



HAL
open science

Influence des paramètres architecturaux sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire

Julien Halgrin

► **To cite this version:**

Julien Halgrin. Influence des paramètres architecturaux sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire. Sciences du Vivant [q-bio]. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis, 2009. Français. NNT: . tel-00494612

HAL Id: tel-00494612

<https://theses.hal.science/tel-00494612>

Submitted on 23 Jun 2010

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.



UMR CNRS-UVHC 8530

N° ordre : 09/39

Année 2009



THÈSE
présentée à
l'Université de Valenciennes
et du Hainaut Cambrésis



En vue de l'obtention d'un
DOCTORAT EN GÉNIE MÉCANIQUE

par

Julien HALGRIN

**INFLUENCE
DES PARAMETRES ARCHITECTURAUX
SUR LE COMPORTEMENT MECANIQUE DE
L'OS TRABECULAIRE**

Sous la direction d'Eric MARKIEWICZ

Soutenue le 30 novembre 2009 devant le jury composé de :

P. CHABRAND	Professeur, Université de la Méditerranée, Marseille	Président
T. HOC	Professeur, Ecole Centrale, Lyon	Rapporteur
D. MITTON	Directeur de Recherche, INRETS, Bron	Rapporteur
C. FONTAINE	Professeur et Praticien Hospitalier, Faculté de Médecine, Lille	Examineur
F. CHAARI	Maître de conférences, UVHC, Valenciennes	Examineur
E. MARKIEWICZ	Professeur, UVHC, Valenciennes	Examineur

A Caroline,

Remerciements

Ce mémoire est la concrétisation d'un travail de 3 ans réalisé au Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatiques industrielles et Humaines de Valenciennes. Si une thèse de doctorat est avant un tout un travail personnel, elle est également une source d'échanges avec les nombreuses personnes rencontrées aux cours de ces années. A ce titre, je souhaite remercier :

Monsieur le Professeur **Eric MARKIEWICZ**, de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, directeur du laboratoire mais surtout mon directeur de thèse, pour l'attention qu'il a pu m'accorder et sa grande disponibilité malgré ses obligations. Sa rigueur scientifique et la pertinence de ses questions ont grandement contribué à l'aboutissement de ma thèse. Eric trouve ici l'expression de ma sincère reconnaissance.

Monsieur le maître de conférences **Fahmi CHAARI**, de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, co-encadrant de cette thèse, pour son implication totale dans cette thèse. Fahmi, ta confiance et ta sympathie ont largement contribué à mon épanouissement professionnel. J'ai été honoré d'être le « premier thésard » de ta carrière.

Monsieur le professeur **Thierry HOC**, de l'école Centrale de Lyon et Monsieur le directeur de Recherche **David MITTON**, de l'INRETS, pour l'honneur qu'ils me font de juger ma thèse.

Monsieur le Professeur **Patrick CHABRAND**, de l'Université de la Méditerranée et Monsieur le Professeur **Christian FONTAINE** de la Faculté de Médecine de Lille, pour avoir accepté de prendre part à mon jury.

Monsieur le Professeur **Pascal DRAZETIC**, de l'université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis pour l'attention qu'il a apporté à mes travaux et ses nombreux conseils.

Messieurs **Rémi DELILLE**, **Grégory HAUGOU**, **Denis LESUEUR**, **Hervé MORVAN** et **Frédéric ROBACHE**, mes collègues de travail, qui m'ont fait part de leur expérience et sans qui l'ambiance de travail n'aurait pas été la même.

Mes collègues, **Cédric HUBERT**, **Frédéric SOULIE**, **David MORIN**, **Olivier MAYEUR**, **Jamila RAHMOUN**, **Audrey HAULT-DUBRULLE**, **Julien BROCAIL**, **Damien MAIRESSE**, **Fabrice EPEE** et tous ceux que je n'ai pas cité, pour nos nombreux moments de détente et de réflexions favorables à l'avancé de la recherche.

Mesdames, **Marie DESSAINT** et **Catherine FOUCART**, pour leur aide administrative mais surtout pour leur amitié.

Caroline, ma femme ... qui m'a aidé, dans les moments difficiles, à porter à bout de bras cette thèse. Ta présence et ton affection ont largement contribué à mon équilibre durant ces trois ans.

Ma famille, sans qui je n'aurai pu arriver là, qui a cru en moi et qui m'a soutenu durant toutes ces années.

Tous ceux que j'ai oublié et dont j'ai croisé la route, ici et là.

Enfin, mes bouchers, ils se reconnaîtront...sans qui cette thèse n'aurait pas pu être menée.

Sommaire

Introduction	1
Chapitre I - Etat de l'art	5
1. La biomécanique des chocs	5
1.1. Les lésions osseuses	5
1.2. Représentation physique de l'être humain : les mannequins de choc	6
1.3. Représentation virtuelle de l'être humain : les modèles Éléments Finis	7
1.3.1. Les modèles <i>Eléments Finis</i> complets.....	7
1.3.2. Les modèles <i>Eléments Finis</i> de segments anatomiques.....	8
1.4. Bilan	10
2. L'os trabéculaire : un matériau cellulaire	11
2.1. L'architecture.....	11
2.2. Le comportement mécanique	12
3. Caractérisation expérimentale de l'os spongieux	15
3.1. Matériels et méthodes.....	15
3.1.1. <i>Préparations des échantillons</i>	15
3.1.2. <i>Mesures densitométriques</i>	18
3.1.3. <i>Moyens de caractérisation mécanique</i>	19
3.1.4. <i>Conditions d'essais</i>	21
3.2. Résultats	22
3.2.1. <i>Propriétés densitométriques</i>	22
3.2.2. <i>Comportement mécanique : analogie avec les matériaux cellulaires</i>	23
3.2.3. <i>Propriétés mécaniques</i>	23
3.2.4. <i>Dépendance des paramètres mécaniques</i>	25
4. Caractérisation architecturale de l'os spongieux	27
4.1. Matériels et méthodes.....	27
4.1.1. <i>L'imagerie</i>	27
4.1.2. <i>Traitement des images : La binarisation</i>	30
4.1.3. <i>Paramètres architecturaux</i>	31
4.2. Résultats	36
4.2.1. <i>Valeurs bibliographiques de propriétés architecturales</i>	36
4.2.2. <i>Dépendance des paramètres architecturaux</i>	37
5. Modélisation de l'os spongieux	38
5.1. Modélisation analytique de structures idéalisées	40
5.2. Modélisation Éléments Finis de structures idéalisées	41
5.3. Modélisation Éléments Finis de structures réelles	42
5.3.1. <i>Modélisation en éléments hexaédriques</i>	43
5.3.2. <i>Modélisation en éléments tétraédriques</i>	45
5.3.3. <i>Modélisation en éléments poutres</i>	47
6. Effets de l'architecture sur les propriétés mécaniques	48
6.1. Influence des propriétés densitométriques	48
6.2. Influence des paramètres architecturaux obtenus par imagerie.....	50
7. Conclusions	52

Chapitre II - Caractérisation expérimentale de l'os spongieux.55

1. Matériels et méthodes.....	55
1.1. Segment anatomique étudié	55
1.2. Conservation	56
1.3. Préparation des échantillons	56
1.3.1. Prélèvement	56
1.3.2. Extraction de la moelle osseuse	58
1.2. Caractérisation des échantillons	59
1.2.1. Propriétés géométriques et densitométriques.....	59
1.2.2. Propriétés architecturales.....	59
1.2.3. Propriétés mécaniques.....	61
2. Résultats	62
2.1. Propriétés géométriques et densitométriques	63
2.1.1. Dimensions des échantillons.....	63
2.1.2. Propriétés densitométriques.....	63
2.2. Propriétés architecturales	65
2.3. Propriétés mécaniques	66
2.3.1. Comportement mécanique de l'os trabéculaire	66
2.3.2. Variables intrinsèques à l'os trabéculaire.....	68
2.3.3. Influence des conditions expérimentales	76
2.3.4. Corrélations des paramètres mécaniques	83
3. Conclusions	86

Chapitre III - Caractérisation numérique de l'os spongieux.....89

1. Matériels et méthodes.....	89
1.1. Caractérisation architecturale par micro-tomographie	89
1.1.1. Traitement des données.....	89
1.1.2. Caractérisation architecturale.....	93
1.2. Modélisation Eléments Finis	94
1.2.1. Modélisation micro Eléments Finis (μ EF) simplifiée	94
1.2.2. Conditions de simulations	98
1.2.3. Caractérisation numérique par Eléments Finis	100
2. Résultats	102
2.1. Propriétés architecturales	102
2.1.1. Caractéristiques de la population étudiée	102
2.1.2. Influence des variations inter et intra-individuelles	104
2.1.3. Corrélations des paramètres architecturaux	105
2.1.4. Sensibilité des paramètres architecturaux	106
2.2. Modélisations Eléments Finis.....	110
2.2.1. Conditions de simulation	111
2.2.2. Evaluation de la modélisation micro Eléments Finis simplifiée.....	117
2.2.3. Variables intrinsèques à l'os spongieux	119
3. Conclusions	123

Chapitre IV - Effets architecturaux sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire..... 125

1. Effets architecturaux sur la cinématique de déformation	125
1.1. Déformation de l'architecture trabéculaire	125
1.1.1. <i>Matériels et méthodes</i>	125
1.1.2. <i>Résultats</i>	127
1.2. Prédiction du plan de cisaillement	131
1.2.1. <i>Matériels et méthodes</i>	131
1.2.2. <i>Résultats</i>	133
2. Effets architecturaux sur les réponses mécaniques expérimentales	142
2.1. Influence des variabilités architecturales inter et intra-individuelles sur le comportement mécanique de l'os spongieux	142
2.2. Corrélations entre les propriétés mécaniques et les propriétés architecturales.....	144
2.3. Evolution des propriétés mécaniques en fonction des propriétés architecturales....	145
3. Effets architecturaux sur les réponses mécaniques numériques	148
3.1. Identification d'un Volume Élémentaire Représentatif de l'os spongieux.....	148
3.2. Influence des paramètres architecturaux sur les propriétés élastiques obtenues par Eléments Finis	150
3.2.1. <i>Effets de la densité relative</i>	150
3.2.2. <i>Effets des longueurs moyennes d'interception</i>	152
3.2.3. <i>Prédiction du module apparent</i>	154
4. Conclusions.....	158

Conclusions et perspectives..... 161

Références Bibliographiques..... 167

Annexes..... 179

A.1 - Rappels d'anatomie : le squelette	179
A.2 - Codages des lésions : l'échelle AIS	182
A.3 - Les mannequins de chocs.....	184
A.4 - Les principaux modèles virtuels complets de l'être humain.....	187
A.5 - Modélisations EF de différentes localités anatomiques	190
A.6 - Caractérisation en compression de l'os spongieux.....	193
A.7 - Caractérisation du tissu constitutif des travées.....	197
A.8 - Modélisations Eléments Finis de l'os trabéculaire	198
A.9 - L'analyse statistique	199
A.10 - Identification d'un Volume Élémentaire Représentatif de L'os spongieux	203

Liste des figures

Figure I.1 - les différents types de fracture.	6
Figure I.2 - les différentes géométries d'architectures cellulaires.	12
Figure I.3 - courbe classique de compression d'un matériau cellulaire d'après [GIB05].	13
Figure I.4 - influence de la densité relative sur le comportement mécanique d'une mousse de polyuréthane d'après [YOU05].	14
Figure I.5 - courbes de compression d'un matériau dense et de son matériau cellulaire équivalent d'après [LAR02].	14
Figure I.6 - courbes classiques de compression d'après [GIB97].	23
Figure I.7 - principe de la méthode de reconstruction par tomographie.	28
Figure I.8 - les différentes configurations de tomographe d'après [BLO].	29
Figure I.9 - binarisation d'une image d'os trabéculaire.	30
Figure I.10 - principe de calcul du MIL d'après [ODG97].	33
Figure I.11 - principe de calcul du VO d'après [ODG97].	35
Figure I.12 - principe de calcul du SVD d'après [ODG97].	35
Figure I.13 - modélisation macromécanique d'une mousse d'aluminium basée sur une distribution aléatoire de la densité relative d'après [BLA03].	39
Figure I.14 - méthode d'homogénéisation du tissu osseux d'après [HEL05].	40
Figure I.15 - modélisations élémentaires de l'os spongieux d'après [GIB97].	40
Figure I.16 - géométries des unités cellulaires proposées par la théorie des matériaux cellulaires d'après [GIB97].	41
Figure I.17 - modélisation EF idéalisée d'après [JEN90].	41
Figure I.18 - modélisation EF idéalisée avec prise en compte des variations d'épaisseurs trabéculaires d'après [YEH99].	42
Figure I.19 - modélisation EF idéalisée d'une structure trabéculaire avec perturbation du maillage selon le diagramme de Voronoi d'après [SIL97].	42
Figure I.20 - modélisation hexaédrique d'une architecture trabéculaire d'après [ULR98].	43
Figure I.21 - influence de la résolution d'acquisition sur les valeurs de déformation et de contraintes.	44
Figure I.22 - architecture trabéculaire modélisation en éléments hexaédriques.	45
Figure I.23 - modélisation tétraédrique d'une architecture trabéculaire d'après [ULR98].	46
Figure I.24 - principe du VOMAC d'après [MUL95].	46
Figure I.25 - modélisation en éléments poutres d'une architecture trabéculaire d'après [STA06].	47
Figure II.1 - description d'une côte d'après H. Gray (1918).	56
Figure II.2 - protocole d'extraction d'échantillons cylindriques : « carottage » d'une côte.	57
Figure II.3 - protocole d'extraction d'échantillons cylindriques : suppression des couches d'os cortical.	57
Figure II.4 - protocole d'extraction d'échantillons cubiques.	58
Figure II.5 - contrôle de l'extraction de la moelle d'un échantillon cubique de 8 mm de côté.	59
Figure II.6 - principe de fonctionnement du micro-tomographe SKYSCAN 1172.	60
Figure II.7 - orientation des échantillons cubiques par rapport à une côte.	61
Figure II.8 - courbe caractéristique du comportement mécanique d'un échantillon d'os spongieux.	62
Figure II.9 - géométries des porosités d'échantillons d'os spongieux.	65

Figure II.10 - comportement mécanique typique de l'os spongieux sous chargement en compression avec observation de la cinématique de déformation.	66
Figure II.11 - comportement mécanique de l'ensemble des échantillons inclus dans la campagne expérimentale (111 échantillons).....	67
Figure II.12 - comportements mécaniques d'échantillons à grandes porosités (24 spécimens) et d'échantillons à petites porosités (87 spécimens).	68
Figure II.13 - comportements mécaniques d'échantillons à petites porosités dégraissés (65 spécimens) et non dégraissés (22 spécimens).....	70
Figure II.14 - comportements mécaniques moyens d'échantillons cubiques à petites porosités dégraissés de 7 mm de côté, 8 mm de côté et 9 mm de côté.	71
Figure II.15 - comportements mécaniques de 4 échantillons cubiques jusqu'à 2% de déformation suivant les directions X, Y et Z.	73
Figure II.16 - comportements mécaniques moyens d'échantillons cubiques extraits de 11 sujets différents.	74
Figure II.17 - influence des conditions limites sur le comportement mécanique en petites déformations d'un échantillon d'os spongieux (échantillon 1).	77
Figure II.18 - influence des conditions limites sur le comportement mécanique en petites déformations d'un échantillon d'os spongieux (échantillon 2).	78
Figure II.19 - comportements mécaniques d'échantillons cubiques et cylindriques à petites porosités non dégraissés.	79
Figure II.20 - comportements mécaniques d'échantillons cubiques et cylindriques à petites porosités dégraissés.	80
Figure II.21 - influence de la vitesse de sollicitation sur le comportement mécanique de l'os spongieux... ..	82
Figure II.22 - modèle de régression linéaire corrélant la contrainte maximale au module apparent pour des échantillons à petites porosités dégraissés.	84
Figure II.23 - modèle de régression linéaire corrélant la contrainte moyenne à la contrainte maximale pour des échantillons à petites porosités dégraissés.	85
Figure II.24 - boîtes de dispersions caractéristiques des principales propriétés mécaniques de l'os spongieux.	87
Figure III.1 - exemple de coupes successives d'un échantillon d'os spongieux.	89
Figure III.2 - caractéristique d'une image tomographique.	90
Figure III.3 - binarisation par la méthode d'Otsu d'une architecture spongieuse (2D).	92
Figure III.4 - pixels isolés au sein d'une phase.	92
Figure III.5 - lissage des images.	93
Figure III.6 - modèle Eléments Finis d'un échantillon de 5 mm de côté (760 264 nœuds - 894 423 éléments).	95
Figure III.7 - principe de groupements des voxels.	95
Figure III.8 - exemple d'un groupement classique de 8 voxels.	95
Figure III.9 - exemple d'application du critère de groupement (nbmin=5) sur une travée osseuse.	96
Figure III.10 - maillages hexaédriques d'une même architecture pour différentes conditions de groupement.	97
Figure III.11 - modèle équivalent physique en ABS.	101

