longueur et temps d'essai

Afin de transmettre l'onde de compression, le projectile est issu du même matériau que la barre d'entrée (i.e. : projectiles et barres ont même impédance mécanique). Son diamètre doit donc aussi être du même ordre de grandeur. Pour éviter les problèmes de barres mal alignées on préfère souvent un projectile de diamètre légèrement inférieur (28 mm) et privilégier ainsi une contrainte plus claire. Pour la suite du dimensionnement, on considérera une vitesse de projectile de 10 m/s. On déduit facilement de la Figure C.1 que le temps de sollicitation est égal, pour un projectile de 0.50 m de long, à :

$$\frac{2L_p}{C_p} = 500\mu s \tag{C.15}$$

C.6.4. Longueur des barres

Les barres sont en général longues de plusieurs mètres afin de ne pas superposer les signaux incidents et réfléchis dans le cas d'un temps d'essai acceptable. La mesure dans la barre d'entrée doit se faire suffisamment loin pour éviter d'être dans le domaine de superposition des signaux incidents et réfléchis. Tandis que, pour la barre de sortie, une jauge placée à proximité de l'échantillon sera préférable pour éviter de se placer dans la zone de superposition de ce signal transmis qui va être réfléchi à l'interface libre de la barre de sortie. En se référant à la Figure C.1 on traduit cela sous les conditions suivantes :

$$\begin{cases} t_3 > t_2 \quad soit \quad t_1 + \frac{2G_i}{C_i} > t_1 + \frac{2L_p}{C_i} \quad soit \quad G_i > L_p \\ t_7 > t_6 \quad soit \quad t_5 + \frac{L_p - G_o}{C_o} > t_5 + \frac{2L_p}{C_o} \quad soit \quad L_o - G_o > 2L_p \end{cases}$$

Afin d'éviter une superposition des signaux quelque soit la position de la jauge sur la barre d'entrée, on pose :

$$L_p < L_i/2 \tag{C.16}$$

La disposition de la salle d'expérimentation contraint l'ensemble du système de sollicitation dynamique à une longueur de 7,20 m. Si l'on admet que l'on peut avoir des essais avec des impacteurs longs de 1 m et en prenant en compte un système de propulsion sous le rail, la distance disponible pour les deux barres, le système d'arrêt de la barre de sortie et l'échantillon est de l'ordre de 6 mètres.

On peut dès lors envisager une barre d'entrée de 3 mètres et une barre de sortie de 2 mètres. Un jeu d'impacteurs de 0,5 m, 0,75 m et 1 m correspondants à des temps de sollicitation de 0,5 ; 0,8 et 1,1 ms a été usiné. Afin de respecter les conditions issues de la non superposition des signaux, on propose de placer la jauge de la barre d'entrée en son milieu et la jauge de sortie à 50 cm de l'extrémité de l'échantillon. On alors :

$$\begin{cases} D_i = D_o = D_p = 30mm \\ L_i = 3m \\ L_o = 2m \\ L_p = 0,5/,75/1m \\ G_i = 1,5m \\ G_o = 0,5m \end{cases} \tag{C.17}$$

Le fournisseur Abaqueplast a été retenu pour fournir l'ensemble des barres. La planéité des surfaces sera réajustée au sein de Arts et Métiers Paristech.

C.6.5. Instrumentation des barres

C.6.5.1. Système d'acquisition

Dans le cadre de barres viscoélastiques on évaluera la dispersion des ondes et la flexion de la barre à l'aide de deux jeux de jauges (longitudinales et transverses) diamétralement opposées. Le système d'acquisition est dès lors composé de 4 jauges, d'un pont de Wheatstone, d'une carte d'acquisition et d'un module de conditionnement (102 Kech/s/voie disponible chez National Instrument) et du système d'interface/traitement (Labview).

C.6.5.2. Choix des jauges

Les jauges choisies sont des jauges type "rosettes stacked" : composées de 2 grilles superposées à 90° l'une de l'autre (c.f. Figure C.7) afin d'enregistrer les déformations longitudinales de la barre (dépouillement) et transverses (dispersion).

FIGURE C.7. – Système de deux jauges longitudinales et transverses (vue d'une des jauges diamétralement opposée.

Les déformations de la barre nylon ne dépassant pas les quelques dixièmes de %, des jauges de 120 Ohms semblent adaptées. Après comparaison des trois fournisseurs Vishay, TML et Kyowa, les jauges GFCA-3-70-3L déjà pré-cablées, de chez TML ont été retenues.

C.6.5.3. Pont de Wheatstone

Alimenté par une source de tension le pont, à l'équilibre, a une tension U nulle, mais la variation de l'une ou l'autre des résistances fait apparaître une tension non nulle. Dans la pratique, plusieurs de ces résistances sont des jauges. L'intérêt de ce montage est que deux résistances adjacentes agissent en sens opposé et deux résistances opposées agissent dans le même sens. On peut donc réduire les variations parasites et avoir une meilleure précision. A l'aide d'un voltmètre et du conditionneur de la carte d'acquisition on équilibre le pont de Wheatstone. On veillera à fixer les gains pour être sur de ne pas saturer le signal. Disposant de 4 jauges par point de mesure sur la barre, le montage est en pont complet (illustration en Figure C.8).

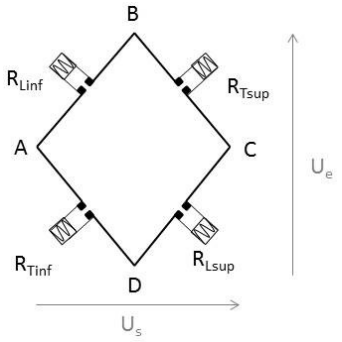


FIGURE C.8. – Montage en pont complet d'un jeu de jauges (longitudinales : $_L$ et transverses : $_T$) diamétralement opposées : $_{sup}$ et $_{inf}$

L'étude du pont diviseur permet de déduire les tensions aux bornes en fonction des différences de potentiels aux bornes. Ainsi :

$$\begin{cases} V_A = \frac{R_{Tinf}}{R_{Tinf}+R_{Linf}} U_e \\ V_D = \frac{R_{Lsup}}{R_{Tinf}+R_{Linf}} U_e \end{cases} \tag{C.18}$$

On peut dès lors, en considérant R_0 ainsi que les variations de chaque type de jauges (longitudinales et respectivement transversales) égales, relier la tension de sortie à la tension d'entrée :

$$U_s = V_D - V_A = \frac{\Delta R_L - \Delta R_T}{2R_0 + \Delta R_L + \Delta R_T} U_e \tag{C.19}$$

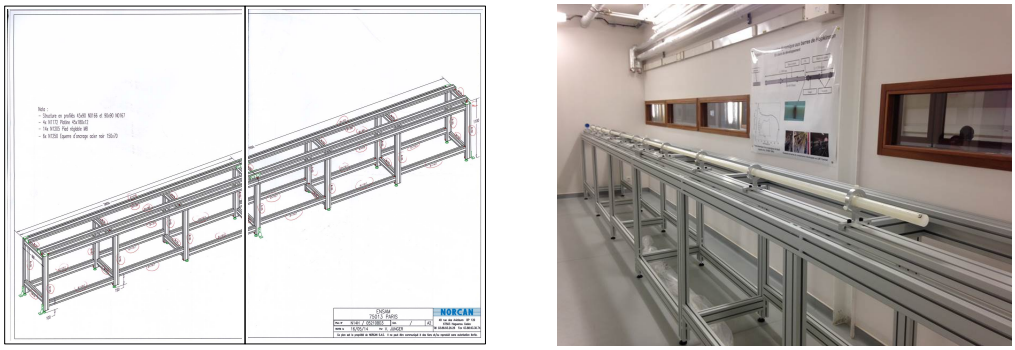
De plus, d'après le positionnement des jauges sur la barre, pour un matériau isotrope, on a :

$$\begin{cases} \Delta R_L = k\varepsilon_L R_{L0} \\ \Delta R_T = -k\nu\varepsilon_L R_{T0} \end{cases} \tag{C.20}$$

Avec ν le coefficient de poisson de la barre et k le facteur de jauge.

C.6.6. Support au sol

Le support au sol a été construit à l'aide de profilés aluminium Norcan. Les dimensions ont été choisies, en hauteur, de manière ergonomique pour l'opérateur, en longueur en exploitant au maximum les dimensions de la salle et en largueur afin de placer deux bancs côte à côte. Le design est présenté en Figure C.9.

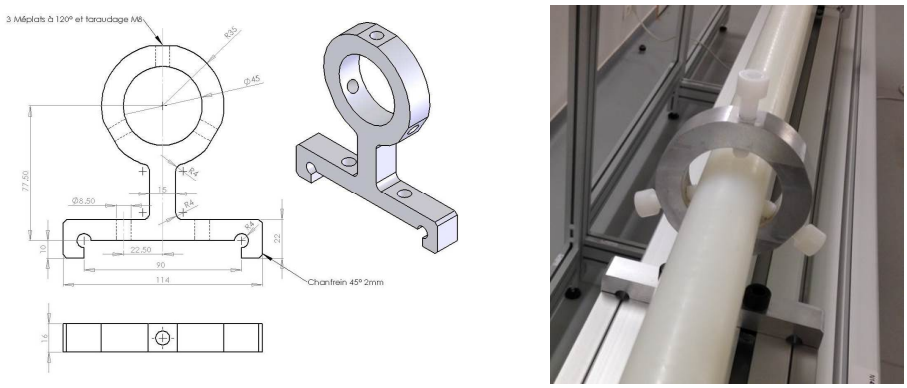


(a) Plan (b) Installation réalisée

FIGURE C.9. – Support au sol Norcan.

C.6.7. Guidage des barres

Des paliers aluminium adaptables au support Norcan ont été choisis. Le design est présenté en Figure C.10. Ils ont été réalisés sur une machine à commande numérique au sein de l'école. Les fixations au support Norcan utilisent la visserie standard M8*25 et les écrous M8SC. Les vis M8*30/25 de mise et maintien en position de glissement des barres nylon ont été testées chez différents fournisseurs de visserie Nylon (Bulte, Skiffy, Bafa et Essentra).



(a) plan (b) installation réalisée

FIGURE C.10. – Support SHPB adaptable à différents diamètres.

C.6.8. Système de projection

Après étude des systèmes aux barres de Hopkinson déjà disponibles dans plusieurs laboratoires, il apparait que le système de projection est généralement composé d'une arrivée d'air comprimé, d'un réservoir et d'un canon.

C.6.8.1. Dimensionnement

La salle d'essai a été reliée au réseau d'air comprimé de l'école fournissant en moyenne 6 bars. Le dimensionnement du réservoir et du canon a donc été fait afin d'utiliser ce réseau.

On considère dans un premier temps le projectile soumis à la force de pression provenant du réservoir, la force de frottements, son poids et la résistance du canon conteneur. Par un approximation ponctuelle de ce dernier avec un déplacement noté x, en appliquant le principe

fondamental de la dynamique à ce dernier, on obtient :

$$F_{pression} - F_{frottements} = m_p \ddot{x}_p \tag{C.21}$$

En considérant f=0.015 le coefficient de frottement sec nylon acier :

$$P_p A_p - R_{can} f = m_p \ddot{x}_p \tag{C.22}$$

En divisant par la section du projectile :

$$\ddot{x}_p = \frac{P_p}{L_p \rho_p} - gf \tag{C.23}$$

On considère la détente de l'air entre le réservoir et le canon comme adiabatique, d'où

$$P_{res} V_{res}^{\gamma} = P_p V_{impact}^{\gamma} \tag{C.24}$$

D'où

$$P_p = P_{res} (\frac{V_{res}}{V_{res} + xA_p})^{\gamma} \tag{C.25}$$

On résout l'équation différentielle non linéaire du second ordre suivante sous Mathématica :

$$\ddot{x}_p = (\frac{V_{res}}{V_{res} + xA_p})^{\gamma} \frac{P_{res}}{L_p \rho_p} - gf \tag{C.26}$$

En imposant γ à 1.4, v_p à 10 m/s, des conditions initiales nulles en déplacement et vitesse , les caractéristiques du projectile, on obtient différentes configurations du réservoir (P_{res},V_{res}). La pression influant plus fortement sur la vitesse que le volume, on estime la pression nécessaire à $P_{res} = 1$ bar pour un volume d'au minimum $V_{res} > 1$ L. On cherche à minimiser ce dernier même si, plus il augmente, plus la pression diminue. En effet, la pression nécessaire est déjà acceptable par rapport au réseau de l'école et plus le volume du réservoir est important plus la quantité d'air consommée augmente. Pour ces calculs, l'hypothèse de volume sous pression infini a été faite. Il faut donc envisager un volume de réservoir supérieur à celui du canon. Un facteur de sécurité de 0.5 est pris.