Figure III.12 - modèle équivalent numérique en éléments tétraédriques.	101
Figure III.13 - modèle équivalent numérique en éléments hexaédriques sans groupement des voxels. ...	102
Figure III.14 - ellipsoïde caractéristique de l'orientation du réseau trabéculaire.	103
Figure III.15 - influence du seuil sur la description du réseau trabéculaire.	107
Figure III.16 - influence du seuil sur les paramètres architecturaux.	107
Figure III.17 - réduction du volume d'intérêt en vue d'une caractérisation architecturale.	109
Figure III.18 - évolution des paramètres architecturaux pour différentes dimensions du volume d'intérêt.	109
Figure III.19 - évolution des paramètres architecturaux pour différentes dimensions du volume d'intérêt.	110
Figure III.20 - influence du groupement des voxels sur la discrétisation d'une architecture.	111
Figure III.21 - influence du groupement des voxels sur la réponse mécanique.	112
Figure III.22 - influence du seuil sur la réponse en compression.	113
Figure III.23 - effets du coefficient de frottement entre les plateaux de compression et l'échantillon.	114
Figure III.24 - extraction d'un échantillon cylindrique à partir de données tomographiques.	115
Figure III.25 - influence de la géométrie du spécimen sur la réponse mécanique.	116
Figure III.26 - comparaison des réponses mécaniques de différents modèles d'une même architecture.	118
Figure III.27 - chargement d'une modélisation μ EF d'os spongieux dans chacune des directions principales.	119
Figure III.28 - réponses élastiques moyennes dans chacune des directions principales de 4 modèles EF.	120
Figure III.29 - variation du module apparent d'un échantillon pour différents volumes de matière considérés dans les trois directions principales (ech5).	122
Figure IV.1 - cellule de compression pour acquisition in situ de l'architecture trabéculaire sous chargement.	125
Figure IV.2 - réponses élastiques d'une même architecture pour différents pourcentages de déformation.	127
Figure IV.3 - séparation d'un échantillon en deux parties distinctes.	129
Figure IV.4 - déplacements relatifs moyens des travées pour différents pourcentages de déformation d'un même échantillon.	130
Figure IV.5 - données tomographiques d'un même échantillon dans chacune des directions principales.	131
Figure IV.6 - dispersions des densités relatives spécifiques d'un échantillon dans chacune des directions principales.	132
Figure IV.7 - exemple de plan de cisaillement prédit (BV/TV=24,07%).	133
Figure IV.8 – échantillon à grandes porosités servant à l'évaluation de la méthodologie de prédiction des plans de cisaillement.	133
Figure IV.9 - dispersions des densités relatives spécifiques de l'échantillon ayant servis à l'évaluation de la modélisation EF, dans chacune des directions principales (BV/TV=29,39%).	134
Figure IV.10 - dispersions des densités relatives spécifiques d'un échantillon à petites porosités, dans chacune des directions principales (BV/TV=29,39%).	138
Figure IV.11 - influences des paramètres architecturaux sur le module apparent.	146

Figure IV.12 - influences de paramètres architecturaux sur la contrainte maximale apparente.	146
Figure IV.13 - influences de paramètres architecturaux sur la contrainte moyenne apparente.	147
Figure IV.14 - influences de paramètres architecturaux sur l'énergie spécifique.	147
Figure IV.15 - évolution des paramètres architecturaux et des propriétés mécaniques pour différentes dimensions du volume d'intérêt.	149
Figure IV.16 - influence de la densité relative d'un échantillon d'os spongieux sur sa réponse mécanique.	151
Figure IV.17 - influence de la densité relative sur le module apparent.	151
Figure IV.18 - influence de la densité relative sur le module apparent de différents échantillons.	152
Figure IV.19 - ellipsoïde caractéristique de l'orientation du réseau trabéculaire et réponses mécaniques associées à chacune des directions principales (X,Y et Z).	153
Figure IV.20 - influence des longueurs moyennes d'interception sur les modules apparents déterminés dans les directions principales (i=1,2 ou 3).	153
Figure IV.21 - influence des variabilités inter et intra-individuelles sur les dispersions de modules apparents (i=X, Y, Z et j=1, 2, 3).	155
Figure 1 - modèle de comportement élasto-plastique de l'os trabéculaire.	164

Liste des tableaux

Tableau I.1 - densités apparentes et densités minérales de l'os spongieux.	22
Tableau I.2 - corrélations reliant les caractéristiques mécaniques de l'os spongieux.	26
Tableau I.3 - formules pour la détermination des paramètres trabéculaires [PAR87].	31
Tableau I.4 - paramètres trabéculaires extraits de la littérature.	37
Tableau I.5 - relations entre propriétés mécaniques et mesures densitométriques.	49
Tableau II.1 - propriétés géométriques des échantillons cylindriques.	63
Tableau II.2 - propriétés géométriques des échantillons cubiques.	63
Tableau II.3 - propriétés densitométriques des échantillons dégraissés.	64
Tableau II.4 - propriétés densitométriques des échantillons non dégraissés.	64
Tableau II.5 - propriétés mécaniques identifiées pour l'ensemble des échantillons testés.	67
Tableau II.6 - propriétés mécaniques identifiées pour des échantillons à petites porosités.	68
Tableau II.7 - propriétés mécaniques identifiées pour des échantillons à grandes porosités.	68
Tableau II.8 - propriétés mécaniques identifiées pour des échantillons à petites porosités dégraissés.	70
Tableau II.9 - propriétés mécaniques identifiées pour des échantillons à petites porosités non dégraissés.	70
Tableau II.10 - propriétés mécaniques identifiées pour une taille d'échantillon à petites porosités dégraissé de 7 mm de côté.	72
Tableau II.11 - propriétés mécaniques identifiées pour une taille d'échantillon à petites porosités dégraissé de 8 mm de côté.	72
Tableau II.12 - propriétés mécaniques identifiées pour une taille d'échantillon à petites porosités dégraissé de 9 mm de côté.	72
Tableau II.13 - modules apparents identifiés dans chacune des 3 directions principales.	74
Tableau II.14 - propriétés mécaniques identifiées pour chacun des 11 sujets testés.	75
Tableau II.15 - conditions d'essais en vue de caractériser la contribution des conditions limites sur les propriétés mécaniques mesurées.	77
Tableau II.16 - propriétés mécaniques identifiées pour différentes conditions limites (1 ^{ère} échantillon).	78
Tableau II.17 - propriétés mécaniques identifiées pour différentes conditions limites (deuxième échantillon).	79
Tableau II.18 - propriétés mécaniques identifiées à partir d'échantillons cylindriques non dégraissés.	80
Tableau II.19 - propriétés mécaniques identifiées à partir d'échantillons cubiques non dégraissés.	80
Tableau II.20 - propriétés mécaniques identifiées à partir d'échantillons cylindriques dégraissés.	81
Tableau II.21 - propriétés mécaniques identifiées à partir d'échantillons cubiques dégraissés.	81
Tableau II.22 - modules apparents mesurés pour différentes vitesses de sollicitations et différents moyens d'essais.	82
Tableau II.23 - matrice des coefficients de corrélation de Spearman entre les paramètres mécaniques extraits de la campagne expérimentale sur des échantillons à petites porosités dégraissés.	83
Tableau III.1 - paramètres morphologiques et topologiques extraits par micro-tomographie.	93
Tableau III.2 - variation de masse introduite par la condition de groupement.	96
Tableau III.3 - propriétés morphologiques et topologiques caractéristiques de l'os spongieux.	103
Tableau III.4 - propriétés architecturales identifiées pour chacun des 6 sujets inclus dans cette étude ...	104

Tableau III.5 - matrice des coefficients de corrélations de Spearman entre les paramètres architecturaux.....	105
Tableau III.6 - seuils de segmentation appliqués sur différents échantillons.....	107
Tableau III.7 - influence du critère de groupement des voxels sur le nombre d'éléments générés.....	111
Tableau III.8 - variations du coefficient de frottement aux interfaces échantillon/plateaux.....	114
Tableau III.9 - spécificités géométriques d'un échantillon cylindrique et d'un échantillon cubique à l'organisation architecturale identique.....	115
Tableau III.10 - évolution du champ de contraintes d'un échantillon cylindrique et d'un échantillon cubique à l'organisation architecturale identique.....	116
Tableau III.11 - évolution du champ de contraintes local le long d'une arête d'un échantillon cubique....	117
Tableau III.12 - cinématique de déformation de différents modèles d'une même architecture trabéculaire.....	118
Tableau III.13 - comparatif des modèles micro Eléments Finis.....	119
Tableau III.14 - modules apparents identifiés dans chacune des directions principales.....	120
Tableau III.15 - VER caractéristique d'un échantillon et de la direction de chargement.....	122
Tableau IV.1 - modèles CAO d'un échantillon d'os spongieux à différents pourcentages de déformation.....	126
Tableau IV.2 - déplacements relatifs des travées pour différents pourcentages de déformation d'une même architecture trabéculaire (vue globale).....	128
Tableau IV.3 - déplacement relatif des travées pour différents pourcentages de déformation d'une même architecture trabéculaire (vue locale).....	129
Tableau IV.4 - comparaison des plans de cisaillement observés numériquement et des plans faibles prédits.....	135
Tableau IV.5 - comparaison des plans de cisaillement observés numériquement et des plans faibles prédits pour un échantillon à petites porosités.....	139
Tableau IV.6 - propriétés architecturales de 5 sujets distincts.....	142
Tableau IV.7 - propriétés mécaniques identifiées pour ces 5 mêmes sujets.....	143
Tableau IV.8 - matrice des coefficients de corrélations de Spearman entre les paramètres architecturaux et les propriétés mécaniques.....	144
Tableau IV.9 - comparaison des modules apparents déterminés analytiquement (équation 59) et des modules mesurés expérimentalement.....	156
Tableau IV.10 - relations bibliographiques permettant de prédire le module apparent.....	157
Tableau IV.11 - validité de la relation proposée par rapport à l'existant.....	157

Liste des abréviations

Propriétés caractéristiques (unité conventionnelle)

h_{app}	Hauteur de l'échantillon (mm)
a	Dimension de l'échantillon dans la direction X (mm)
b	Dimension de l'échantillon dans la direction Y (mm)
\varnothing_{app}	Diamètre apparent de l'échantillon (mm)
S_{app}	Section apparente de l'échantillon (mm ²)
L_{app}	Longueur apparente de l'éprouvette avant déformation (mm)
ΔL	Longueur d'écrasement au temps courant (mm)
L_0	Longueur de l'éprouvette avant déformation (mm)
C_f	Coefficient de frottement (-)
d_r	Densité relative (-)
d_{app}	Densité apparente (-)
d	Densité réelle (-)
f	Fraction de vide ou porosité (-)
d_m	Densité minérale (-)
ρ_v	Masse volumique (kg/m ³)
ρ_{app}	Masse volumique apparente (kg/m ³)
ρ_m	Masse volumique minérale (kg/m ³)
m_{ech}	Masse de l'échantillon dans l'air (kg)
V_{ech}	Volume apparent de l'échantillon (m ³)
ρ_{eau}	Masse volumique de l'eau (1000kg/m ³)
m_{eau}	Masse de l'échantillon dans l'eau (kg)
m_{cend}	Masse de cendre après calcination (kg)

Propriétés mécaniques (unité conventionnelle)

$\dot{\epsilon}$	Vitesse de déformation (s ⁻¹)
σ	Contrainte conventionnelle (MPa)
ϵ	Déformation conventionnelle (-)
σ_{max}/σ_y	Contrainte maximale/limite élastique (MPa)
ϵ_{max}	Déformation maximale (-)
σ_{rupt}	Contrainte à rupture (MPa)
ϵ_{rupt}	Déformation à rupture (-)
ν	Coefficient de Poisson (-)
v	Vitesse d'essai (m/s)
F	Effort de compression au temps courant (N)
σ_{app}	Contrainte conventionnelle déterminée à partir de la section apparente de l'échantillon / contrainte apparente (MPa)
ϵ_{app}	Déformation conventionnelle déterminée à partir de la section apparente de l'échantillon / déformation apparente (-)
E	Module de Young (MPa)
E_{app}	Module apparent (MPa)
E_t	Module tangent (MPa)
G	Module de Cisaillement (MPa)
K	Module de Compressibilité (MPa)
$\sigma_{max}(app)$	Contrainte maximale apparente (MPa)
$\epsilon_{max}(app)$	Déformation maximale apparente (MPa)
$\sigma_{moy}(app)$	Contrainte moyenne apparente (MPa)
ω	Energie absorbée (J)
ω_{vol}	Energie absorbée par unité de volume ou énergie spécifique (J/m ³)
E_{dens}	Module de densification (MPa)
ϵ_{dens}	Déformation avant densification (-)

Propriétés architecturales (unité conventionnelle)

BV	Volume d'os (mm ³)
BS	Surface d'os (mm ²)
TV	Volume apparent de l'échantillon (mm ³)
Tb.Th ou Tb.Dm	Epaisseur de travées (mm)
Tb.N	Nombre de travées (mm ⁻¹)
Tb.Sp	Distance de séparation des travées (mm)
X	Caractéristique d'Euler-Poincaré (-)
β_i	Nombre de Betti d'ordre i (-)
Tb.Pf	Facteur de répartition trabéculaire (mm ⁻¹)
SMI	Structure Model Index (-)
MIL	Longueur moyenne d'interception (mm)
VO	Volume orientation (mm ³)
SVD	Star volume Distribution (mm ³)
DA	Degré d'anisotropie (-)
FD	Dimension fractale (-)
H, S ou V	Tenseur de Fabricque

Propriétés Eléments Finis

EF	Eléments Finis
μ EF	Micro Eléments Finis
nbmin	Nombre minimal de voxels nécessaire pour créer un élément
E_{nbmin}	Module apparent Eléments Finis déterminé à partir d'un groupement des voxels (MPa)
E_{app}^{num}	Module apparent Eléments Finis déterminé à partir d'un maillage voxel/élément (MPa)
ϵ_p^{max}	Limite de déformation maximale des éléments (%)
Δ_{masse}	Variation de masse introduite par le groupement des voxels (-)

Analyse statistique

N	Nombre d'échantillon
SD	Ecart-type
R ²	Coefficient de détermination
r	Coefficient de corrélation de Bravais-Pearson
ρ	Coefficient de corrélation de Spearman

Autres

LM	Direction latéromédiale
AP	Direction antéropostérieure
IS	Direction Inférosupérieure
HU	Unité Hounsfield
[REF]	Référence
τ	Seuil de segmentation
τ^*	Seuil de segmentation déterminé par la méthode d'Otsu
VER	VOLUME Elémentaire Représentatif
VOI	VOLUME d'Intérêt

Introduction

A travers le monde, des milliers de personnes sont chaque jour gravement blessées ou tuées des suites d'accidents sur la voie publique. Sur les 7 premiers mois de 2009, rien qu'en France, 2 397 personnes ont trouvé la mort et 48 799 personnes ont été blessées lors d'un accident de la route [OBS09]. Si le développement depuis les années 70 des infrastructures routières, associé à l'essor des nouvelles technologies ont permis de réduire significativement le nombre de tués sur nos routes, des efforts restent encore à fournir. Pour diminuer le nombre d'accidents et leurs coûts sociétaux, les pouvoirs publics se sont associés aux constructeurs automobiles afin de développer une politique globale de sécurité routière, organisée autour de 3 grands axes :

- La sécurité primaire visant à prévenir l'accident : elle analyse l'ensemble des causes techniques et comportementales qui ont amené à l'accident afin de l'éviter.
- La sécurité secondaire cherchant à minimiser les conséquences de l'accident à défaut de pouvoir l'éviter : elle s'axe avant tout sur l'amélioration de la sécurité des véhicules et des infrastructures.
- La sécurité tertiaire visant à optimiser les secours : elle permet d'intervenir efficacement après l'accident en facilitant l'accès aux blessés.

Dans le cadre de la sécurité secondaire qui intéresse les présents travaux de recherche, les constructeurs automobiles s'efforcent ainsi de développer des véhicules garantissant une sécurité accrue de leurs occupants et des autres usagers de la route. Pour y parvenir, les chercheurs s'efforcent notamment d'améliorer la conception des structures automobiles avec des choix de matériaux à hautes performances, afin d'accroître et d'améliorer leur capacité d'absorption du choc.

Toutefois pour adapter et améliorer les systèmes de sécurité, les chercheurs doivent préalablement quantifier le risque lésionnel encouru lors d'un choc. Ils ont donc régulièrement recouru à des crash tests avec des mannequins de choc. Pour des raisons évidentes de faisabilité et de coûts, les études menées ne peuvent être uniquement expérimentales. L'emploi de moyens numériques, par l'intermédiaire de modèles de structures et de mannequins virtuels, apparaît primordial pour déterminer les lésions engendrées des suites d'un choc. Le développement croissant des nouvelles technologies couplé à l'essor d'outils de calculs de plus en plus puissants ont permis d'accroître la représentativité de ces modèles. Néanmoins, des travaux restent à mener pour pouvoir rendre ces substituts les plus « bio fidèles » possibles. Le corps humain est ainsi constitué de nombreux tissus biologiques, dont les tissus osseux qui composent le squelette. En matière de risques lésionnels consécutifs à un accident de la voie publique, sans être exhaustif, les régions anatomiques à fort risque de décès ou de blessures graves (handicapantes) demeurent la tête et le thorax. Ces régions anatomiques incluent des tissus osseux dont la rupture peut engager le pronostic vital ; par exemple le détachement d'un volet osseux du crâne en partie interne perforant l'encéphale. Les os sont ainsi constitués de

deux types de tissus très distincts assemblés sous la forme d'un « sandwich » : l'os cortical et l'os spongieux. Les modèles virtuels actuels ne prennent pas ou très mal en compte la contribution mécanique réelle de ces tissus. La plupart ont recours à des lois homogénéisées du sandwich osseux. Or, contrairement à l'os cortical dont la structure est compacte et homogène, le tissu trabéculaire est formé d'un lacis tridimensionnel de spicules ou de trabécules de tissus osseux, ramifiés et anastomosés, délimitant un labyrinthe d'espaces inter-communicants occupés par des vaisseaux et de la moelle. Cette organisation structurale particulière, similaire à celle observée pour les matériaux cellulaires, confère à l'os spongieux des propriétés mécaniques intéressantes, difficilement prises en compte par les modèles de comportement homogénéisés. Toutefois, la définition d'une loi de comportement pour ce tissu s'avère difficile en raison d'importantes variations inter et intra-individuelles (âge, sexe, condition physique, hygiène de vie, génétique, calcification, densité et minéralisation). Le tissu spongieux est en effet un matériau en perpétuelle mutation. D'une part, il va s'adapter aux sollicitations mécaniques qu'il va rencontrer. D'autre part, sa structure va évoluer selon sa localisation dans le corps humain mais également au cours du temps avec un changement de masse durant la croissance des os, une décalcification avec l'âge ou encore une modification des propriétés mécaniques lors du remodelage osseux.