Pour estimer le volume du canon il faut dimensionner ce dernier. Le projectile a un diamètre de 28 mm. On estime que le diamètre intérieur du canon doit donc être supérieur de quelques dixièmes. Une rapide étude de marché a montré que les tubes étirés à froid sans bavures et avec de bonnes tolérances internes étaient de bons candidats à ce cahier des charges. Généralement, ils sont disponibles en diamètre interne de 28.5 mm. Les entreprises fabriquant des vérins semblent aussi être de bonnes candidates à la réalisation du cahier des charges. La course du projectile est ensuite déterminée pour deux vitesses de déformation : 650/s à 1500/s correspondant respectivement à une vitesse de projectile de 0.5m de 10 à 20 m/s :

$$course_p = \frac{0.5 * v_p^2}{P_{res} * \frac{D_p}{D_p L_p \rho_p - 9.81}} = 0.3 \quad \text{à} \quad 1.1m \tag{C.27}$$

On estime donc qu'une longueur de canon de 1.5 mètres est acceptable. D'où un volume de réservoir :

$$V_{res} = 1.5 V_{canon} = 1.5 \frac{Pi 28.5^2}{4} 1.5 = 1.5L \tag{C.28}$$

Un rapide retour à l'estimation de la pression réservoir nous donne une pression minimale de 0.9 bars pour impacter à 10 m/s.
Enfin on évalue la vitesse de rebond du projectile à :

$$v_{preb} = v_0 * \frac{(\frac{A_p}{A_i} - 1)}{(\frac{A_p}{A_i} + 1)} = -0.7m/s \tag{C.29}$$

Compte tenu de cette faible vitesse et de la longueur du canon, cela devrait nous mettre à l'abri d'un éventuel rebond du projectile durant la caractérisation de l'échantillon.

La tuyauterie de l'école est en DN20 (diamètre nominal) soit du 3/4". Ce qui correspond à un diamètre intérieur de 20 mm et un diamètre extérieur de 27 mm. Plus généralement on retrouve du 1/2 qui correspond à un diamètre intérieur de 13 mm. Si l'on souhaite éviter des changements de section, il faudrait un réservoir de 5 mètres de long. Afin de garder de la place pour la tuyauterie plus un système d'arrêt pour la barre de sortie on considère un réservoir de 0.20 m environ ce qui équivaut à environ 50 mm de diamètre intérieur. L'acier semble un bon candidat en terme de coût.

Après un rapide calcul de dimensionnement à partir de la contrainte normale à la paroi, dans le cas critique où la pression est augmentée à 7 bars, avec un coefficient de sécurité de 5, on obtient une épaisseur de :

$$e = P_{res}R_{res} * 5/\sigma_y = 0.3mm \tag{C.30}$$

La visserie pourrait être constituée de 4 longues tiges filetées. Un calcul rapide de l'effort sur une tige estime Fmaxi à 90 kN. Dans le cas de tiges de 16 mm de qualité 8-8, $F_{rel} = P_{res} * Sres/4 = 49N$.

C.6.8.2. Câblages pneumatique et électrique du canon

La solution de câblage se présente sous la forme du schéma électrique de la C.11.

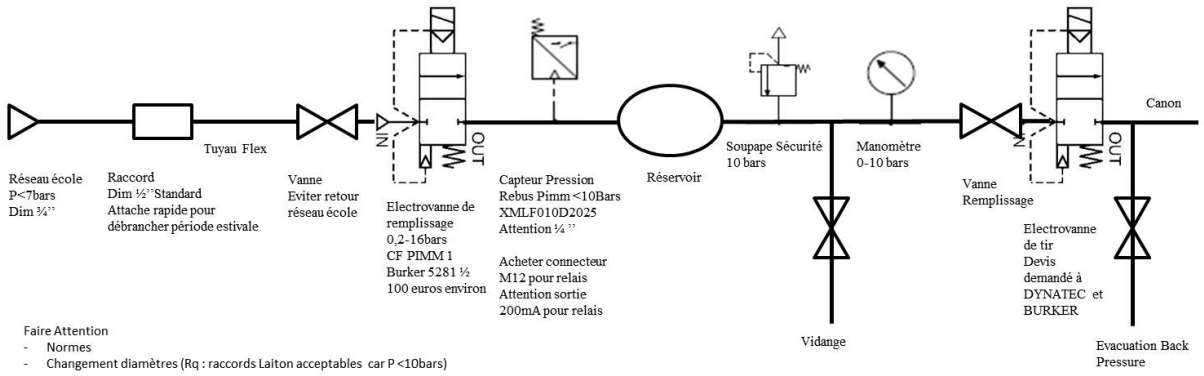


FIGURE C.11. – Schéma de câblage pneumatique inspiré du montage du laboratoire PIMM (Thèse en cours R. Pfeiffer).

Les deux électrovannes choisies sont des 2/2 normalement fermées alimentées par une tension de 24 V à 1 A fournie par le transformateur décrit en Figure C.12. La sécurité est assurée par un système de double bouton poussoir.

Pour un remplissage automatique, il suffit d'utiliser le bouton poussoir de remplissage. Si $P_{res} > P_{demandee}$ il y a remplissage. Comme le capteur est placé après, quand la pression requise est atteinte, un signal retour est envoyé au relai qui s'ouvre et coupe le remplissage.