C'est dans cette thématique de recherche que s'inscrivent les travaux de ma thèse, et plus particulièrement dans l'identification du comportement mécanique de l'os trabéculaire afin d'améliorer la bio fidélité des modèles virtuels de l'être humain. Ces travaux se proposent d'améliorer notre compréhension du comportement de l'os trabéculaire, en déterminant l'influence des variations architecturales inter et intra-individuelles sur la réponse mécanique. Cette thèse s'articulera ainsi en quatre chapitres :

- Le premier chapitre dresse, dans une première partie, une description des tissus osseux aux différents échelles d'observation (échelle macroscopique, mésoscopique et microscopique) ainsi que leurs prises en compte dans les représentations actuelles de l'être humain. Dans la deuxième partie de ce chapitre, un état de l'art des différents travaux expérimentaux et numériques menés sur la caractérisation de l'os trabéculaire est présenté.
- Le deuxième chapitre s'intéresse à la caractérisation expérimentale d'échantillons d'os spongieux extraits de côtes de bœuf, sollicités en compression. Le protocole mis en place est tout d'abord détaillé et les résultats extraits de ces essais sont ensuite analysés afin d'identifier le comportement global (macroscopique) de l'os trabéculaire.
- Le troisième chapitre consiste en une caractérisation numérique des échantillons préalablement testés mécaniquement, réalisée à partir de la micro-tomographie à rayon X. Les principaux paramètres architecturaux caractéristiques de l'os trabéculaire sont ainsi identifiés et des modélisations micro Eléments Finis, représenta-

tives de cette architecture, sont développées afin de s'affranchir des variabilités inter et intra-individuelles.

- Finalement, le quatrième chapitre a pour objectif de caractériser l'influence de l'architecture trabéculaire sur les dispersions mécaniques usuellement rencontrées. Les effets architecturaux sont étudiés, d'une part, sur la cinématique de déformation des échantillons et d'autre part, sur les réponses mécaniques expérimentales et numériques obtenues aux cours de ces travaux.

La dernière partie de cette thèse dresse un bilan des résultats significatifs obtenus et propose des perspectives pour la poursuite de ces travaux.

Chapitre I - Etat de l’art

Le squelette est une architecture complexe caractérisable à différentes échelles (annexe A.1). Les représentations physiques ou numériques de l’être humain se doivent d’être suffisamment réalistes afin de prédire les mécanismes lésionnels observés lors de chocs automobiles et permettre l’amélioration des systèmes de protection. Toutefois, Leur manque de bio fidélité, notamment aux niveaux du squelette, nécessite l’amélioration des lois de comportement alimentant ces modèles.

Ce chapitre dresse un état de l’art des travaux expérimentaux et numériques entrepris pour la caractérisation du comportement mécanique des tissus osseux. Il en ressort que le comportement de l’os trabéculaire est très dispersif en raison des variations inter et intra-individuelles, et que peu de travaux expliquent le rôle de l’architecture sur ces dispersions.

1. La biomécanique des chocs

La biomécanique vise à explorer les propriétés mécaniques du corps humain et notamment celles du squelette lorsqu’il est soumis à des contraintes extérieures. La biomécanique des chocs s’intéresse aux réponses mécaniques de segments anatomiques ou du corps humain, suite à un impact ou à des champs d’accélération. Les travaux de recherche menés dans le cadre de la sécurité routière ont pour objectif d’identifier les mécanismes lésionnels et les traumatismes subis lors d’un choc, afin d’améliorer les représentations physiques et virtuelles de l’être humain. Les modèles développés sont utilisés pour la conception de systèmes de protection visant à améliorer la sécurité des personnes présentes sur la voie publique. Ils se doivent donc d’être le plus bio fidèle possible afin de retranscrire les lésions observées.

1.1. Les lésions osseuses

Lors d’un accident de la route, les interactions du corps humain avec son environnement extérieur (habitacle, éléments de sécurités (airbag, ceinture), carrosserie (choc piéton)...) sont à l’origine de lésions osseuses importantes. Selon une étude menée par l’Organisation Mondiale de la Santé [OMS04], les fractures traumatiques (indépendamment de leur localisation anatomique), représenteraient d’ici 2020 les premières lésions non mortelles résultant d’accidents de la circulation à travers le monde. Si, ces lésions n’entraînent pas nécessairement le décès de la personne, elles peuvent être à l’origine de graves conséquences (amputation, paralysie, lésions des organes internes ...), aux coûts sociétaux élevés.

Une fracture est une rupture de la continuité de l'os (Figure I.1) ; qui peut aller d'une simple fissure osseuse sans déplacement, jusqu'à une fracture très comminutive (fracture avec de multiples fragments). Certaines fractures peuvent s'extérioriser, on parle alors de fractures ouvertes. Il faut distinguer les fractures traumatiques directes des fractures traumatiques indirectes. Les premières sont liées à un choc direct et se traduisent par un trait de fissure transversal ou une fracture comminutive de l'os. Ces mécanismes d'endommagement sont principalement observés sur les os longs au niveau de leurs diaphyses ou sur les os du crâne. Les fractures traumatiques indirectes sont dues à des mécanismes complexes ou des sollicitations en torsion, en traction ou en compression. Sous ce type de sollicitation, on rencontre des fractures à doubles étages, des fractures engrenées ou des fractures par tassement. L'os se fracture à distance de l'application des forces en décrivant un trait oblique. Selon les efforts subis, les mécanismes d'endommagement des os sont donc plus ou moins complexes. Les nombreuses configurations d'impact lors d'accidents de la route rendent d'autant plus difficile la prédiction des fractures osseuses. Afin de faciliter le travail des chercheurs, une classification des lésions a été mise en place ; la plus utilisée à ce jour étant l'échelle AIS (Abbreviated Injury Scale) présentée en annexe A.2.

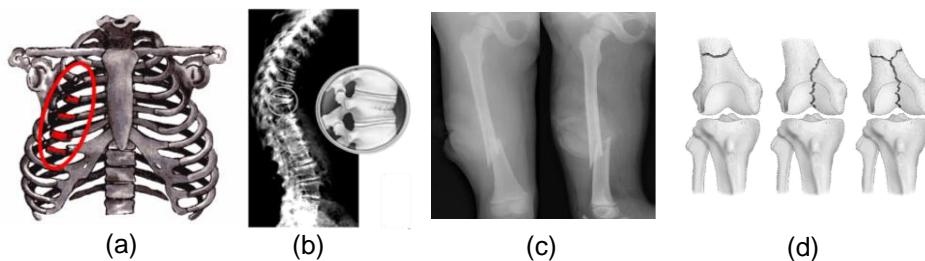


Figure I.1 - les différents types de fracture.

(a) détachement d'un volet thoracique ; (b) tassement de la colonne vertébrale ;
(c) fracture diaphysaire du fémur ; (d) fracture de l'extrémité distale du fémur

L'objectif de la biomécanique des chocs est donc de prédire le plus fidèlement possible les lésions observées lors d'une configuration d'accident, afin d'adapter les systèmes de sécurité en conséquence. Pour y parvenir, les constructeurs automobiles ont ainsi recouru à des représentations physiques ou virtuelles de l'être humain.

1.2. Représentation physique de l'être humain : les mannequins de choc

A partir des données récoltées lors d'essais sur animaux ou sur Sujet Humain Post Mortem (SHPM), le premier mannequin de choc (Sierra Sam créé pour l'Air Force) a été développé en 1949. Son but était de tester les sièges éjectables d'avions ainsi que les harnais de sécurité des pilotes. Par la suite, ces mannequins ont été utilisés dans des essais de chocs pour l'automobile afin de vérifier le respect ou non de seuils de tolérance.

Depuis, de nombreux travaux ont été entrepris afin de créer des mannequins de choc de plus en plus sophistiqués aussi bien sur le plan physique que mécanique. Des mannequins spécifiques (5^{ième}, 50^{ième} ou 95^{ième} percentile), représentatifs de groupes de personnes (en fonc-

tion du poids et de la taille des personnes), ont ainsi vu le jour. Leur complexité est adaptée à la configuration d’impact à laquelle ils sont dédiés (annexe A.3).

Si, ces mannequins constituent de bons outils de prédiction, à partir de critères lésionnels (Head Injury Criteria (HIC), Neck injury criteria (NIC)...), leur manque de bio fidélité inhérent à leurs coûts de développement et de fabrication ne permet pas de les utiliser pour prédire exactement les lésions encourues. Dans cette optique, des outils numériques ont été développés.

1.3. Représentation virtuelle de l’être humain : les modèles Éléments Finis

Pour des raisons d’éthique, la caractérisation expérimentale sur sujet anatomique, des lésions osseuses faisant suite à un accident, est difficilement réalisable. Des études expérimentales menées à l’aide des mannequins de choc précédemment décrits, constituent donc une bonne alternative. Toutefois, leur manque de représentativité limite la prédiction de lésions osseuses. Le développement d’outils de calcul puissants a rendu possible l’étude du comportement osseux par des méthodes numériques et notamment par la méthode des Eléments Finis (MEF). Cette approche est une méthode numérique permettant de simuler le comportement réel de structures simples ou complexes. Pour cela, la structure réelle est approximée par un ensemble d’Eléments Finis interconnectés par l’intermédiaire de nœuds. Le système continu ainsi discrétisé permet d’approcher le comportement réel de la structure suite à une sollicitation quelconque et d’estimer en chaque nœuds du maillage, les grandeurs mécaniques caractéristiques. D’abord développé dans le cadre de la mécanique des structures, les premiers modèles Eléments Finis du corps humain ou de segments anatomiques font leur apparition dans les années 70 avec l’essor des outils informatiques. L’étude bibliographique entreprise présente une liste non-exhaustive des modèles Eléments Finis de l’être humain ou de segments anatomiques développés. Il convient de distinguer les modèles Eléments Finis des mannequins de choc précédemment décrits à la représentativité fortement limitée, des modèles Eléments Finis de l’être humain. Seules les modélisations EF en trois dimensions de l’être humain ou de segments anatomiques seront décrites dans ce paragraphe.

1.3.1. Les modèles Eléments Finis complets

Les principaux modèles représentatifs de l’être humain sont le modèle de la Wayne State University, les modèles THUMS (Total Human Model For Safety), les H-models, et le modèle HUMOS (Human Model for Safety) dont une présentation est faite en annexe A.4. D’autres modèles, basés sur ces derniers, sont également développés. Leur but est d’aider à l’évaluation des lésions lors de simulations de choc par des critères basés sur des seuils de tolérance tel que le Head Injury Criteria (HIC). A la différence des mannequins de choc, les modèles numériques sont plus représentatifs, permettant une meilleure prédiction des zones lésées. Toutefois, la complexité du corps humain limite le développement de modèles globaux suffisamment représentatifs. Le maillage de structures aussi complexes que le squelette et par

extension du corps humain ne permet pas d'obtenir des modélisations facilement exploitables industriellement, notamment en raison d'importants coûts de calcul. Ces modèles nécessitent également d'être alimentés par des lois de comportement suffisamment représentatives. Avant de parvenir à une représentation globale la plus fidèle possible, des améliorations sont donc entreprises localement pour accroître leur représentativité (géométrique et mécanique) des segments anatomiques.

1.3.2. Les modèles Eléments Finis de segments anatomiques

Ce paragraphe présente une liste non-exhaustive des modèles Eléments Finis des principaux segments anatomiques lésés lors d'un impact. Seules les caractéristiques des os seront décrites par la suite. Les tableaux en annexe A.5 reprennent les spécificités des modèles EF présentés dans ce paragraphe pour différentes zones anatomiques.

a. Le crâne

De nombreux travaux sont menés sur ce segment anatomique, principale zone à risque lors d'un choc. Les modèles proposés cherchent essentiellement à évaluer les pressions intra-crâniennes (lésions encéphaliques), les mouvements relatifs entre le cerveau et le crâne, l'apparition d'hématomes sous-duraux, les contusions cérébrales, les lésions neurologiques ou les fractures crâniennes. Les caractéristiques des principaux modèles Eléments Finis de la tête sont rapportées en annexe A.5 - Tableau A.5.1.

La géométrie des modèles est obtenue à partir de données anthropométriques existantes [RUA93], [KLE02], [BRA02] ou par imagerie. Ces modèles se composent de l'os crânien avec [ZHA01], [KLE02], [BRA02] ou sans [RAU07], [DEL07] différenciation de l'os trabéculaire (la diploë) et de l'os cortical. Des auteurs [RUA93], [KLE02], [RAU07] attribuent aux tissus osseux un comportement isotrope élastique. Pour d'autres modèles, une loi de comportement élastique homogénéisée (modèle « sandwich ») représentative du comportement mécanique des trois couches de tissus est appliquée à l'os. Le modèle de Valenciennes [DEL07] propose plus spécifiquement une différenciation du comportement des os selon leurs localisations au niveau du crâne (os frontal, temporal ou pariétal). Des modèles considèrent finalement l'os comme un corps rigide [EPP01], [DEL07]. Certains présentent également une description plus ou moins fine des os de la face [RUA93] et du contenu intracrânien (les méninges, la tente du cervelet, le liquide céphalo-rachidien (LCR), les hémisphères cérébraux, le cervelet, le tronc cérébral...). La validation de ces modèles repose sur une comparaison des réponses numériques avec les résultats expérimentaux obtenus sur sujets anatomiques en condition d'impact frontal (réalisés par Nahum [NAH77] ou Trosseille [TRO92] notamment).

b. Le thorax

Les lésions thoraciques sont rencontrées lors de chocs automobiles en impact frontal ou latéral. Les modèles proposés servent à vérifier la déflexion thoracique, les champs de dé-

célération ou encore les efforts subis par le thorax suite au choc. Les caractéristiques des principaux modèles Eléments Finis du thorax sont rapportées en annexe A.5 - Tableau A.5.2.

La géométrie des modèles est obtenue à partir de données anthropométriques ou à partir de coupes anatomiques [PLA94], [IWA02], [LEN98]. Les modèles se composent du thorax (cartilage, sternum, côte), de la colonne vertébrale, des muscles intercostaux, de l’abdomen, de l’appareil cardio vasculaire et de l’appareil respiratoire, plus ou moins détaillés. Plus particulièrement, le thorax est modélisé en considérant uniquement l’os cortical ou en prenant en compte séparément l’os cortical et l’os spongieux. Dans le premier cas, l’os cortical est modélisé par des éléments volumiques [PLA94], [DEN99] ou par des éléments surfaciques [IWA02], [RUA03], [STI03]. Dans le second cas [IWA02], [CHA06], seul l’os spongieux est par des éléments volumiques. Le comportement mécanique des os est pris en compte par l’intermédiaire d’une loi élastique isotrope [RAF03], [LIZ98] ou par l’intermédiaire d’une loi élasto-plastique isotrope [IWA02], [DEN99], [RUA03], [CHA06]. Le modèle de Stitzel [STI03] propose une différenciation des propriétés mécaniques du thorax selon la zone sollicitée (zone antérieure, zone latérale et zone postérieure). La validation des modèles développés repose sur des tests d’impacts frontaux et latéraux (réalisés par Kroell en 1971 ou Neathery en 1974) sur sujets anatomiques, en comparant la réponse numérique des modèles aux résultats expérimentaux.

c. Les membres supérieurs : le complexe de l’épaule

Les lésions des membres supérieurs et plus particulièrement du complexe de l’épaule (scapula, humérus et clavicule) apparaissent couramment lors d’impacts latéraux. Les modèles actuels permettent d’évaluer les traumatismes résultant du choc. Les caractéristiques des principaux modèles Eléments Finis du complexe de l’épaule sont rapportées en annexe A.5 - Tableau A.5.3.