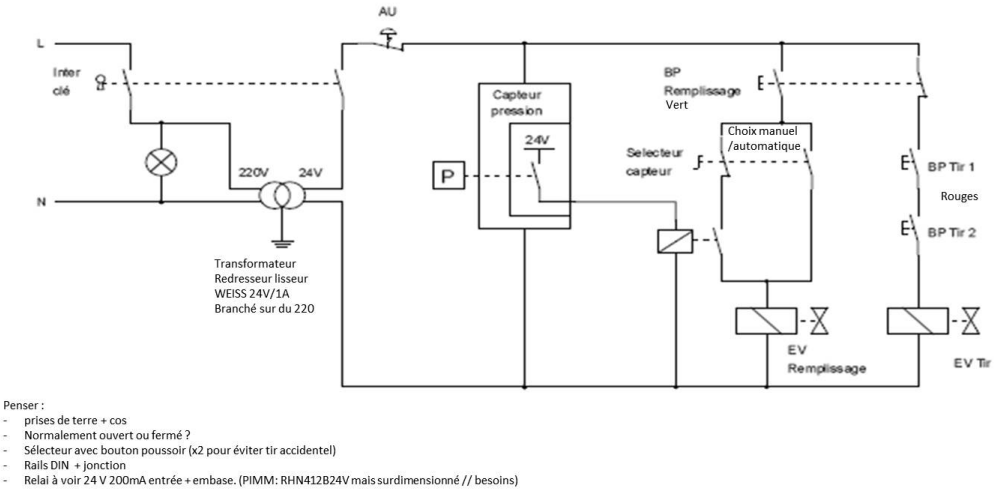


FIGURE C.12. – Schéma de câblage électrique inspiré du montage du laboratoire PIMM (Thèse en cours R. Pfeiffer).

C.7. Perspectives immédiates pour la finalisation du banc

C.7.1. Imagerie

Les deux caméras à images rapides PHOTRON, modèle FASTCAM 120k 60 000 fps, disponibles au sein du laboratoire seront utilisées afin de filmer l'essai. Un trigger sera mis en place ainsi qu'une étude de la fenêtre de suivi de caméra par rapport aux nombres d'acquisitions par seconde.

C.7.2. Matériel à acquérir

Un inventaire des différents éléments est encore à effectuer ainsi que des devis pour la finalisation du banc d'essai dynamique. Dans un premier temps des mousses absorbantes de chocs récupérées seront utilisées pour amortir la barre de sortie et il est recommandé au manipulateur de porter des bouchons d'oreille pendant les essais même s'ils sont de courte durée.

C.7.3. Dépouillement des essais : viscoélasticité des barres

A partir des pré-essais de calibrage, il sera possible de mettre en place un système de correction de la dispersion due à l'utilisation de barres visco-élastiques. En effet, l'implémentation de barres viscoélastiques a été réalisée au sein du laboratoire Sud Africain et fait l'objet d'un projet (Curry *et al.*, 2012). L'identification paramétrique pour un matériau de barres visco-élastique a récemment été menée sur des barres en PMMA de diamètre 30 mm. Elle se base sur la propagation d'ondes comportant des effets géométriques (Butt *et al.*, 2015).

D. Générateur d'architecture, affectations des volumes

Pour l'affectation du volume aux travées générées, traitée en Chapitre 5, le volume est estimé tel que :

$$Ve = \int_{-1}^{1} N_i(s) S_i \sqrt{(N_i'(s)x_i)^2 + (N_i'(s)y_i)^2 + (N_i'(s)z_i)^2} ds \tag{D.1}$$

Puis en développant :

$$\begin{aligned} Ve = \int_{-1}^{1} N_i(s) S_i \sqrt{\left[x_1(s-\frac{1}{2}) + x_c(-2s) + x_c(s+\frac{1}{2})\right]^2 +} \\ \overline{\left[y_1(s-\frac{1}{2}) + y_c(-2s) + y_c(s+\frac{1}{2})\right]^2 + \left[z_1(s-\frac{1}{2}) + z_c(-2s) + z_c(s+\frac{1}{2})\right]^2} ds \end{aligned} \tag{D.2}$$

Soit en factorisant par des puissances de s :

$$\begin{aligned} Ve = \int_{-1}^{1} N_i(s) S_i \sqrt{[(x_1 - 2x_c + x_2)^2 + (y_1 - 2y_c + y_2)^2 + (z_1 - 2z_c + z_2)^2]\, s^2 -} \\ \overline{[(x_1 - 2x_c + x_2)(x_1 - x_2) + (y_1 - 2y_c + y_2)(y_1 - y_2) + (z_1 - 2z_c + z_2)(z_1 - z_2)]\, s +} \\ \overline{[(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (y_1 - y_2)^2]} ds \end{aligned} \tag{D.3}$$

On remplace $N_i(s)$ par son expression et on pose A, B et C déterminés à partir des x_i, y_i etz_i tels que :

$$Ve = \int_{-1}^{1} (a_i s^2 + b_i s + c) S_i \sqrt{[A]s^2 - [B]s + [C]} ds \tag{D.4}$$

Ou encore :

$$Ve = \sqrt{A} \int_{-1}^{1} (a_i s^2 + b_i s + c) S_i \sqrt{s^2 - \frac{B}{A}s + \frac{C}{A}} ds \tag{D.5}$$

Afin d'intégrer à l'aide de formulaires, on procède au changement de variable suivant :$X = s - \alpha$. D'où

$$a_i s^2 + b_i s + c = a_i X^2 + (2\alpha a_i + b_i)X + (\alpha^2 a_i + \alpha b_i + c_i) \tag{D.6}$$

$$\sqrt{s^2 - \frac{B}{A}s + \frac{C}{A}} = \sqrt{X^2 + (2\alpha - \frac{B}{A})X + (\alpha^2 - \frac{B}{A}\alpha + \frac{C}{A})} \tag{D.7}$$

On identifie la racine sous la forme $\sqrt{X^2 + P^2}$ afin de se rapporter aux formulaires d'intégrations. On en déduit α et P :

$$\alpha = \frac{1}{2}\frac{B}{A} \qquad P = (\frac{1}{2}\frac{B}{A})^2 - \frac{B}{A}(\frac{1}{2}\frac{B}{A}) + \frac{C}{A}) = -\frac{1}{4}\frac{B^2}{A^2} + \frac{C}{A} \tag{D.8}$$

D'où, après intégration :

$$Ve = \sqrt{A}\Bigg((S_1a_1 + S_ca_2 + S_2a_3)\left[\frac{X}{4}\sqrt{(X^2+P^2)^3} - \frac{P^2}{8}(X\sqrt{P^2+X^2} + P^2 arcsinh\left(\frac{X}{P}\right))\right]_{-1-\alpha}^{1-\alpha} +$$
$$(\mathrm{S}_1(2a_1\alpha + b_1) + S_c(2a_2\alpha + b_2) + S_2(2a_3\alpha + b_3))\left[\frac{1}{3}\sqrt{(X^2+P^2)^3}\right]_{-1-\alpha}^{1-\alpha} +$$
$$(\mathrm{S}_1(\alpha^2a_1+b_1\alpha+c_1)+S_c(\alpha^2a_2+b_2\alpha+c_2)+S_2(\alpha^2a_3+b_3\alpha+c_3))\left[\frac{X}{2}\sqrt{P^2+X^2} + \frac{P^2}{2}arcsinh\left(\frac{X}{P}\right)\right]_{-1-\alpha}^{1-\alpha}$$

Avec :

$$\begin{cases} a_1 = \frac{1}{2}; b_1 = -\frac{1}{2}; c_1 = 0 \\ a_2 = -1; b_2 = 0; c_2 = 1 \\ a_3 = \frac{1}{2}; b_3 = \frac{1}{2}; c_3 = 0 \\ A = (x_1 - 2x_c + x_2)^2 + (y_1 - 2y_c + y_2)^2 + (z_1 - 2z_c + z_2)^2 \\ B = (x_1 - 2x_c + x_2)(x_1 - x_2) + (y_1 - 2y_c + y_2)(y_1 - y_2) + (z_1 - 2z_c + z_2)(z_1 - z_2) \\ C = (x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 \\ \alpha = \frac{1}{2}\frac{B}{A} \\ P^2 = -\frac{1}{4}\frac{B^2}{A^2} + \frac{C}{A} \end{cases}$$

E. Caractérisation architecturale de l'os spongieux : revue de littérature

Plusieurs tableaux non exhaustif de résumé de la revue de littérature faite sur le thème de l'utilisation des paramètres d'architecture sont présentés ci-après. Ils donnent des informations complémentaires à celles présentées dans le corps principal du manuscrit. Des paramètres tels que la provenance des os, le moyen d'acquisition, la vitesse de chargement ou les paramètres architecturaux identifiés y sont résumés. Ces tableaux sont organisés par regroupements de paramètres géométriques & morphologiques, topologiques et anisotropiques.

Ref	Espèce	Lieu	Nombre	Acquisition	BV/TV	BS/TV	Tb.Th	Tb.Sp	TB.N
(Follet, 2002)	Humain	Calcaneum	8	IRM	21.1(12.2)		175.4(30.6)	892.5(599.98)	1.135(0.47)
		Calcaneum	27	Histomorphométrie	11.2(3.8)		112.9(21.8)	991.7(347.38)	0.97(0.24)
		Calca. médial	17	Tomographie (10μm)	11.06(4.4)	27.01(5.67)	76.85(14.63)	716.8(248)	1.357(0.36)
		Calca. médial	19	Tomographie (78 μm)	16.94(6.18)		86.58(15.2)	470(155.5)	1.92(0.54)
		Calca. latéral	15	Tomographie(10μm)	13.84(4.95)	25.03(4.76)	82.4(14.7)	589(218)	1.59(0.38)
		Calca. latéral	15	Tomographie (78μm)	13.8(4.1)		81.9(11.5)	585(306)	1.66(0.41)
		Calca. latéral	20	Micro Radio	15.47(6.08)		155.27(33.1)	944(333)	0.97(0.24)
(Mittra *et al.*, 2008)	Humain	Calcaneum	19	DXA+μ-CT	14(5)				
(Showalter *et al.*, 2006)	Humain	Calcaneum	17	μ-CT	21.2 (6.3)		176(14)	488(87)	1.544(0.233)
(Bruyère, 2000)	Humain	Calcanéum		Histomorphométrie	11.4(3.45)		117.8(21.1)	965.5(241.8)	0.96(0.18)
(Viguet-Carrin *et al.*, 2010)	Humain	Vertèbre	51	CT 20 μm	7.9(2.8)		116.8(23.6)	1265.7(336.7)	0.84(0.12)
(Follet *et al.*, 2011)	Humain	Vertèbre	25	μ-CT	7.5(2.3)		132(19)	1169(210)	0.84(0.13)
(Wegrzyn *et al.*, 2010)	Humain	Corps Vert		HR-pQCT	13.5(5.9)		308(43)	1363(332)	0.76(0.16)
		Vert Antérieure		HR-pQCT	11.4(6.1)		288(64)	1368(382)	0.76(0.17)
		Vert Ant Region Sup		HR-pQCT	10.8(6.9)		281(75)	1354(440)	0.78(0.19)
		Vert Ant Region Milieu		HR-pQCT	13.2(7.2)		289(59)	1285(327)	0.81(0.18)
		Vert Ant Region Inf		HR-pQCT	10.3(6.1)		266(47)	1301(306)	0.80(0.16)
		Vert Postérieure		HR-pQCT	13.5(6.7)	293(42)		1209(319)	0.86(0.20)
		Vert Post Region Sup		HR-pQCT	10.8(5.7)		272(46)	1220(364)	0.86(0.20)
		Vert Post Region Milieu		HR-pQCT	16.7(8.5)		308(47)	1225(353)	0.88(0.21)
		Vert Post Region Inf		HR-pQCT	12.9(7.6)		270(42)	1055(260)	0.97(0.23)
(Cendre *et al.*, 1999)	Humain	Vertèbre Left	20	HRCT	17.7(5.65)		261.2(43.4)	1348.8(744.3)	0.67(0.17)
		Vertèbre Right	20	Histomorphométrie	5.49(2.25)		103.0(17.1)	2184.1(1384.3)	0.52(0.18)
		Vertèbre Rigth	20	HRCT	19.07(6.71)		262.3(29)	1335.1(832.8)	0.71(0.21)
(Nazarian *et al.*, 2006)	Humain	Vertèbres		μ-CT 34μm	5.605(1.183)	1.065(0.22)	146(10)		0.77(0.380)
(Vesterby *et al.*, 1991)	Humain	Vertèbre Lombaire		Histomorphométrie	13(2.9)		88(13)		