La géométrie des modèles est obtenue à partir de données anthropométriques [IWA01] ou à partir de coupes anatomiques [THO02], [DUP07], [AST08]. Les modèles se composent de la clavicule, l’humérus, la scapula, des principaux ligaments et muscles, et du cartilage. Duprey [DUP07] complète son modèle en y intégrant le thorax et le sternum. Pour l’ensemble des modèles, l’os cortical est modélisé par des éléments coques alors que l’os spongieux est modélisé par des éléments volumiques [DUP07], [AST08], [IWA01]. Pour le modèle de Thollon [THO02], seul l’os cortical est pris en compte. Le comportement mécanique de l’os cortical et de l’os spongieux est considéré élastique [IWA01], [THO02] ou élasto-plastique [DUP07], [AST08]. Duprey [DUP07] propose une différenciation du comportement en traction et en compression au niveau de l’humérus. La validation des différents modèles présentés repose sur une comparaison des réponses numériques sous différents angles d’impact par rapport aux réponses obtenues expérimentalement sur le complexe de l’épaule complet ou sur des os le constituant (humérus).

d. Les membres inférieurs

Les usagers de la route sont couramment sujets à des lésions des membres inférieurs, notamment dans le cas de choc piéton. Les travaux résumés ici proposent de décrire les modé-

lisations des membres inférieurs dans leur globalité, pour des applications liées à l'accidentologie routière. Des modèles de fémur plus locaux, utilisés notamment dans la prédiction de lésions faisant suite à des phénomènes de pertes osseuses (ostéoporose), seront ensuite décrits afin de constater les différences de modélisation. Les caractéristiques des principaux modèles Eléments Finis des membres inférieurs et plus particulièrement du fémur sont rapportées en annexe A.5 - Tableau A.5.4 et Tableau A.5.5.

Les géométries sont obtenues à partir de coupes anatomiques. Les modèles développés sont constitués des os (fémur, tibia/péroné, et selon les modèles des os du pied), des ligaments, du ménisque, des zones cartilagineuses, de la peau et des muscles, selon le degré de représentativité du modèle. Les tissus osseux sont essentiellement modélisés par des éléments surfaciques pour l'os cortical [BER93], [WYK98], [SCH00], [PER98], [ARN05] et par des éléments volumiques pour l'os spongieux [YAN96] [WYK98], [SCH00], [ARN05] lorsque celui-ci est pris en compte. Yank et al. [YAN96] proposent une modélisation de l'os compact par des éléments volumiques. Le comportement mécanique des tissus est considéré isotrope élastique [PER98], [WYK98] ou isotrope élasto-plastique [SCH00], [TAK00]. La validité des modèles proposés repose sur une comparaison des réponses numériques en flexion et en cisaillement avec des réponses expérimentales (par exemple les essais de Kajzer en 1997).

Dans le cas d'études des phénomènes ostéoporotiques et de leurs conséquences, les modélisations du fémur (et notamment des tissus osseux), apparaissent plus fines (au cours de la phase de comportement élastique). Si la plupart des modèles considèrent comme précédemment un comportement élastique isotrope [LEN98], [VIC98], le modèle de Lotz [LOT91] propose de différencier le comportement de l'os cortical selon la direction de sollicitation (comportement isotrope transverse). Des auteurs [DUC08] proposent également une répartition hétérogène des propriétés mécaniques des tissus au sein d'un même fémur. Cette attribution hétérogène est basée sur l'exploitation des niveaux de gris de coupes scanner [LOT91], [FOR96] ou sur des mesures de densité minérale [KEY05].

1.4. Bilan

Si les mannequins de choc constituent un bon outil dans l'évaluation des seuils de tolérance admis suite à un choc, leur manque de bio-fidélité ne permet pas de prédire fidèlement les lésions encourus. Les modèles EF constituent donc une alternative intéressante. Ils permettent une meilleure considération de la morphologie et de la géométrie du squelette, grâce à l'utilisation de techniques d'imageries de plus en plus poussées. Ils assurent également une meilleure prise en compte des spécificités mécaniques des tissus osseux. Les modèles actuels complets proposent ainsi d'associer aux tissus osseux des lois de comportements de plus en plus représentatives de la réalité. Pour y parvenir, les chercheurs travaillent d'abord localement sur l'amélioration de modélisations de segments anatomiques. En termes de modélisation proprement dites, trois techniques sont couramment relevées dans la littérature. La première méthode consiste à assigner un comportement homogénéisé au tri-couche cortical/spongieux/cortical. La complexité des mécanismes lésionnels ne permet toutefois pas à ces modèles de traduire fidèlement la réalité. La deuxième méthode de modélisation consiste à ne

prendre en compte que l’os cortical. Dans ce cas, les auteurs considèrent que l’os trabéculaire n’intervient pas dans les mécanismes d’endommagement des os. Or, Charpail [CHA06] met en évidence une meilleure description du comportement en flexion d’une côte par expérimentation, à partir d’un modèle numérique prenant en compte l’os trabéculaire. Martens et al., Werner et al. ou encore Delaere et al. [REI06] ont également montré expérimentalement qu’une suppression de l’os spongieux entraîne une sous-estimation des niveaux d’effort de 40 à 50%. Si l’os spongieux ne contribue effectivement pas à rigidifier l’os, il assure une meilleure répartition des efforts afin de limiter les contraintes imposées localement à l’os. La solution la plus réaliste consiste donc à différencier les tissus osseux en termes de modélisation mais également en termes de lois de comportement. Si des travaux extraits de la littérature vont dans ce sens, la disparité des lois de comportements (isotrope, élastique, élasto-plastique, répartition homogène ou hétérogène) actuellement employées conduit à la nécessité d’approfondir les connaissances du comportement mécanique de ces tissus et plus particulièrement sur celui de l’os trabéculaire. La complexité architecturale et matérielle de ce tissu lui confère des propriétés mécaniques particulièrement intéressantes, non considérées actuellement dans les représentations virtuelles de l’être humain.

2. L’os trabéculaire : un matériau cellulaire

De part ses spécificités architecturales particulières, l’os trabéculaire appartient à la classe des matériaux cellulaires. Ce paragraphe présente les caractéristiques mécaniques spécifiques à cette classe de matériaux.

2.1. L’architecture

Au même titre que les métaux, les polymères et bien d’autres matériaux, les matériaux cellulaires constituent une catégorie de matériau à part entière. Ce sont des matériaux bi-phasés, composés d’une partie structurante solide (réseau inter-connecté de poutres et/ou de plaque) à porosité variable et d’une partie fluide (liquide ou gazeuse) comblant les cavités. Ces interstices décrivent un ensemble de cellules ouvertes et/ou fermées réparties de manière plus ou moins homogène dans un volume donné. Un matériau cellulaire se caractérise par la topologie de ses cellules, leurs tailles et leurs orientations. Les propriétés du matériau constitutif conduisent à différencier les matériaux cellulaires en quatre catégories (Figure I.2) :

- Les matériaux cellulaires organiques vivants (bois ou os),
- les matériaux cellulaires organiques de synthèse (polyuréthane ou polystyrène),
- les matériaux cellulaires métalliques (mousses d’aluminium ou de nickel),
- les matériaux cellulaires céramiques.

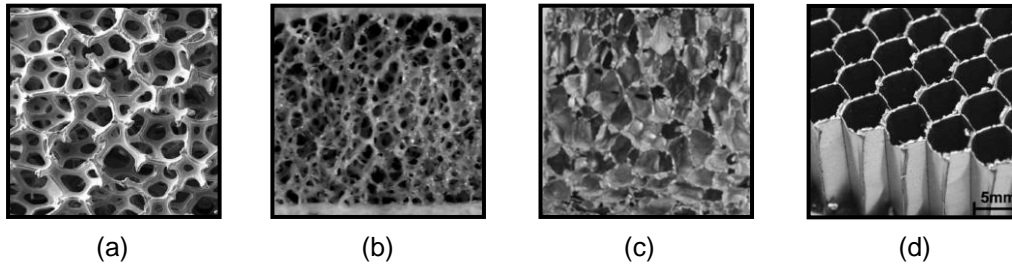


Figure 1.2 - les différentes géométries d'architectures cellulaires.

(a) Mousse de nickel, (b) Os spongieux, (c) mousse d'aluminium, (d) Nid d'abeille.

La densité relative (d_r) constitue le paramètre le plus caractéristique de ce type de matériau. Elle correspond à la quantité de matériau dense présente dans le volume du matériau cellulaire, et s'exprime par le rapport de la densité du matériau cellulaire ou densité apparente (d_{app}) par celle du matériau dense ou densité réelle (d). La fraction de vide ou porosité (f) présente dans le matériau est directement corrélée à la densité relative.

$$d_r = \frac{d_{app}}{d} \quad \text{et} \quad f = 1 - d_r \quad (1) \quad (2)$$

2.2. Le comportement mécanique

La facilité de mise en œuvre d'essais de compression (préparation des échantillons, conditions limites) sur ce type de matériau fait de ce mode de sollicitation le plus couramment employé. Le comportement mécanique d'un matériau cellulaire, comme de tout autre matériau, est déterminé à partir de la courbe contrainte/déformation obtenue lors d'essai de compression. Pour des matériaux dits classiques, les contraintes (σ) et déformations (ϵ) conventionnelles sont exprimées par les relations suivantes :

$$\sigma = \frac{F}{S_0} \quad \text{et} \quad \epsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \quad (3) \quad (4)$$

avec F l'effort de compression au temps courant (N) ; S_0 la section initiale de l'éprouvette (mm^2) ; ΔL la longueur d'écrasement au temps courant (mm) et L_0 la longueur de l'éprouvette avant déformation (mm).

Pour des matériaux cellulaires, la section et la longueur caractéristique de la géométrie apparente de l'éprouvette, diffèrent de la section et de la longueur résistante du matériau. Le matériau cellulaire est constitué par un lacs de matières et de vides, la section réelle étant uniquement caractérisée par la matière. Les auteurs utilisent les contraintes (σ_{app}) et déformations apparentes (ϵ_{app}) pour caractériser le comportement mécanique de ce type de matériau [GIB05].

$$\sigma_{app} = \frac{F}{S_{app}} \quad \text{et} \quad \epsilon_{app} = \frac{\Delta L}{L_{app}} \quad (5) \quad (6)$$

avec F l'effort de compression au temps courant (N) ; S_{app} la section apparente de l'éprouvette (mm^2) ; ΔL la longueur d'écrasement au temps courant (mm) ; L_{app} la longueur apparente de l'éprouvette avant déformation (mm).

La Figure I.3 présente l’allure générale d’une courbe de compression d’un matériau cellulaire :

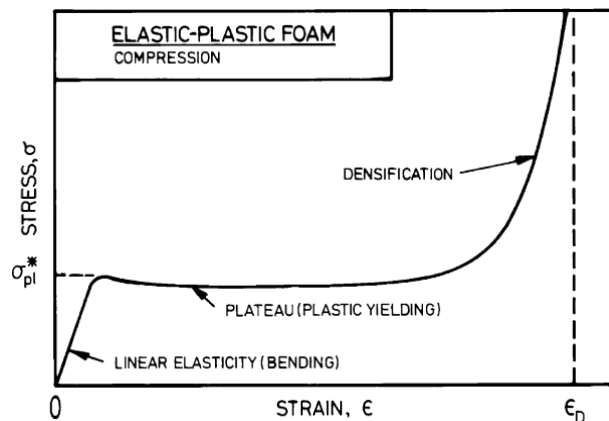


Figure I.3 - courbe classique de compression d’un matériau cellulaire d’après [GIB05].

Ce comportement se différencie en trois phases [GIB05] :

- Une première phase de chargement élastique caractérisée par une déformation homogène de l’architecture couplée à des mécanismes de flexion des arêtes (flambement) et/ou d’étirement des parois dans le cas de cellules fermés. Le module de Young (E) ou plutôt le module apparent (E_{app}) du matériau cellulaire est déterminé par la relation suivante :

$$\sigma_{app} = E_{app} \cdot \epsilon_{app} \quad (7)$$

On détermine également la contrainte maximale ($\sigma_{max}(app)$) correspondant à la valeur maximale de contrainte avant la deuxième phase et la déformation associée ($\epsilon_{max}(app)$) du matériau cellulaire.

- Une deuxième phase caractérisée par un long plateau à contrainte quasi-constante. Elle correspond à l’effondrement des cellules soit par flambement élastique (mousse élastomère), soit par la formation de rotules plastiques dans le cas des mousses élasto-plastiques (mousse métallique) soit par la rupture des parois ou des arêtes dans le cas des matériaux fragiles (mousse céramique). Ces mécanismes peuvent apparaître de manière homogène au sein du matériau cellulaire ou au contraire de manière très localisés avec l’initiation d’une ou plusieurs bandes d’endommagement. On caractérise également le niveau de contrainte moyen du long plateau ($\sigma_{moy}(app)$) et l’énergie absorbée associée (ω).
- Une troisième phase caractérisée par une augmentation de la contrainte décrivant le « module de Young » du matériau constitutif. Celle-ci intervient plus ou moins rapidement selon la porosité du matériau. L’ensemble des arêtes et des parois sont en contact ; les porosités sont toutes détruites, seul le matériau constitutif est sollicité. On caractérise pour cette phase, le module de densification (E_{dens}) et le niveau de déformation (ϵ_{dens}) atteint avant densification.

- *Influence de la densité relative (d_r)*

La densité de vide ou porosité conditionne fortement le comportement du matériau cellulaire. Ainsi une augmentation de la densité relative et donc une diminution des

porosités se traduit mécaniquement par un accroissement du module apparent et du niveau de contraintes. Plus le matériau est dense plus les porosités sont rapidement comblées, et plus la phase de densification intervient rapidement (Figure I.4).

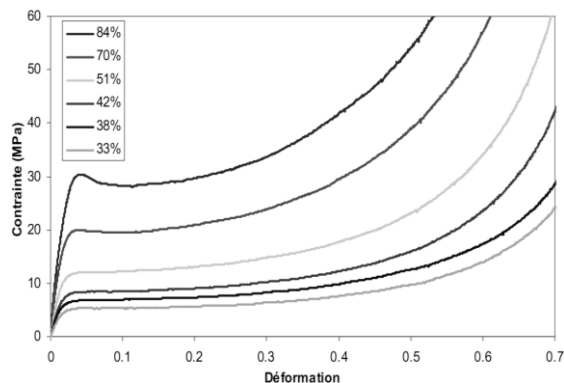


Figure I.4 - influence de la densité relative sur le comportement mécanique d'une mousse de polyuréthane d'après [YOU05].

- *Capacité d'absorption d'énergie*

Les propriétés intrinsèques des matériaux cellulaires (architecture et matériau constitutif) leur permettent de dissiper, pour un niveau de contrainte équivalent, une quantité d'énergie nettement supérieure par rapport au matériau dense équivalent. Cette capacité d'absorption est directement contrôlée par le long plateau précédant la phase de déformation élastique (Figure I.5).

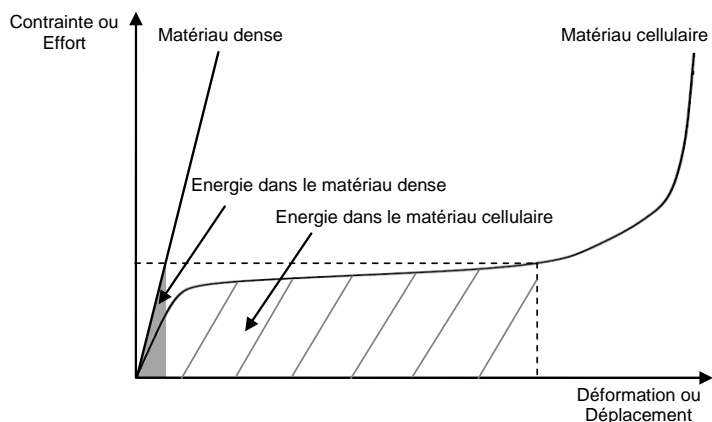


Figure I.5 - courbes de compression d'un matériau dense et de son matériau cellulaire équivalent d'après [LAR02].

Les matériaux cellulaires sont dotés de propriétés mécaniques particulièrement intéressantes en compression. Au regard de leurs faibles densités, ils sont en effet capable d'absorber une quantité non négligeable d'énergie lors d'un choc. L'os spongieux tend à avoir un comportement mécanique similaire à celui de ces matériaux. La prochaine partie de ce chapitre s'intéresse donc aux études antérieures entreprises afin d'identifier le comportement mécanique de ce tissu biologique.

3. Caractérisation expérimentale de l’os spongieux

Pour des raisons évidentes de mise en œuvre, les essais de compression sont couramment employés pour caractériser le comportement de l’os spongieux. Les campagnes menées lors des précédents travaux sont donc décrits par la suite. Les protocoles suivis ainsi que l’influence des diverses conditions expérimentales sont dans un premier temps explicités. Un bref rappel des autres moyens d’essais employés pour la caractérisation de l’os spongieux ou du tissu trabéculaire est également entrepris. Les résultats de différents travaux menés sur la caractérisation en compression de l’os spongieux sont ensuite détaillés.

3.1. Matériels et méthodes

3.1.1. Préparations des échantillons

a. Populations étudiées

Une grande partie des expérimentations menées sur l’os trabéculaire sont réalisées sur des sujets humains sains, homme ou femme [CAR77], [KOP98], [FOL02]. La population testée est en moyenne âgée de 40 et 80 ans. Pour des raisons d’éthique, aucune caractérisation n’est menée sur de jeunes sujets. Pour pallier aux limites d’expérimentation sur sujet humain, des travaux sont également entrepris sur des échantillons extraits d’animaux (ovin, bovin ou canin le plus généralement) [ZYS94], [MIT97], [GUE06].