Ref	Espèce	Lieu	Nombre	Acquisition	BV/TV	BS/TV	Tb.Th	Tb.Sp	TB.N
(Yan *et al.*, 2011)	Humain	Vertèbres C5		μ-CT	25.4(2.3)	20.06(2.82)	101(14)	299(19)	2.518(0.136)
				μ-CT ROI 1mm^3	47.7(2.5)	17.5(3.38)	114(17)	177(2.6)	4.137(0.372)
				μ-CT ROI 2mm^3	33.8(2.5)	18.12(2.71)	113(17)	218(28)	3.060(0.38)
				μ-CT ROI 3mm^3	31.5(3.1)	18.7(3.15)	110(16)	235(25)	2.920(0.277)
				μ-CT ROI 4mm^3	30.5(2.6)	18.78(2.87)	110(14)	245(24)	2.840(0.264)
				μ-CT ROI 5mm^3	29.3(1.7)	19.13(2.74)	108(13)	258(22)	2.770(0.266)
				μ-CT ROI 6mm^3	27.3(1.7)	19.67(2.65)	103(10)	275(25)	2.655(0.264)
				μ-CT ROI 7mm^3	25.5(2.4)	19.96(2.62)	100(14)	295(17)	2.533(0.149)
				μ-CT ROI 8mm^3	25.3(2.2)	20.09(2.70)	100(14)	300(16)	2.508(0.131)
				μ-CT ROI 9mm^3	25.3(2.2)	20.12(2.8))	98(13)	300(22)	2.528(0.144)
				μ-CT ROI 10mm^3	25.8(2.6)	19.95(2.99)	107(16)	298(21)	2.553(0.134)
(Goldstein *et al.*, 1993)	Humain	Vertèbre L2		μ-CT	42(1.9)	15.95(1.36)	127(10)	173(18)	3.370(0.313)
(Homminga *et al.*, 2004)	Humain	Vertèbre		μ-CT	14		268	957	0.99
(Last, 2003)	Humain	Doigt	29	IRM	15(47)				
				μ-CT 10 μm	8.9(4.4)		80(20)	930(270)	
(Lai *et al.*, 2005)	Humain	Tibia Ultradistal Ant		μ-CT	7.6(4.5)	1.395(0.573)	125(30)	979(164)	1.023(0.148)
		Tibia Ultradistal Post		μ-CT	11.4(3.4)	1.828(0.298)	152(26)	870(77)	1.125(0.092)
(Boutroy *et al.*, 2005)	Humain	Tibia	15	HR-pQCT	14.9(2.4)		89(11)	510(68)	1.7(0.2)
		Radius	15	HR-pQCT	13.4(2.0)		76(8)	500(58)	1.7(0.2)
(Sornay-Rendu *et al.*, 2007)	Humain	Tibia	101	HR-pQCT	12.4(3.2)		87(20)	670(35)	1.46(0.34)
		Radius	101	HR-pQCT	10.8(3.2)		71(110)	633(210)	1.3(0.36)
(Pialat *et al.*, 2012)	Humain	Tibia/Radius	33	HR-pQCT	22.4(5)		72(12)	597(156)	1.56(0.30)
(Perilli *et al.*, 2008)	Humain	Fémur	35	μ-CT 19.5μm	24(NC)		125(29)	420(147)	1.93(0.43)
(Bevill *et al.*, 2006)	Humain	Tête Fémorale	21	μ-CT 40-60 μm	21(5)				
		Tibia proximal	7	μ-CT 40-60 μm	12(3)				
		Vertèbres	19	μ-CT 40-60 μm	10(4)				
		Grand trochanter	7	μ-CT 40-60 μm	11(3)				