De part leurs facilités d’extraction, les échantillons testés sont principalement prélevés dans des fémurs [MOR01], des tibias [CAR77] ou des vertèbres [KOP98]. Quelques cas de caractérisation d’os spongieux extraits du crâne [MEL70], de la scapula [MAN98], de l’humérus [GOU94] ou du calcaneum [FOL02] sont toutefois référencés.

b. Protocole d’extraction

Deux procédures de prélèvement d’échantillons d’os spongieux sont suivies. La première consiste à extraire des échantillons cylindriques au moyen d’un carottier. La deuxième méthode consiste à prélever des échantillons cubiques au moyen d’une scie diamantée à son extrémité. Dans les deux cas, un jet d’eau en continu minimise l’échauffement des échantillons. La vitesse d’approche des outils de coupe est contrôlée afin de minimiser tout endommagement de l’architecture par cisaillement. Le prélèvement de travées pour la caractérisation du tissu trabéculaire est réalisé au moyen d’une lame de scalpel ou d’une lame de rasoir.

c. Géométrie des échantillons

Afin de ne solliciter que le réseau trabéculaire ou son tissu constitutif, un usinage d’éprouvettes est préalablement nécessaire. Pour les échantillons d’os spongieux, les auteurs privilégient une géométrie d’échantillon cylindrique ou parallélépipédique [MEL70], [MAN98], [FOL02]. Pour une section apparente équivalente, les différences de comportement en compression entre des échantillons cubiques et des échantillons cylindriques (pour un rapport de 1 entre la hauteur de l’éprouvette et sa section) sont peu significatives (variations du module apparent, de la contrainte ultime et de la déformation ultime inférieures à 2%) [LIN92]. Les échan-

tillons cylindriques permettent de minimiser le phénomène de concentration de contrainte, par l'absence d'arêtes. Les échantillons cubiques permettent une étude de l'anisotropie architecturale et mécanique. Toutefois, cette géométrie est à l'origine d'importantes concentrations de contraintes le long des arêtes du cube. Si ces propos sont vrais pour des matériaux de l'ingénieur (type lopin d'acier), on peut se poser la question pour des matériaux à architecture cellulaire.

Il n'existe pas, à l'image de matériaux plus conventionnels, de dimensions normalisées d'échantillon d'os spongieux, qu'il soit cylindrique ou cubique. La nécessité d'englober un volume de porosité suffisamment important et d'assurer la continuité du réseau trabéculaire apparaît toutefois nécessaire (Volume Élémentaire Représentatif (VER)). Dans ces conditions, une dimension de 5 mm est identifiée par plusieurs auteurs [BRO80], [HAR88] comme étant la taille minimale d'un échantillon. Toutefois, Linde et al. 1992 [LIN92] mettent en évidence qu'une taille d'échantillon plus importante induit une meilleure reproductibilité des essais et donc une réduction des dispersions. Les études relevées dans la littérature [ZYS94], [FRI97], [FOL02] sont réalisées sur des échantillons cubiques ou cylindriques de 6 à 10 mm de côté ou de diamètre. Dans le cas d'échantillons cylindriques, un rapport de 1 à 2 entre la hauteur de l'éprouvette et son diamètre est préconisé. Linde et al. 1992 [LIN92] montrent ainsi une meilleure reproductibilité des réponses pour un rapport h/D de 2. Toutefois, les échantillons de fort élancement montrent également une sensibilité prononcée aux phénomènes d'instabilités par flambement global. Linde et al. 1992 [LIN92] préconisent également une géométrie d'échantillon cubique de 6,5 mm de côté et une géométrie d'échantillon cylindrique de 7,5 mm de côté et 6,5 mm de hauteur afin de rendre comparable le comportement de ces différentes géométries.

Pour permettre la caractérisation du tissu constitutif des travées, aucune dimension particulière n'est relevée dans la littérature ; la seule contrainte évidente étant le prélèvement d'une unique travée de longueur suffisante [FOL02] pour être testée mécaniquement.

d. Conservations

L'expérimentation sur tissus biologiques in vitro nécessite de conserver des propriétés mécaniques tissulaires proches du comportement in vivo afin d'identifier une loi de comportement valide. Delille et al 2007 [DEL07] mettent ainsi en évidence, par analyse vibratoire, une augmentation au cours du temps de la rigidité d'une omoplate de bœuf conservée à l'air libre (de quelques jours jusqu'à 365 jours après décès de l'animal). La nécessité de réaliser les essais dans les meilleurs délais (peu de temps après décès) est donc évidente. Toutefois, leur réalisation sur Sujet Humain Post Mortem (SHPM) dits « frais » (moins de 15 jours après décès de la personne) est limitée pour des raisons d'éthiques ou sanitaires. Les auteurs ont donc régulièrement recours à divers processus de conservation avant prélèvement de leurs échantillons ou avant sollicitations mécaniques des échantillons.

Deux techniques de conservation sont couramment utilisées :

- Les liquides de conservation : les tissus biologiques sont immergés dans un solvant (éthanol ou formol) couplé à une solution saline (sérum physiologique).

- La congélation : Les tissus sont immergés dans une solution saline puis congelés. Cette technique consiste à abaisser la température du tissu et à la maintenir en dessous de la température de fusion de la glace, entre -20°C et -70°C.

- *Influence des liquides de conservation (formol ou éthanol)*

La conservation de l’os cortical dans une solution à 10% de formol n’entraîne pas de modification significative (inférieure à 5%) des propriétés élastiques du tissu [CUR95], [SED65]. Goh et al. [GOH89] confirment ces propos par l’absence d’effets sur la rigidité ou sur la contrainte maximale du tissu sur des échantillons d’os cortical sollicités en flexion 4 points ou en torsion. Toutefois, ces auteurs observent une modification significative de l’énergie absorbée suite à ce mode de conservation. Weaver [WEA66] met également en évidence un accroissement de 20% de la dureté de tissus osseux à la suite de leur conservation dans du formol. Les alcools employés semblent donc avoir un effet déshydratant sur les tissus osseux, les rendant plus fragiles.

Des constatations similaires peuvent être faites pour une conservation des tissus dans de l’éthanol. Une solution à 40% ou à 50% d’éthanol couplée à une solution saline ne modifie pas les propriétés élastiques de l’os cortical [SED65], [ASH82]. De la même manière, une conservation dans de l’éthanol à 70% pendant 100 jours n’entraîne pas de modification des propriétés élastiques de l’os spongieux mais réduit significativement (34%) la quantité d’énergie absorbée [LIN93].

- *Influence de la congélation*

Plusieurs travaux ont étudiés l’influence de la congélation sur les propriétés mécaniques des tissus osseux. La congélation apparaît comme un bon moyen de conservation à moyen terme. Ainsi différents auteurs [SED65], [WEA66], [PEL84], [GOH89], [LIN93] n’ont pas constaté d’influence significative d’une congélation à -20°C sur des tissus osseux pendant moins de 100 jours. Sur une durée de conservation supérieure, des modifications plus significatives (augmentation du module de plus de 200%) sont constatées [DEL07]. Pour une température de congélation supérieure (de -70°C et -196°C), Pelker et al. [PEL84] montrent un accroissement de la rigidité des tissus (respectivement 25% et 68%).

e. Extraction de la moelle osseuse

Dans une première approche, des auteurs [CAR77], [LIN76], [DEN09] extraient la moelle osseuse d’échantillons d’os spongieux afin de caractériser leur densité relative et le comportement de l’architecture trabéculaire. D’autres auteurs [MOR01], [FOL02], [BAN02] réalisent également une extraction de la moelle de leurs échantillons après essais afin de caractériser leurs densités relatives, réelles ou minérales. La nécessité d’employer une technique efficace d’extraction est donc évidente ; celle-ci doit se montrer la moins corrosive possible afin de

minimiser l'altération des propriétés architecturales et matérielles de l'os spongieux. Deux méthodes principales sont rapportées dans la littérature :

- Extraction de la moelle à l'aide d'un solvant chimique (acétone, éthanol) couplée à une action mécanique (centrifugation, jet d'air),
- Extraction de la moelle à l'aide d'un jet d'eau sous haute pression.

Peu d'études s'intéressent aux conséquences d'une telle opération sur le matériau constitutif des travées. Linde et al. [LIN93] montrent toutefois que l'utilisation d'un solvant lors de la phase d'extraction entraîne une augmentation de la rigidité de 30% et une diminution de l'énergie dissipée de 50%. L'étude bibliographique menée sur l'utilisation de solvants comme moyen de conservation a mis en évidence une modification similaire du comportement. Dans les deux cas, les tissus sont déshydratés, rendant le matériau plus fragile.

3.1.2. Mesures densitométriques

A l'image des matériaux cellulaires, l'os spongieux se caractérise par des propriétés intrinsèques, la plus probante étant sa densité ou plutôt ses densités. Un matériau cellulaire se définit en effet par une densité apparente (d_a), une densité relative (d_r) et une densité réelle (d). Spécifique aux matériaux cellulaires biologiques, la densité minérale constitue également un paramètre essentiel de l'os spongieux caractérisant la « qualité » de l'os.

- *La densité apparente (d_a)*

Elle correspond à la densité même de l'échantillon. Elle s'exprime par le rapport suivant :

$$d_a = \frac{m_{ech}}{V_{ech} \cdot \rho_{eau}} \quad (8)$$

avec m_{ech} la masse de l'échantillon dans l'air (kg) ; V_{ech} le volume de l'échantillon (m^3) et ρ_{eau} la masse volumique de l'eau ($1000\text{kg}/m^3$).

- *La densité réelle (d)*

Elle correspond à la densité du matériau constituant l'échantillon (tissu trabéculaire). Sa détermination repose sur le principe de la Poussée d'Archimède et n'est possible que dans le cas d'échantillons dégraissés. Elle est établie par la relation suivante :

$$d = \frac{m_{ech}}{m_{ech} - m_{eau}} \quad (9)$$

avec m_{ech} ou m_{eau} la masse de l'échantillon dans l'air ou dans l'eau (kg).

- *La densité relative (d_r) et la porosité (f)*

Elle permet de quantifier le taux de porosité ou de matière présent dans l'échantillon. La densité relative et la porosité sont exprimées en pourcentage par les relations suivantes :

$$d_r = \frac{d_a}{d} \quad \text{et} \quad f = 1 - d_a \quad (10)(11)$$

- *La densité minérale (d_m)*

La mesure de densité minérale (d_m) permet de quantifier le pourcentage de matière minérale contenu dans un échantillon. Son principal intérêt se trouve dans l'étude des mécanismes de pertes osseuses (ostéoporose) liés à une décalcification de l'os. L'échantillon est donc calciné dans un four (généralement 500°C) sur une durée variable selon les auteurs. Les cendres obtenues sont ensuite pesées et la densité minérale est obtenue par la relation suivante :

$$d_m = \frac{m_{cend}}{m_{ech}} \quad (12)$$

avec m_{cend} et m_{ech} : les masses de cendre après calcination (kg) et la masse de l'échantillon (kg)

3.1.3. Moyens de caractérisation mécanique

a. Essais de compression

Comme pour les matériaux cellulaires, les essais de compressions sont facilement réalisables jusqu'à compaction ou uniquement dans le domaine élastique du spécimen. L'essai de compression destructif est menée jusqu'à l'obtention de la contrainte maximale (en moyenne jusqu'à 10% de déformation de l'échantillon [LIN92]). Très peu d'étude font en effet état du comportement mécanique de l'os spongieux jusqu'à densification [CAR77]. Ce type d'essai est classiquement mené sur une machine de traction/compression mono ou bi-colonne équipée d'une cellule d'effort (de 1 à 5 kN). La mesure de déplacement est réalisée soit par l'enregistrement du déplacement de la traverse, soit par un extensomètre. Dans ce second cas, l'extensomètre est placé au contact de l'échantillon (nécessite une taille d'échantillon relativement importante), ou à proximité de l'échantillon (en fixant l'extensomètre sur les colonnes de la machine).

Les conditions limites constituent le point critique de ce type d'essai. Afin de corriger les défauts de parallélismes générés lors de la préparation des échantillons, certains auteurs préconisent ainsi l'utilisation d'un plateau rotulé [TUR93], [MIT97]. L'état de surface des plateaux de compression est également contrôlé afin de minimiser leurs influences. Dans certains cas, des auteurs préconisent l'utilisation d'un fluide (graisse) entre la surface de l'échantillon et les plateaux afin de minimiser les effets de frottement aux interfaces [LIN89].

b. Les autres moyens de caractérisation

Essais de traction : Les moyens employés pour des essais de traction sont identiques à ceux décrit pour les essais de compression. Les principales différences viennent des conditions limites, notamment en terme de liaison entre l'os trabéculaire et les mors de traction. Ainsi, des auteurs [CAR80] enrobent l'extrémité de leurs échantillons dans une résine afin de serrer les mors sans endommager l'os trabéculaire ou fixent simplement leurs échantillons avec une colle acrylique [BRA00]. Ce type d'essai est couramment réalisé sur des éprouvettes rectangulaires ou cylindriques [KEA94], [KOP98] à l'éclatement prononcé. Certains auteurs usinent leurs

échantillons avec une section réduite au centre afin de localiser la déformation. Toutefois, la préparation de telles éprouvettes impose un volume important d'os spongieux pour conserver après usinage une section résistante représentative.

Des auteurs [RYA89], [BIN02] réalisent également des essais de micro-traction afin de caractériser le tissu trabéculaire. L'alignement de la travée est essentiel pour assurer un état de contrainte uni-axial et déterminer ainsi un module de Young valide. En raison de la taille des échantillons et des irrégularités géométriques, Il est toutefois difficile de respecter cette condition.

Essais de cisaillement : De précédentes études ont cherché à identifier la contrainte ou le module de cisaillement en réalisant des essais de cisaillement purs [MIT97] ou de torsions [KAS07]. Les essais de cisaillement purs sont réalisés selon le test de Iosipescu ou d'Arcan [TUR93]. Dans les deux cas, le recourt à une éprouvette entaillée est nécessaire, imposant une préparation spécifique des éprouvettes. L'essai de torsion repose sur l'application d'un couple à l'extrémité d'une éprouvette cylindrique encastrée à son autre extrémité. La liaison os/machine est assurée par un moulage en résine [BRU99], un simple collage ou un maintien par des vis de pression [KAS07].

Essais de flexion : Afin de palier aux erreurs de mesures introduites par les conditions limites lors d'essais de traction ou de compression, des auteurs proposent de caractériser le comportement du tissu trabéculaire en micro flexion trois points [KUH89A], [CHO90] ou quatre points [CHO92]. La principale difficulté de ce type d'essai réside dans l'exactitude des contraintes et des déformations déterminées à partir des mesures de déplacement et de force [LUC00]. De plus, la taille du spécimen a également son importance. Choi et al. [CHO90] montrent un effet d'échelle sur des résultats obtenus lors d'essai de flexion sur cortical. Ainsi, une longueur d'échantillon minimale est nécessaire pour obtenir des résultats suffisamment pertinents.

Mesures par ultrasons : La vitesse à laquelle le son se déplace à travers la matière solide est dépendante des propriétés élastiques et de la densité de matière traversée. Sur ce principe, deux types de mesures par ultrasons sont menés sur l'os spongieux [RHO95] ou sur son tissu constitutif [RHO93] :

- Les mesures ultrasonores par transmission : consistant à déterminer le temps que met une onde longitudinale ou transversale à traverser un échantillon et d'en déduire les propriétés élastiques (module de Young et le module de Coulomb) du matériau traversé [RHO95], [MAN98], [NIC97].
- Les mesures par microscopie acoustique : utilisant les ondes ultrasonores réfléchies [TUR99].

La principale différence de mesure vient de la fréquence des ondes ultrasonores utilisées (2,25 Mhz pour les mesures par transmission [NIC97]) et 50 Mhz pour les mesures par microscopie [TUR99].

Essais de nano-indentation : Spécifique à la caractérisation du tissu trabéculaire, la nano-indentation est une technique permettant d'évaluer la dureté et le module d'élasticité d'un matériau par enfoncement d'une pointe. Le principal inconvénient de cette technique est l'étape de

préparation des échantillons. Ils sont en effet préalablement déshydratés puis polis afin de préparer la surface à l’indentation [HOD89], [AKH08], [RHO97], [TUR99].