Ref	Espèce	Lieu	Nombre	Acquisition	BV/TV	BS/TV	Tb.Th	Tb.Sp	TB.N
(Goulet *et al.*, 1994)	Humain	Tibia, Fémur, Crête iliaque, Radius, Humerus, Vertèbre	104	μ-CT 50-70	20(7)		140(20)	640(240)	1.39(0.32)
(Majumdar *et al.*, 1998)	Humain	Calcanéum	7	IRM	26(13)		140(20)	640(240)	1.39(0.32)
		Fémur distal	15	IRM	27(15)		200(70)	450(220)	1.47(0.37)
		Vertèbres	25	IRM	17(8)		170(20)	1110(700)	0.95(0.37)
		Fémur proxi	47	IRM	27(15)		190(40)	650(320)	1.29(0.39)
(Ulrich *et al.*, 1999)	Humain	Tête fémorale	58	μ-CT14 μm	20.67(5.19)	15.25(3.12)	172(29)	706(110)	1.42(0.21)
		Vertèbres lombaires	58	μ-CT14 μm	8.15(1.87)	23.37(2.56)	123(16)	800(133)	1.26(0.19)
		Crête illiaque	62	μ-CT 14 μm	15.22(5.11)	17.63(3.05)	150(27)	754(143)	1.39(0.24)
		Calcanéum	60	μ-CT 14 μm	11.65(3.33)	21.82(3.09)	127(17)	684(109)	1.45(0.20)
(Parkinson et Fazzalari, 2003)	Humain	8 sites	280	DXA	19(15.39)		154(87)	1210(899)	
		Fémur (sup à fovea)	56		22.8(11.6)		178(63)	676.5(303.5)	
		Fémur (inf à fovea		DXA	17.25(11.35)		153.5(59.5)	1056.5 (545.5)	
		Genou (Condyle fémoral)	25	DXA	18.45(7.55)		138.5(33.5)	6525.5(230.5)	
		Genou (Condyle tibial)	25	DXA	17.5(5.6)		151.5(32.5)	744(169)	
		Patella	25	DXA	26.65(6.75)		144.5(34.5)	441(120)	
		Vertèbre T12	29	DXA	10.4(5.9)		120.5(42.5)	833(615)	
		Vertèbre L1	29	DXA	10.75(7.15)		118(51)	1394(705)	
		Crête iliaque	33	DXA	18.2(11.5)		150(57)	949(495)	
(Guillen *et al.*, 2011)	Boeuf	Crête iliaque	15	μ-CT + MEB	25(7)		142(35)	807(213)	
(Garrison *et al.*, 2011)	Boeuf	Metaphyses	18	μ-CT 74μm	27(6)		187(38)	601(140)	1.532(0.261)
(Halgrin, 2009)	Boeuf	Côtes	32	μ-CT	20.25(3.72)		160 (21)	550(63)	1.23(0.14)
(Syahrom *et al.*, 2011)	Boeuf	Fémur	24	μ-CT 17 μm	61(24)		370(190)	1670(1110)	
(Verhulp, 2006)	Boeuf	Tibia proximal		μ-CT 36μm	30.4(6)				
(Teo *et al.*, 2006)	Porc	Vertèbres	38	μ-CT 14μm	21(5.8)		100(10)	350(60)	2.08(0.44)
(Mittra *et al.*, 2005)	Mouton	Fémur	46	μ-CT 34 μm	28(7)		190(50)	530(50)	1.70(0.13)

Ref	Espèce	Lieu	Nombre	Acquisition	BV/TV	BS/TV	Tb.Th	Tb.Sp	TB.N
(Fajardo et Müller, 2001)	Hylobates lar	Humérus		μ-CT 34μm	34		190		1.8
	Hylobates lar	Fémur		μ-CT	58		472		1.24
	Ateles paniscus	Humérus		μ-CT	29		182		1.58
	Ateles paniscus	Fémur		μ-CT	46		339		1.37
	Macaca Mulatta	Humérus		μ-CT	35		196		1.78
	Macaca Mulatta	Fémur		μ-CT	77		824		0.93
	Papio anubis	Humérus		μ-CT	35		167		2.10
	Papio anubis	Fémur		μ-CT	64		400		1.59
	Macaca Sp.	Humérus		μ-CT	30		201		
	Macaca Sp.	Fémur		μ-CT	40		284		

Ref	Espèce	Lieu	Nb.	Acquisition	Tb.Pf	FD	SMI
(Follet, 2002)	Humain	Calca. médial	8	IRM 78 μm		2.62(0.22)	
		Calca. latéral	8	IRM 78 μm		2.66(0.19)	
		Calca. médial	27	Tomo.40 μm		2.6(0.19)	
		Calca. latéral	27	Tomo. 40μm		2.59(0.18)	
(Viguet-Carrin *et al.*, 2010)	Humain	Vertèbre	51	CT 20 μm			1.77(0.49)
(Follet *et al.*, 2011)	Humain	Vertèbre	25	μ-CT			1.79(0.44)
(Homminga *et al.*, 2004)	Humain	Vertèbre		μ-CT			2.51
(Nazarian *et al.*, 2006)	Humain	Vertèbres		μ-CT 34μm			2.362(0.165)
(Wegrzyn *et al.*, 2010)	Humain	Corps Vert		HR-pQCT			2.61(0.53)
		Vert Antérieure		HR-pQCT			2.75(0.65)
		Vert Ant Region Sup		HR-pQCT			2.90(0.66)
		Vert Ant Region Milieu		HR-pQCT			2.47(0.75)
		Vert Ant Region Inf		HR-pQCT			2.91(0.69)
		Vert Postérieure		HR-pQCT			2.76(0.50)
		Vert Post Region Sup		HR-pQCT			3.09(0.41)
		Vert Post Region Milieu		HR-pQCT			2.21(0.72)
		Vert Post Region Inf		HR-pQCT			2.92(0.55)
(Lai *et al.*, 2005)	Humain	Tibia Ant		μ-CT			1.874(0.450)
		Tibia Post		μ-CT			1.579(0.635)
(Pialat *et al.*, 2012)	Humain	Tibia/Radius	33	HR-pQCT			2.15(0.41)
(Perilli *et al.*, 2008)	Humain	Fémur	35	μ-CT 19.5μm	$-0.37(1.84)$		
(Bruyère, 2000)	Humain	Calcanéum		Histomorphométrie		1.15(0.09)	
(Garrison *et al.*, 2011)	Boeuf	Metaphyses	18	μ-CT 74μm			0.44(0.64)
(Halgrin, 2009)	Boeuf	Côtes	32	μ-CT	3.66(1.27)	2.21(0.024)	1.18(0.21)
(Mittra *et al.*, 2005)	Mouton	Fémur	46	μ-CT 34 μm			0.12(0.69)