3.1.4. Conditions d’essais

a. Température d’essais

La plupart des essais sont réalisés à température ambiante. Pour une mesure précise des propriétés mécaniques, les os devraient être testés à température physiologique (37°C) afin d’être le plus proche de la réalité. Dans la pratique, des essais sous température physiologique sont difficilement réalisables. Les quelques études relevées [TUR93], [SED66] sur tissus osseux font toutefois état d’une influence réduite (de 2 à 4% de variation sur le module de Young entre des essais réalisés à température ambiante et à température physiologique). Mitton et al. [MIT97] mettent également en évidence une influence limitée de la température d’essai sur les propriétés mécaniques (module de Young, contrainte maximale, déformation à contrainte maximale et énergie absorbée) du tissu trabéculaire de vertèbres de brebis.

b. Hydratation

La déshydratation des tissus osseux lors des différentes phases de préparations ou de conservation entraîne un accroissement des propriétés mécaniques globales (module de Young ou contrainte augmente [DEM52]) mais également de propriétés plus locales (dureté par exemple). Lors d’essais sur échantillons déshydratés, Evans et Lebow [EVA51] montrent en effet une augmentation du module de Young et de la contrainte ultime d’un fémur (respectivement de 17 et 31%) mais également de la dureté (55%). Amprimo [AMP58] ou encore Blackburn et al. [BLA92] rapportent qu’une simple déshydratation à 38°C des tissus osseux entraîne un accroissement de 25% de la dureté des tissus. Afin de palier aux effets de la déshydratation, les auteurs proposent donc de réhydrater les tissus dans une solution saline sur une durée de 3h. Les tissus retrouveraient leurs poids avant déshydratation et leurs propriétés mécaniques [AMP58], [BRO93], [TUR93], [KEL00].

c. Vitesse de déformation

Les propriétés intrinsèques de l’os trabéculaire (architecture, matériau constitutif) conditionnent fortement l’influence de la vitesse de déformation des échantillons. Pour des vitesses de sollicitation en compression de 50 et 500 mm/min, Melvin et al. [MEL70] ne montrent pas d’influence de la vitesse d’essai sur la rigidité d’échantillons extraits de crânes. Pour des vitesses de déformation supérieures de 10^{-4} à 10 s^{-1} , les auteurs [LIN91], [CAR77], [OUY97] montrent une influence plus importante sur le module de Young ou la contrainte maximale. Lorsque la vitesse de déformation croît, la rigidité et la contrainte maximale de l’échantillon d’os spongieux augmentent également. Pour des vitesses de déformation de 10^2 à 10^3 s^{-1} , la contrainte à rupture des échantillons suit la même tendance [SHI05].

d. Confinement

Les cavités de l'os trabéculaire sont remplies de moelle osseuse. L'étude de son comportement nécessite donc de considérer la contribution du fluide dans la réponse mécanique. L'os spongieux constitue la partie centrale de l'os, la partie périphérique étant composée de l'os cortical. Le fluide présent à l'intérieur des pores ne peut donc s'écouler librement. La nécessité de caractériser l'os trabéculaire sous confinement apparaît évidente. Toutefois peu d'auteurs [CAR77], [LIN89], [CHA07] ont réalisé leurs études dans ces conditions (confinement de l'échantillon dans un tube d'acier). Carter et al. [CAR77] ne mettent pas en évidence d'influence significative du fluide confiné sur le comportement mécanique élastique de l'os spongieux pour des vitesses de déformation allant jusqu'à 1 s^{-1} . Pour des vitesses supérieures (10 s^{-1}), les auteurs montrent un accroissement du module et de la contrainte maximale par rapport à des échantillons dont la moelle a été extraite. Pour Chaari et al. [CHA07], la contribution du fluide en quasi-statique apparaît essentiellement dans la phase de densification en raison de la montée en pression du fluide. Toutefois, sur des essais de chargement cycliques (jusqu'à 0,8% de déformation), Linde et al. [LIN89] mettent en évidence une augmentation de la rigidité de 22% lors du confinement des éprouvettes.

3.2. Résultats

3.2.1. Propriétés densitométriques

La porosité de l'os trabéculaire varie de 30 à 90% pour une densité apparente comprise entre 0,3 et 0,9. La densité de matière minérale se corrèle à la densité apparente par un rapport compris entre 0,5 et 0,6 (Tableau I.1). La densité du matériau constitutif des travées est légèrement inférieure à celle de l'os cortical et est comprise entre 1,6 et 1,9.

Tableau I.1 - densités apparentes et densités minérales de l'os spongieux.

AUTEURS	ORIGINE	LOCALITE	d_{app}	d_m
Kuhn et al. 1989	humaine	fémur distal	0,43	0,26
Odgaard et al. 1989		fémur distal	0,46	-
Keaveny et al. 1989		vertèbre	0,14	-
Swartz et al. 1991	bovine	vertèbre	0,45	0,19
Kuhn et al. 1989	canine	fémur distal	0,44	0,26
Kang et al. 1998		fémur distal	0,69	0,40
Kang et al. 1998		tibia proximal	0,41	0,22
Kang et al. 1998		humérus	0,84	0,43
An et al. 1998	chèvre	tête fémorale	0,91	0,48
An et al. 1998		fémur distal	0,54	0,32
An et al. 1998		tibia proximal	0,93	0,50
An et al. 1998		humérus	0,75	0,36
Mitton et al. 1997	brebis	vertèbre	0,60	0,37

Extrait de *Mechanical testing of bone and the bone implant interface* - YH An and RA. Draughn - CRC PRESS (2000)

3.2.2. Comportement mécanique : analogie avec les matériaux cellulaires

Le comportement de l’os spongieux sollicité en compression se différencie en trois phases, identiques à celles observées pour les matériaux cellulaires [GIB97] (Figure I.6) :

- 1^{ère} phase : chargement élastique caractérisé par un flambement des travées.
- 2^{ème} phase : les trabécules sont endommagées par l’initiation de rotules plastiques, on se trouve à contrainte quasi-constante (plateau).
- 3^{ème} phase : l’architecture est totalement détruite, on observe un accroissement de la contrainte (densification).

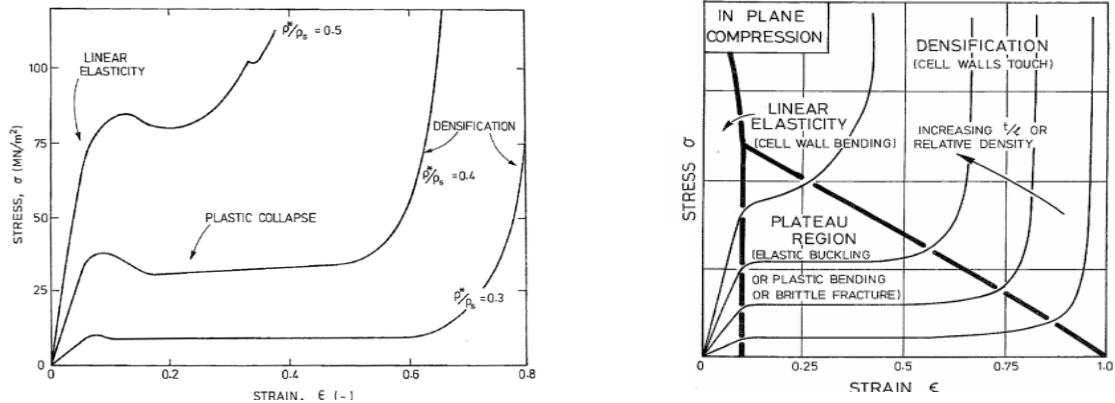


Figure I.6 - courbes classiques de compression d’après [GIB97].

(a) d’échantillons d’os spongieux - (b) d’une mousse d’aluminium CYMAT

A l’image des matériaux cellulaires, un accroissement de densité relative se traduit par une augmentation de la rigidité et de la contrainte. Les porosités étant moins nombreuses, la densification intervient plus rapidement.

3.2.3. Propriétés mécaniques

Les résultats de caractérisation de l’os spongieux en compression, obtenus par différents auteurs, sont présentés en annexe A.6 pour différentes zones de prélèvements d’échantillons (les plus couramment rencontrées dans la littérature). Un complément, également situé en annexe A.6 - Tableau A.6.4, présente les résultats obtenus pour d’autres zones de prélèvement.

La facilité de prélèvement d’échantillons dans les vertèbres, les fémurs et les tibias a permis de réaliser un nombre conséquent de travaux sur ces segments anatomiques. Les échantillons testés sont essentiellement extraits de Sujets Humains Post Mortem. Certains auteurs réalisent toutefois leurs études sur des échantillons extraits d’animaux. Avant essai, les échantillons sont conservés dans un liquide ou par congélation. Les essais sont réalisés indifféremment sur des échantillons cubiques ou cylindriques. Une grande partie des travaux est réalisée en quasi-statique. Toutefois, certains auteurs se sont intéressés au comportement de l’os spongieux sous différentes vitesses de sollicitation. Différents moyens sont employés pour extraire la moelle des échantillons. Certaines études ne précisent pas clairement si la moelle osseuse est extraite lors des échantillons testés. Finalement, les principales propriétés mécaniques extraites des différentes campagnes sont le module apparent et la contrainte maximale.

a. Échantillons extraits de vertèbres

Le Tableau A.6.1 en annexe A.6 synthétise les résultats relevés dans la littérature pour des échantillons prélevés dans des vertèbres. Les résultats obtenus par les différents auteurs affichent une importante dispersion. Il n'est pas rare pour une même étude de voir d'importantes variations du module ou des contraintes pourtant déterminés dans les mêmes conditions [KOP98] ou [LEN06]. Des auteurs [KOP98], [MOR01], [BAN02] obtiennent tout de même des valeurs moyennes de modules et de contraintes maximales similaires, notamment grâce à des conditions d'expérimentations proches (vitesse, géométrie, moelle, densité apparent). Lindahl et al. [LIN76], Majumdar et al. [MAJ98] ou encore Ladd et al. [LAD98] identifient des valeurs de modules apparents et de contraintes dans la limite basse des valeurs obtenues dans d'autres études. Lindahl et al. [LIN76] étudient toutefois l'influence de l'âge et du sexe sur les échantillons de faibles dimensions, sources évidence de dispersion des résultats [HAR88]. Mitton et al. [MIT97] identifient des valeurs de modules et de contraintes nettement supérieures aux résultats obtenus par ailleurs. Toutefois, leur campagne d'essai est réalisée sur des échantillons de brebis, aux densités apparentes supérieures à celles obtenues dans les autres études. Finalement, Hobatho et al. [MAN98] s'intéressent à l'anisotropie mécanique du tissu trabéculaire, mettant clairement en avant un comportement isotrope transverse selon la direction IS (direction inféro supérieure).

b. Échantillons extraits de tibias

Le Tableau A.6.2 en annexe A.6 synthétise les résultats relevés dans la littérature pour des échantillons prélevés dans des tibias. Les résultats obtenus présentent d'importantes disparités. Les résultats de Williams et al., Goldstein et al. ou encore Ciarelli et al. présentent des dispersions similaires de modules et de contraintes maximales (entre 4 et 550 MPa pour le module et entre 0,5 et 13 MPa pour la contrainte maximale). Les résultats obtenus par Zysset et al. [ZYS94] ou par Morgan et al. [MOR01] sur des sujets humain et bovin mettent en évidence des propriétés mécaniques supérieures à celles obtenues par les autres auteurs. Zysset et al. réalisent toutefois leurs essais sous confinement, justifiant notamment de l'accroissement de module observé. Carter et al. [CAR77] proposent d'étudier l'influence du fluide en travaillant sur des échantillons confinés avec et sans moelle. Les auteurs montrent un accroissement de la rigidité et de la contrainte maximale en présence de moelle. Hobatho et al. [MAN98] identifient pour les échantillons extraits des tibias un comportement isotrope transverse à l'image des résultats obtenus sur des échantillons de vertèbres.

c. Échantillons extraits de fémurs

Le Tableau A.6.3 en annexe A.6 synthétise les résultats relevés dans la littérature pour des échantillons prélevés dans les extrémités proximales ou distales de fémurs. Les résultats relevés présentent d'importantes disparités (de 145 à 3386 MPa pour le module et de 0,21 à 25,3 MPa pour la contrainte maximale). Aucune influence significative de la zone de prélèvement des échantillons sur le fémur n'est cependant mise en évidence. Brown et al. [BRO80] montrent également d'importantes dispersions des valeurs mécaniques (facteur 10 selon la

zone) au sein d’une même extrémité fémorale (col du fémur ou massif trochantérien). Des auteurs [KUH89A], [MAJ98], [MIT05] se sont intéressés à l’anisotropie mécanique du tissu spongieux. Ces auteurs mettent en évidence un module supérieur suivant la direction IS (direction inférosupérieure), dans des proportions différentes selon l’étude. Finalement, Guedes et al. [GUE06] s’intéressent au comportement viscoélastique des échantillons. L’auteur ne montre aucune influence significative pour des vitesses de déformation allant de 0.00015 s^{-1} à $0,15 \text{ s}^{-1}$.

d. Bilan

Les résultats relevés dans la littérature présentent d’importantes différences, indépendamment du segment anatomique testé. Sur l’ensemble des études relevées dans la littérature, les modules apparents obtenus varient ainsi de 1 MPa à 3 230 MPa et les contraintes maximales varient de 0,1 à 50,7 MPa, toutes zones anatomiques confondues. Il est toutefois intéressant de noter que ces dispersions semblent fonction de la zone de prélèvement des échantillons. Les résultats ainsi obtenus sur les vertèbres sont moins dispersifs que sur le fémur ou le tibia. Il est également intéressant de constater que la direction de sollicitation des échantillons joue un rôle prépondérant dans la dispersion des résultats. En effet, beaucoup d’auteurs ont clairement mis en évidence (indépendamment du segment anatomique testé) un comportement isotrope transverse. La réalisation d’essais selon la même direction de sollicitation s’avère donc particulièrement difficile, notamment entre différentes études. Finalement, les variabilités expérimentales (moyen de conservation, vitesses d’essai, géométries, présence de moelle ou conditions limites), participent également à la dispersion des résultats, rendant au final difficilement comparable les études menées.

Au sein d’une même étude, aux conditions expérimentales rigoureusement identiques, des constatations similaires peuvent être faites et expliquées par :

- les variations inter-individuelles générées par le prélèvement d’échantillons sur différents sujets ou sur des localités anatomiques différentes,
- les variations intra-individuelles pouvant être à l’origine d’importantes disparités architecturales et matérielles,
- une géométrie d’échantillons non caractéristique d’un Volume Élémentaire Représentatif.

3.2.4. Dépendance des paramètres mécaniques

Les nombreuses études entreprises en compression sur os spongieux ont largement démontré la forte dépendance de paramètres mécaniques caractéristiques de l’os spongieux. Le Tableau I.2 présente les corrélations caractéristiques relevées dans la littérature.

Les relations relevées entre les paramètres mécaniques concernent essentiellement le module apparent et la contrainte maximale, dont une forte dépendance a pu être observée ($R^2 > 0,85$). Si les relations diffèrent par leurs coefficients caractéristiques (en raison de nombreuses variables expérimentales), les corrélations identifiées sont essentiellement linéaires. Seul Klever et al. corrélient le module apparent à la contrainte maximale par l’intermédiaire

d'une relation en puissance. Toutefois, le terme en puissance étant très proche de 1, la corrélation identifiée peut être assimilée à une relation linéaire.

Concernant les autres paramètres mécaniques, peu d'auteurs ont cherchés à les corréler. Plusieurs campagnes sont réalisés jusqu'à 10% de déformation, limitant l'exploration des propriétés mécaniques aux paramètres élastiques. Rho et al. [RHO95] relie toutefois les variations de module obtenues entre les différentes directions de sollicitation. Niebur et al. [NIE00] ont tenté aussi de corréler le pourcentage de déformation à contrainte maximale avec le module, sans parvenir à établir de relations significatives.

Tableau I.2 - corrélations reliant les caractéristiques mécaniques de l'os spongieux.

AUTEURS	[REF]	ZONE ANATOMIQUE	n	RELATIONS (σ_{app} et E_{app} [MPa])	R ²	
Melvin et al. 1970	[MEL70]	Crâne humain	52	$\sigma_{app}=0,029.E_{app}$ (lb/in ²)	-	
Brown et al. 1980	[BRO80]	Fémur proximal humain	646	$\sigma=0,0416.E$		
Ducheyne et al. 1977	[KUH89]	Fémur distal humain	-	$\sigma_{app}=0,01.E_{app}+0,216$ ($\dot{\epsilon}=0,002 s^{-1}$) $\sigma_{app}=0,03.E_{app}-2,2$ ($\dot{\epsilon}=0,1 s^{-1}$) $\sigma_{app}=0,01.E_{app}+1,99$ ($\dot{\epsilon}=9.16 s^{-1}$)	-	
Goldstein et al. 1983	[GOL 83]	Tibia proximal humain	-	$\sigma_{app}=0,00265.E_{app}$ ($\dot{\epsilon}=0,1 s^{-1}$)	-	
Klever al. 1985	[LIN92]	Tibia proximal humain	-	$\sigma_{app}=0,012.E_{app}^{0,97}$ ($\dot{\epsilon}=0,01 s^{-1}$)	-	
Linde et al. 1989	[LIN92]	Tibia proximal humain	-	$\sigma_{app}=0,009.E_{app}+0,63$ ($\dot{\epsilon}=0,01 s^{-1}$)	-	
Kuhn et al. 1989	[KUH89]	Fémur distal canin	35	$\sigma_{app}(AP)=0,028.E_{app}(AP)+1,23$	0,80	
			43	$\sigma_{app}(ML)=0,028.E_{app}(ML)+0,85$	0,88	
			52	$\sigma_{app}(IS)=0,031.E_{app}(IS)+0,14$	0,76	
			130	$\sigma_{app}=0,03.E_{app}+0,61$	0,83	
Linde et al. 1991	[LIN92]	Tibia proximal humain	-	$\sigma_{app}=0,015.E_{app}+0,193$	-	
Linde et al. 1992	[LIN92]	Genoux humain	41	$\sigma_{app}=0,0116.E_{app}$ (échantillon cylindrique)	0,95	
			41	$\sigma_{app}=0,0106.E_{app}+0,52$ (échantillon cubique)	0,95	
Keaveny et al. 1994	[KEA94]	Tibia bovin	20	$\sigma_{app}=0,009.E_{app}+1,49$	0,85	
Goulet et al. 1994	[GOU94]	Humain -Tibia proximal -Fémur distal -Fémur proximal -Crête illiaque -Radius distal -Humérus proximal	104	$\text{Log}(\sigma_{app})=0,9.\text{log}(E_{app})-1,26$	0,95	
Rho et al. 1995	[RHO95]	Humain	Tibia proximal	144	$E_{app}(AP)=0,26.E_{app}(SI)+0,76$ $E_{app}(ML)=0,31.E_{app}(SI)-7,09$	0,83 0,85
			Fémur proximal	128	$E_{app}(AP)=0,82.E_{app}(SI)-327$ $E_{app}(ML)=0,76.E_{app}(SI)-194$	0,87 0,85
			Humérus proximal	32	$E_{app}(AP)=0,48.E_{app}(SI)+6,21$ $E_{app}(ML)=0,54.E_{app}(SI)-4,42$	0,80 0,79
			Rotule	32	$E_{app}(AP)=0,48.E_{app}(SI)+132$ $E_{app}(ML)=0,52.E_{app}(SI)-268$	0,69 0,73
			Vertèbre	120	$E_{app}(AP)=0,32.E_{app}(SI)-48$ $E_{app}(ML)=0,37.E_{app}(SI)-68$	0,92 0,94
Niebur et al. 2000	[NIE00]	Tibia bovin -Vertèbre	7	$\sigma_{app}=0,0096.E_{app}-1,50$	0,85	
Mogan et al. 2001	[MOR01]	-Tibia proximal -Fémur	60	$\sigma_{app}=0,0062.E_{app}-0,41$	0,94	
Guedes et al. 2006	[GUE06]	Fémur bovin	44	$\sigma_{app}=0,0354.E_{app}+2,9217$	0,68	

Ce paragraphe conclut l'état de l'art des différentes caractérisations mécaniques entreprises de l'os spongieux. L'essai de compression constitue ainsi le principal moyen employé en vue de caractériser le comportement mécanique de l'os spongieux. Toutefois, d'une étude à

l’autre, les conditions expérimentales (vitesse d’essais, conditions limites, présence ou non de moelle, géométrie et taille des échantillons...) diffèrent sensiblement, rendant difficile la comparaison des résultats. Les variabilités inter et intra-individuelles participent d’autant plus à cette dispersion.

En vue d’identifier la contribution de la structure trabéculaire sur ces dispersions mécaniques usuellement rencontrées, il convient d’accéder à ces principales caractéristiques architecturales. La prochaine partie dresse donc un état de l’art des travaux entrepris et des moyens employés pour y parvenir.

4. Caractérisation architecturale de l’os spongieux

Initialement, les paramètres trabéculaires étaient obtenus par histomorphométrie à partir de coupes successives (réalisés au moyen d’un microtome) photographiées à de très hautes résolutions [FRO69]. L’analyse de ces coupes permettait de qualifier et quantifier la structure osseuse. Cette technique présentait toutefois l’inconvénient d’être invasive.

De nos jours, les techniques d’imagerie disponibles permettent d’accéder aux mêmes informations de manière non-invasive. Après la présentation de ces différents moyens de caractérisation de l’architecture spongieuse et des principaux paramètres architecturaux, un état de l’art des caractéristiques structurales déterminées lors de précédentes études est entrepris.

4.1. Matériels et méthodes

4.1.1. L’imagerie

a. La tomographie à rayon X

Cette technique d’imagerie non destructive consiste à mesurer l’atténuation d’un faisceau à rayons X monochromatique suite à son interaction avec un volume de matière. Les photons émis par la source traversent les tissus et sont modifiés selon la loi de Beer-Lambert.

$$I = I_0 \cdot e^{\left(- \sum_r \mu_i \cdot d_i \right)} \quad (13)$$

avec I l’intensité de photons sortants ; I_0 l’intensité de photons entrants ; μ_i le coefficient linéaire d’atténuation ou d’absorption du milieu i traversé ; d_i l’épaisseur du milieu traversé (mm).

Un réseau de capteurs CCD enregistre le nombre de photons transmis (I) à travers la matière en tous points, sous la forme de projection. Les données collectées permettent d’accéder aux coefficients d’atténuation de chaque tissu (μ_i). La procédure est répétée pour différentes positions angulaires. Le jeu de projections obtenu est alors organisé et transformé en images, par des algorithmes de reconstruction. Le contraste de l’image est donné par l’atténuation du faisceau ; plus la matière atténue les rayons X, plus le pixel correspondant aura un fort signal (blanc pour les tissus osseux).

En imagerie médicale, la convention est de normaliser les coefficients d'absorption linéaires mesurés (μ) par rapport à celui de l'eau (μ_{eau}). Les coefficients d'absorption linéaires ainsi obtenus sont exprimés en unités Hounsfield (HU) (ou nombre CT) suivant l'expression :

$$HU = 1000 \times \frac{\mu_m - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}}} \quad (14)$$

Dans cette échelle le nombre CT de l'eau, pris comme référence, est de 0 HU, celui de l'air de -1000 HU et celui des tissus humains les plus absorbants (les os) sont de +1000 HU.

- *Reconstruction*

La mesure d'atténuation des rayons X à travers un objet est une mesure globale, en d'autres termes une projection de l'atténuation par les points de l'objet le long de chaque rayon de mesure. Le but de la tomographie à rayon X étant de mesurer localement la densité d'un objet, des algorithmes de reconstruction permettent de passer d'une mesure globale à une mesure locale de densité. Pour cela, il est nécessaire de mesurer un ensemble de projections sous différents angles également espacés (sur 180° ou 360°).

La Figure I.7 illustre la méthodologie de reconstruction. Un cube de composition homogène possédant deux porosités est scanné par tomographie. Deux acquisitions sont réalisées avec un angle de 90° entre chaque mesure. Les deux profils d'intensité obtenus montrent une absorption moins importante des rayons au niveau de la porosité. Ces profils permettent de déterminer pour chaque angle de mesure, l'emplacement d'une zone moins dense sur le chemin de mesure. En croisant les mesures à différents angles, les porosités au cœur du cube sont localisées. L'outil mathématique utilisé afin de décrire la distribution du coefficient d'absorption est la transformée de Radon (1917).

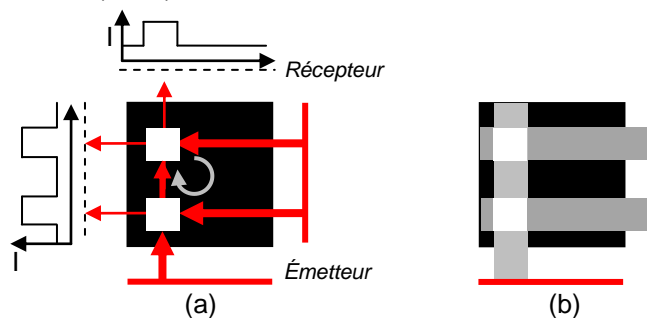


Figure I.7 - principe de la méthode de reconstruction par tomographie.

(a) mesure de l'atténuation des photons -
 (b) restitution pour chaque position des coefficients d'atténuation

- *Les différents types de tomographe*

Il existe quatre générations de tomographe. La première utilise un faisceau en pinceau et un seul détecteur (Figure I.8 a). Le couple source/détecteur est déplacé en translation afin d'acquérir un ensemble des mesures à angle fixe. L'ensemble source/détecteur subit ensuite une rotation afin d'acquérir les mesures d'intensité pour un nouvel angle. La deuxième génération utilise une source en éventail avec

un faible angle d’ouverture et une ligne de détecteurs (Figure I.8 b). L’ensemble source/détecteur subit une translation puis une rotation à l’image des tomographes de première génération. Les scanners de troisième (Figure I.8 c) et quatrième génération (Figure I.8 d) utilisent une source (en éventail ou en cône) et des détecteurs plus larges (en ligne ou en plan) permettant de couvrir l’ensemble de l’échantillon. Ces configurations permettent de réduire considérablement le temps d’acquisition, notamment la configuration cône/plan qui permet de scanner plusieurs coupes en même temps. Dans la troisième génération, seul l’échantillon tourne à l’inverse de la quatrième génération où c’est la source qui est en rotation (les détecteurs étant placés en couronne autour de l’objet à acquérir). Les configurations où la rotation est effectuée par l’échantillon permettent d’améliorer la qualité des images grâce à l’utilisation de filtres placés devant la source (ou les détecteurs) réduisant les artefacts.

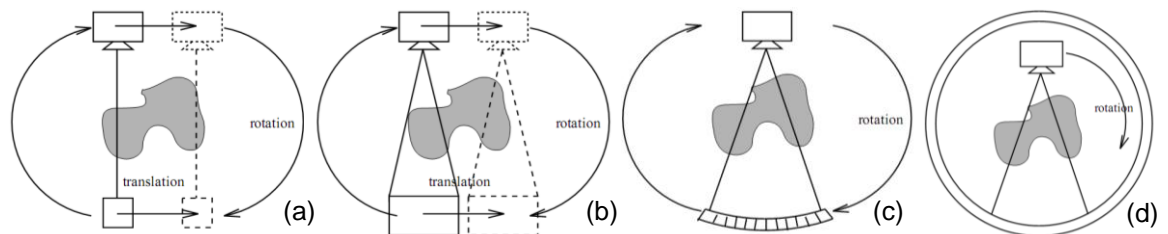


Figure I.8 - les différentes configurations de tomographe d’après [BLO].

(a) première génération - (b) deuxième génération - (c) troisième génération - (d) quatrième génération

b. L’Imagerie à Résonance Magnétique (IRM)

L’imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire (IRMN) est une technique d’imagerie médicale basée sur l’application d’une combinaison d’ondes électromagnétiques à haute fréquence et sur la mesure du signal retransmis par certains atomes. Dans le cas des tissus biologiques, c’est l’ion d’hydrogène (H^+), principal constituant de l’eau (H_2O) présente dans l’ensemble des tissus du corps humain (environ 80% du poids du corps), qui est excité.

Chaque atome dispose de propriétés magnétiques intrinsèques caractérisées par un vecteur de magnétisation. Spontanément, ce vecteur a une orientation aléatoire dans l’espace. Lorsque les atomes sont excités par une onde radio à une fréquence particulière (fonction du type d’atome et du champ magnétique), les atomes excités basculent leur vecteur d’aimantation d’un certain angle (phénomène de résonance). A l’arrêt de cette onde, le vecteur des atomes revient à sa position d’équilibre (phénomène de relaxation) tout en émettant une énergie recueillie par des récepteurs. Pour chaque tissu, il existe deux types de temps de relaxation, le temps T1 (relaxation longitudinale) et le temps T2 (relaxation transversale) influençant l’intensité du signal obtenu. Le nombre d’atomes d’hydrogène (densité de protons) dans le tissu influence l’intensité du signal retransmis. Les signaux recueillis en provenance des protons sont analysés afin de reconstruire des images en coupes. Plus le signal en provenance d’un point donné est intense, plus le point correspondant de l’image sera blanc et inversement.

Il est possible par cette méthode de différencier facilement des structures liquides, solides ou des graisses. L'absence d'eau au sein des tissus osseux et donc des atomes d'hydrogène rend impossible leurs détections par Imagerie par Résonance Magnétique. Toutefois, la présence de moelle à l'intérieur des cavités trabéculaires permet de caractériser la structure de l'os spongieux par inversion des images.

4.1.2. Traitement des images : La binarisation

Suite à l'acquisition de géométries par imagerie, les images obtenues représentatives des densités locales sont codées de 8 à 16 bits. Les images obtenues contiennent donc de 256 à 65 536 niveaux de gris. Pour permettre une analyse architecturale de l'os trabéculaire, une différenciation des tissus osseux et du vide est nécessaire. Cette opération est réalisée par binarisation (Figure I.9). Elle consiste à comparer les niveaux de gris des pixels d'une image avec une valeur seuil et de décider à quelle classe (blanche ou noire) appartiennent ces pixels ; l'image binarisée doit respecter le plus fidèlement possible l'image d'origine.

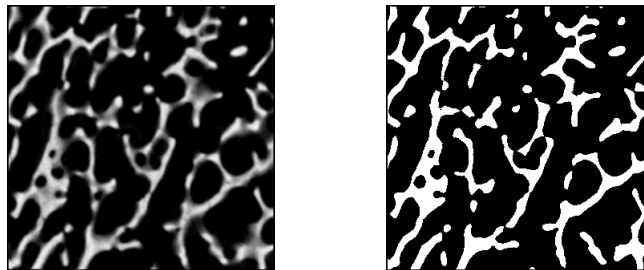


Figure I.9 - binarisation d'une image d'os trabéculaire.

On distingue deux types de binarisation : par seuil indépendant de la position et par seuil dépendant de la position. La première méthode consiste à calculer une valeur de seuil identique en tout point de l'image. Elle est réalisable par 3 approches :

- Approche globale : le seuil est déterminé à partir d'une mesure globale (histogramme du niveau de gris) sur toute l'image,
- Approche locale : le seuil dépend d'une mesure locale calculée sur une fenêtre et intégrée sur toute l'image. L'algorithme de binarisation fait le choix du seuil en fonction du contraste moyen de l'image,
- Approche hybride : le seuil est calculé en combinant les caractéristiques globales et locales de l'image. On utilise comme mesure globale, l'histogramme et comme mesure locale, la moyenne d'une fenêtre autour de chaque point.

La deuxième méthodologie de binarisation consiste à diviser une image en blocs afin de trouver des seuils spécifiques à chacun d'entre eux. Dans ce cas, le seuil est calculé pour chaque pixel en fonction des informations contenues dans son voisinage. Cette technique est particulièrement intéressante pour des images de contraste non-uniforme.

4.1.3. Paramètres architecturaux

a. Les paramètres géométriques

Un échantillon d’os spongieux est caractérisé par un volume apparent (tissue volume - TV)), un volume de tissu osseux (Bone volume - BV) et une surface de tissu osseux (bone surface - BS). Dans le cas de mesures 2D, les deux premiers paramètres correspondent au nombre total de pixels présents dans le volume d’intérêt et au nombre de pixels représentatifs de l’os (pixels blancs). La surface de tissu est déterminée à partir du périmètre osseux de chaque image. Dans le cas de mesures en 3D, plus précises, les trois paramètres sont estimés à partir de la surface réelle de l’échantillon déterminée par l’algorithme marching cube. Développé par Lorensen et Cline [LOR87], cet algorithme est une méthode surfacique permettant d’extraire une iso surface d’un maillage structuré et uniforme en trois dimensions.

b. Les paramètres morphologiques

A partir des paramètres précédemment déterminés, un certain nombre de propriétés morphologiques sont calculés. Le Percent Bone Volume ou densité relative (BV/TV) constitue le paramètre le plus intéressant puisqu’à l’image de la densité relative calculée expérimentalement, il représente la proportion de matière ou de vide présente dans l’échantillon. Il est également possible de déterminer des paramètres trabéculaires locaux, tels que l’épaisseur moyenne des travées (Tb.Th), l’espace entre les travées (Tb.Sp) ou le nombre de travées (Tb.N). Deux méthodes de calculs sont couramment employées dans la littérature :

- 1^{ère} méthode : hypothèse sur le modèle représentatif des travées

La structure trabéculaire est approximée par un modèle de plaques ou par un modèle de colonnes. En fonction de l’hypothèse admise, des formulations de l’épaisseur, de l’espacement et du nombre de travées ont été développées (Tableau I.3).

Tableau I.3 - formules pour la détermination des paramètres trabéculaires [PAR87].

PARAMETRES TRABECULAIRES	MODELE PLAQUE	MODELE CYLINDRE	UNITE
EPAISSEUR DE TRAVEES	$Tb.Th = \frac{2}{(BS/BV)}$ (15)	$Tb.Dm = \frac{4}{(BS/BV)}$ (16)	mm
NOMBRE DE TRAVEES	$Tb.N = \frac{BV/TV}{Tb.Th}$ (17)	$Tb.N = \frac{\sqrt{\frac{4}{\pi} \times \frac{BV}{TV}}}{Tb.Th}$ (18)	1/mm
SEPARATION DES TRAVEES	$Tb.Sp = \frac{1}{Tb.N} - Tb.Th$ (19)	$Tb.Sp = Tb.Dm \times \left(\frac{\pi}{4} \times \frac{1}{BV/TV} \right) - 1$ (20)	mm

- 2^{ième} méthode : calcul direct

L’épaisseur des travées est calculée à partir de la carte des sphères maximales $r(x,y,z)$ d’un ensemble X. Pour chaque voxel (x,y,z) appartenant à X, $r(x,y,z)$ est égal au rayon de la plus grande sphère incluse dans X et contenant le voxel. En calculant le double de la valeur moyenne de $r(x,y,z)$ sur tous les voxels de la phase osseuse, on obtient une estimation de la distribution des épaisseurs des travées. Il est alors possible d’estimer une épaisseur de travées moyenne. Appli-

quée à la phase poreuse, cette cartographie permet d'accéder à l'espace de séparation des travées.

Le nombre de travées est basé à la fois sur la séparation moyenne entre les travées et l'épaisseur moyenne des travées. Ce paramètre correspond au rapport des deux paramètres Tb.Th et Tb.Sp déterminé par calcul direct :

$$Tb.n = \frac{1}{Tb.Th + Tb.Sp} \quad (21)$$

c. Les paramètres topologiques

La caractérisation topologique est relative au dénombrement et à la connexité des travées. Un ensemble est dit connexe si pour tout couple de point appartenant à une structure complexe, un chemin inclus dans la structure passe par ces deux points. Les paragraphes suivants présentent une liste non-exhaustive de différents paramètres topologiques.