Ref	Espèce	Lieu	Nbre	Acquisition	MIL3	MIL2	MIL3	DA	VO	SVO
(Follet, 2002)	Humain	Calca. médial	17	Tomographie ($10\mu m$)	213(50)	150(30)	130(20)	1.629(0.148)		
		Calca. médial	19	Tomographie (78 μm)	193(40)	175(30)	158(30)			
		Calca. latéral	15	Tomographie($10\mu m$)	232(50)	163(30)	145(26)	1.58(0.11)		
		Calca. latéral	15	Tomographie (78μm)	183(30)	166(20)	149(20)			
(Bruyère, 2000)	Humain	Calcanéum		Histomorphométrie	126(27)		184(41)	1.5(0.3)		
(Viguet-Carrin *et al.*, 2010)	Humain	Vertèbre	51	CT 20 μm				1.68(0.20)		
(Follet *et al.*, 2011)	Humain	Vertèbre	25	μ-CT	7.5(2.3)				1.68(0.15)	
(Homminga *et al.*, 2004)	Humain	Vertèbre		μ-CT	0.31	0.33	0.36	1.15		
(Wegrzyn *et al.*, 2010)	Humain	Corps Vert		HR-pQCT				1.46(0.11)		
		Vert Antérieure		HR-pQCT				1.72(0.17)		
		Vert Ant Region Sup		HR-pQCT				1.72(0.19)		
		Vert Ant Region Milieu		HR-pQCT				1.72(0.21)		
		Vert Ant Region Inf		HR-pQCT				1.77(0.21)		
		Vert Postérieure		HR-pQCT				1.47(0.14)		
		Vert Post Region Sup		HR-pQCT				1.53(0.20)		
		Vert Post Region Milieu		HR-pQCT				1.40(0.16)		
		Vert Post Region Inf		HR-pQCT				1.48(0.17)		
(Nazarian *et al.*, 2006)	Humain	Vertèbres		μ-CT 34μm				1.67(0.15)		
(Lai *et al.*, 2005)	Humain	Tibia Ultradistal Ant		μ-CT				1.779(0.365)		
		Tibia Ultradistal Post		μ-CT				2.314(0.535)		
(Goulet *et al.*, 1994)	Humain	Tibia, Fémur, Crête iliaque, Radius, Humerus, Vertèbre	104	μ-CT 50-70	300(60)	260(40)	360(60)	1.65(0.29)		
(Ulrich *et al.*, 1999)	Humain	Tête fémorale	58	μ-CT14 μm				1.73(0.22)		
		Vertèbres lombaires	58	μ-CT14 μm				1.43(0.17)		
		Crête illiaque	62	μ-CT 14 μm				1.50(0.18)		
		Calcanéum	60	μ-CT 14 μm				1.74(0.15)		

Ref	Espèce	Lieu	Nbre	Acquisition	MIL3	MIL2	MIL3	DA	VO	SVO
(Garrison *et al.*, 2011)	Boeuf	Metaphyses	18	μ-CT 74μm				2.223(0.289)		
(Halgrin, 2009)	Boeuf	Côtes	32	μ-CT	20.25(3.72)	410(84)	350(63)	1.35(0.74)		
(Teo *et al.*, 2006)	Porc	Vertèbres	38	μ-CT 14μm	21(5.8)					
(Mittra *et al.*, 2005)	Mouton	Fémur	46	μ-CT 34 μm				1.90(0.18)		
(Fajardo et Müller, 2001)	Hylobates	Humérus		μ-CT 34μm				1.12		
	Hylobates	Fémur		μ-CT				1.35		
	Ateles	Humérus		μ-CT				1.18		
	Ateles	Fémur		μ-CT				1.47		
	Macaca	Humérus		μ-CT				1.44		
	Macaca	Fémur		μ-CT				1.78		
	Papio	Humérus		μ-CT				1.28		
	Papio	Fémur		μ-CT				1.62		

Comportement mécanique de l'os spongieux à différentes vitesses de déformation. Relations entre architecture et réponse mécanique.

RÉSUMÉ : Afin de développer des moyens de protection et de prévention adaptés aux personnes et à leurs activités, ces travaux de thèse contribuent à la compréhension des mécanismes de rupture sous différentes vitesses de chargement. Le comportement de l'os spongieux bovins, non confiné, avec moelle, a été étudié sur 8 niveaux de vitesse de déformation, du régime quasi-statique (10^{-3} /s) au régime dynamique (600 /s). Pour cela, des techniques expérimentales de compression interrompue ont été développées. La caractérisation architecturale micro-CT pré-compression a ensuite mis en évidence les paramètres de description architecturale pertinents ainsi que le rôle de cette organisation dans le comportement de l'os spongieux sous différents régimes de sollicitation. Associé à l'imagerie micro-CT post compression, les faciès de rupture ont été observés. Malgré la base de données expérimentales (127 échantillons), toutes les configurations architecturales présentes chez un être vivant n'ont pas pu être testées. Un premier générateur d'architecture a alors été développé, permettant de créer numériquement des structures osseuses. S'affranchissant du caractère destructif des essais et de la dépendance vis-à-vis des échantillons, cet outil contribue à la compréhension des mécanismes de fracture de l'os spongieux sur une grande plage de vitesses de déformations. Les fondations nécessaires à la validation d'un tel modèle en utilisant la méthode des éléments discrets s'inscrivent enfin comme perspectives immédiates de ces travaux.

Mots clés : Os spongieux, effet vitesse, régime intermédiaire, régime dynamique, essais interrompus, fracture, microstructure, générateur d'architecture.

Mechanical behavior of cancellous bone over different strain rates. Links between architecture and mechanical response.

ABSTRACT: In order to develop means of protection and prevention for people and their activities, this PhD manuscript contributes towards understanding failure mechanisms under different loading rates. The behavior of cancellous bovine bones, unconfined, with marrow, has been studied over a range of 8 strain rates, from quasi-static (10^{-3} /s) to dynamic (600 /s) regimes. For the latter, specific interrupted compression experimental techniques were developed. The pre-compression micro-CT architectural characterization highlighted relevant architectural parameters and the role this organization may have in the behavior of cancellous bone under different regimes. The fracture surfaces of the specimen were observed by post compression micro-CT imaging. Despite the large experimental data base (127 samples), all possible architectural configurations present in individuals could not be tested. A first architectural generator was then developed to digitally create bone structures. Whilst avoiding the destructive nature of the test and the dependence of the samples, this tool contributes to the understanding of the fracture mechanisms of cancellous bone over a large range of strain rates. Finally, the immediate prospects for this work include the validation of the architectural generator using the discrete element method.

Keywords : Cancellous bone, strain rate effect, intermediate regime, dynamic regime, interrupted tests, fracture, microstructure, architecture generator.

ARTS ET MÉTIERS ParisTech

ParisTech INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES PARIS INSTITUTE OF TECHNOLOGY