- *Trabecular Bone Pattern factor ou facteur de répartition trabéculaire (Tb.Pf)*

Introduit par Hahn et al. en 1992 [CTAN], ce paramètre évalue les proportions respectives de surfaces convexes (travées fragmentées) et de surface concaves (travées connectées) dans une structure trabéculaire. La concavité implique une importante connectivité (et la présence de «nœuds»), alors que la convexité implique une structure fortement déconnectée, constituée de nombreux éléments isolés. Le trabecular bone Pattern factor est calculé en 3 dimensions par une opération de morphologie mathématique, en comparant le volume et la surface de la structure avant et après dilation (de 1 voxel).

$$Tb.Pf = \frac{S_1 - S_2}{V_1 - V_2} \quad (22)$$

avec S_1 et V_1 , la surface et le volume de la structure avant dilatation et S_2 et V_2 , la surface et le volume de la structure après dilatation. Si $V_2 > V_1$ (structure peu connectée), Si $V_2 < V_1$ (structure fortement connectée).

Une faible valeur du facteur de répartition trabéculaire traduit une meilleure connectivité des travées (surface concave), alors qu'un facteur de répartition trabéculaire plus élevé traduit une structure trabéculaire plus déconnectée (surface convexe).

- *Structure Model Index (SMI)*

Le SMI traduit la prévalence de cylindres ou de plaques dans une structure (Hildebrand et al. 1997). Ce paramètre quantifie la forme caractéristique d'une structure tridimensionnelle en termes de quantité de plaques ou de poutres composant la structure. Ce paramètre est important dans la dégradation de l'os trabéculaire par ostéoporose, caractérisée par une modification de la structure en plaque vers une architecture en cylindre. Une valeur de SMI de 0 caractérise une structure idéale en plaques alors qu'un SMI de 3 caractérise une structure parfaite de poutres cylindriques. Le calcul du SMI repose sur la dilatation de la structure, en ajoutant un

voxel d'épaisseur dans l'ensemble de la structure et se détermine par la relation suivante :

$$SMI=6.\frac{S'.V}{S^2} \quad (23)$$

avec S la surface de la structure avant dilation et S' la variation de surface introduit par la dilation de la structure. V est le volume initial de la structure.

- *Fractal dimension ou dimension fractale (FD)*

La dimension fractale caractérise la complexité d’une structure trabéculaire, en quantifiant la manière dont les travées occupent l'espace. La dimension fractale est ainsi déterminée à partir d’un test de Minkowski ou « box counting » réalisé sur des images binaires [CTAN]. Le volume trabéculaire est divisé en une multitude de cubes, et le nombre de cubes contenant des travées est compté. Cette opération est répétée pour différentes tailles de cubes (de 3 à 100 pixels de côté). Le nombre de cubes contenant, au moins, une travée est tracée en fonction des dimensions du cube, après transformation logarithmique des deux paramètres. La dimension fractale, caractéristique de la complexité architecturale de l’os spongieux, est alors définie à partir du coefficient directeur de la relation établie (quasi-linéaire) entre les deux paramètres.

d. Les paramètres d’anisotropie

Les paramètres d’anisotropie permettent de déterminer l’existence ou non d’une direction privilégiée de la matière dans une structure. Différentes méthodes sont proposées pour déterminer cette orientation structurale de la matière.

- *Longueur Moyenne d’Interception ou Mean Intercept Length (MIL)*

Introduit par Whitehouse en 1974, la méthode du MIL consiste à placer dans l’espace occupé par l’os spongieux, un réseau de lignes parallèles avec une orientation ω (Figure I.10). Le nombre d’intersections ($I(\omega)$) entre chaque ligne et l’interface travée/pore est alors compté. L’opération est répétée pour différentes orientations de ω .

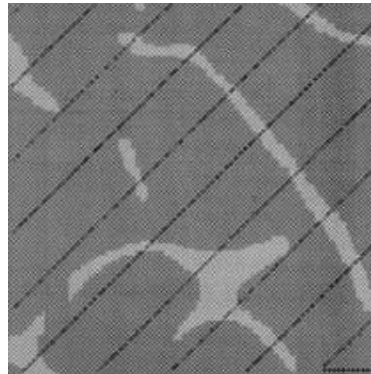


Figure I.10 - principe de calcul du MIL d’après [ODG97].

Le MIL se définit alors par la relation suivante :

$$MIL(\omega) = \frac{L}{I(\omega)} \quad (24)$$

Avec L la longueur totale des lignes parallèles et $I(\omega)$ le nombre d'intersections dans l'orientation (ω) .

Des auteurs ont proposées une version modifiée du MIL rendant uniquement compte de la longueur d'interception pour la phase osseuse :

$$MIL(\omega) = 2 \cdot BV/TV \cdot \frac{L}{I(\omega)} \quad (25)$$

La valeur de MIL varie donc selon l'orientation ω . Whitehouse a notamment constaté que le tracé polaire du MIL en fonction de ω était assimilable en deux dimensions à une ellipse. En généralisant cette observation en trois dimensions, la valeur du MIL en fonction de ω est traduite sous la forme d'un ellipsoïde. Harrigan et Mann ont décrit cet ellipsoïde sous la forme d'un tenseur du second ordre M , le tenseur de fabrication. Cowin définit un tenseur de fabrication H comme étant l'inverse de la racine carrée de M . L'équation de l'ellipsoïde s'exprime sous la forme :

$$MIL_{\omega(i)} = (x_i \ y_i \ z_i) H \begin{Bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \end{Bmatrix} \text{ avec } H = \begin{bmatrix} A & D & E \\ D & B & F \\ E & F & C \end{bmatrix} \quad (26)$$

D'où

$$MIL_{\omega(i)} = Ax_i^2 + By_i^2 + Cz_i^2 + 2Dx_iy_i + 2Ex_iy_i + 2Fy_iy_i \quad (27)$$

Les valeurs propres $(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3)$ du tenseur H permettent d'accéder directement aux longueurs moyennes d'interception (MIL_1, MIL_2, MIL_3) , c'est-à-dire aux dimensions caractéristiques de l'ellipsoïde dans les trois directions principales.

Avec $MIL_1 = \lambda_1$; $MIL_2 = \lambda_2$; $MIL_3 = \lambda_3$ Tels que $MIL_1 \leq MIL_2 \leq MIL_3$ (28) (29) (30)

Il est alors possible à partir de ces valeurs de MIL de déterminer un unique paramètre d'anisotropie, le degré d'anisotropie exprimé par le rapport suivant :

$$DA = \frac{MIL_3}{MIL_1} \quad (31)$$

La valeur du degré d'anisotropie calculée varie de 1 (structure isotrope) vers l'infini (pour une structure totalement anisotrope).

- *Le Volume Orientation (VO)*

Le Volume Orientation consiste à placer une grille prédéfinie de points sur le volume (Figure I.11). Pour les points inclus dans la phase solide, des rayons sont projetés dans toutes les directions de l'espace occupé par le volume de matière. L'intersection de chaque rayon avec le bord de la phase solide est détectée. La longueur des rayons émanants de ce point est estimée puis seul le rayon le plus long ainsi que son orientation sont retenus. Enfin, les longueurs pour chaque orientation sont comptabilisées.

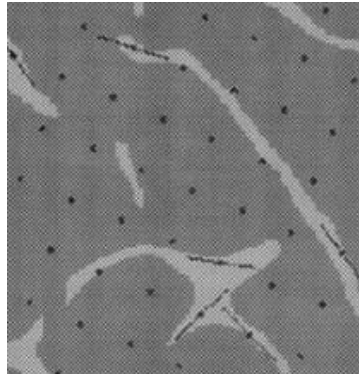


Figure I.11 - principe de calcul du VO d’après [ODG97].

Le Volume Orientation est alors défini de la manière suivante :

$$VO(\omega) = \sum_{i=1}^n \text{Max}(L(\omega)) \quad (32)$$

avec $\text{Max}(L(\omega))$ est le rayon maximum dans une direction (ω).

Les valeurs de VO peuvent, à l’image du Mean Intercept Length (MIL), être traduites sous la forme d’un tenseur de fabrique :

$$V = \sum_{i=1}^n \begin{Bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \end{Bmatrix} (x_i \ y_i \ z_i) = \begin{bmatrix} \sum x_i^2 & \sum x_i y_i & \sum x_i z_i \\ \sum x_i y_i & \sum y_i^2 & \sum y_i z_i \\ \sum x_i z_i & \sum y_i z_i & \sum z_i^2 \end{bmatrix} \quad (33)$$

- *Le Star Volume Distribution (SVD)*

Le Star Volume Distribution consiste à placer une grille prédéfinie de points sur le volume osseux (Figure I.12). La taille des travées est alors évaluée en projetant, à partir d’un point de l’espace, des rayons sur 360° s’arrêtant lorsqu’ils rencontrent les interfaces travées/porosité. La technique du Star Volume Distribution est identique à la méthodologie suivie par le Volume Orientation ; la différence est que tous les rayons sont ici retenus : l’ensemble formant une étoile centrée sur le point préalablement choisi. La longueur de chacun des rayons de l’étoile est mesurée. L’opération est répétée pour chacun des points de la grille. Ensuite, les longueurs obtenues dans une direction donnée sont sommées.

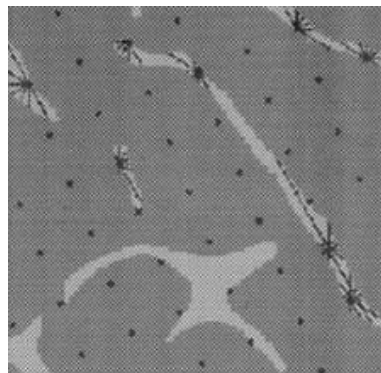


Figure I.12 - principe de calcul du SVD d’après [ODG97].

Le SVO est donné par l'équation suivante :

$$\text{SVD}(\omega) = \frac{\pi}{3} \cdot \frac{1}{M} \sum_1^n L^3(\omega) \quad (34)$$

avec L la longueur d'interception dans une orientation donnée (ω), M le nombre de points de la grille et n le nombre de points interceptant la phase solide.

Les valeurs de SVD peuvent à l'image du Mean Intercept Length (MIL) peuvent être traduites sous la forme d'un tenseur de fabrique (S).

$$S = \begin{bmatrix} \sum L_i^2 x_i^2 & \sum L_i^2 x_i y_i & \sum L_i^2 x_i z_i \\ \sum L_i^2 x_i y_i & \sum L_i^2 y_i^2 & \sum L_i^2 y_i z_i \\ \sum L_i^2 x_i z_i & \sum L_i^2 y_i z_i & \sum L_i^2 z_i^2 \end{bmatrix} \quad (35)$$

avec L la composante du SVD dans la direction (x_i, y_i, z_i) .

4.2. Résultats

4.2.1. Valeurs bibliographiques de propriétés architecturales

Le Tableau I.4 dresse un état de l'art des propriétés architecturales les plus régulièrement référencées dans la littérature sur divers segments anatomiques caractérisés par différents auteurs. Les propriétés architecturales sont obtenues soit à partir de données IRM ou à partir de données tomographiques pour divers résolutions d'acquisition.

Basée sur la magnétisation des atomes d'hydrogène (présent dans l'eau), l'IRM ne permet pas de visualiser directement l'architecture trabéculaire, seul la moelle est visible. Pour y parvenir, les images doivent être inversées (le blanc de l'image devenant le noir et inversement). Toutefois, la présence de moelle génère d'importants effets de bords entraînant une surestimation de la géométrie trabéculaire. La résolution d'acquisition par IRM est également très proche des dimensions trabéculaires (épaisseur de travées), compromettant la caractérisation des paramètres trabéculaires. Pour un même échantillon scanné par micro-tomographie et par micro-IRM, les épaisseurs de travées obtenues par IRM sont supérieures à celle mesurée par tomographie [LAS03]. Par contre, pour une résolution d'acquisition adaptée, la micro-IRM tend à donner des résultats similaires à ceux obtenus par tomographie [FOL02].

La micro-tomographie constitue la principale méthode de caractérisation architecturale 3D de l'os spongieux. Les résolutions d'acquisitions élevées de ces appareils permettent d'obtenir précisément les principales caractéristiques architecturales de l'os trabéculaire. Les résolutions d'acquisitions par tomographie, entreprises dans les différentes études relevées, varient de 10 à 20 μm . Pour l'ensemble de la population intégrée à cette étude (sans distinction d'origine ou de zone de prélèvement), le rapport BV/TV varie entre 8,9 et 28%. Le degré d'anisotropie des échantillons est compris entre 1,37 et 2,45 avec une prédominance de valeurs comprises entre 1,5 et 2. L'épaisseur des trabécules varie entre 0,08 et 0,21 mm et sont séparées par 0,35 à 0,93 mm. En réduisant la population à des échantillons extraits uniquement de la même localité anatomique ([ULR99], [MIT05], [OHM07], [PER08] pour le fémur ou [ULR99], [FOL02] pour le calcaneum), la dispersion des paramètres architecturaux est réduite. La densité

varie ainsi de 21 à 28% pour le fémur et de 11 à 14% pour le calcanéum. La dispersion des résultats est encore diminuée si les acquisitions sont réalisées à la même résolution ou à des résolutions proches [OHM07], [PER08] ou [ULR99], [FOL02]. La caractérisation architecturale de l’os spongieux apparait fortement conditionnée par la résolution d’acquisition.

Tableau I.4 - paramètres trabéculaires extraits de la littérature.

AUTEURS	[REF]	LOCALITE	n	MOYEN D'ACQUISITION	RESOLUTION (µm)	BV/TV (-)	Tb.n (mm ⁻¹)	Tb.Th (mm)	Tb.Sp (mm)	DA (-)	
Goulet et al. 1994	[GOU94]	humaine	tibia proximal	104	µCT	50-70	0,20 (0,07)	1,39 (0,32)	0,14 (0,02)	0,64 (0,24)	1,65 (0,29)
			fémur distal								
			fémur proximal								
			crête iliaque								
			vertèbre								
			radius distal								
Majumdar et al. 1998	[MAJ98]	humaine	calcaneum	7	µIRM	117 x 300	0,26 (0,13)	1,46 (0,34)	0,17 (0,05)	0,54 (0,2)	1,94 (0,13)
			fémur distal	15			0,27 (0,15)	1,47 (0,37)	0,20 (0,07)	0,45 (0,22)	1,90 (0,09)
			proximal femur	47			0,27 (0,15)	1,29 (0,39)	0,19 (0,04)	0,65 (0,32)	1,77 (0,18)
			vertèbre	25			0,17 (0,08)	0,95 (0,37)	0,17 (0,02)	1,11 (0,7)	1,74 (0,14)
Müller et al 1998	[MUL98]	crete iliaque humaine	63	µCT	14	0,15 (0,053)	-	0,11 (0,02)	0,77 (0,35)	-	
Ulrich et al. 1999	[ULR99]	humaine	calcaneum	60	µCT	14	0,12 (0,033)	1,45 (0,20)	0,13 (0,017)	0,68 (0,109)	1,74 (0,15)
			tête fémorale	59			0,21 (0,052)	1,42 (0,21)	0,17 (0,029)	0,71 (0,11)	1,73 (0,22)
			crête iliaque	62			0,15 (0,051)	1,39 (0,24)	0,15 (0,027)	0,75 (0,143)	1,50 (0,18)
			vertèbre	58			0,082 (0,019)	1,26 (0,19)	0,12 (0,016)	0,8 (0,133)	1,43 (0,17)
Follet 2002	[FOL02]	humaine	calcaneum (zone médiale)	17	µCT	10	0,11 (0,044)	1,35 (0,36)	0,08 (0,015)	0,72 (0,25)	1,63 (0,15)
				19	µIRM	78	0,17 (0,062)	1,92 (0,54)	0,09 (0,015)	0,47 (0,155)	-
			calcaneum (zone latérale)	10	µCT	10	0,14 (0,049)	1,59 (0,38)	0,08 (0,014)	0,59 (0,218)	1,58 (0,11)
				15	µIRM	78	0,14 (0,041)	1,66 (0,41)	0,08 (0,011)	0,59 (0,306)	-
Last 2003	[LAS03]	calcaneum humains dégraissés	29	µIRM	100	0,15 (0,047)	-	0,11 (0,02)	0,69 (0,19)	-	
			-	µCT	10	0,089 (0,044)	-	0,08 (0,02)	0,93 (0,27)	-	
Mitra et al. 2005	[MIT05]	fémur distal ovin	46	µCT	34	0,28 (0,07)	1,70 (0,13)	0,19 (0,05)	0,53 (0,05)	1,90 (0,18)	
Wang et Niebur 2006	[WAN06]	tibia proximal bovin	14	µCT	60	0,28 (0,062)	1,5 (0,023)	0,21 (0,050)	0,63 (0,093)	2,45 (0,5)	
Teo et al. 2006	[TEO06]	vertèbre de porc	-	µCT	14	0,21 (0,058)	2,08 (0,44)	0,10 (0,01)	0,35 (0,06)	1,37 (0,07)	
Ohman et al. 2007	[OHM07]	tête fémoral de rats	10	µCT	19,5	0,26 (0,076)	-	0,139 (0,021)	0,40 (0,1)	-	
Perilli et al. 2008	[PER08]	fémur proximal humain	35	µCT	19,5	0,24	1,93 (0,43)	0,125 (0,029)	0,42 (0,147)	-	

4.2.2. Dépendance des paramètres architecturaux

Selon la méthode de détermination des propriétés architecturales (par approche direct ou par hypothèse sur la géométrie des travées), des dépendances intrinsèques existent entre les paramètres morphologiques. Ainsi les paramètres trabéculaires déterminés par hypothèse sur la géométrie des travées (plaque ou cylindre) corrélient significativement ($R^2 > 0,75$) avec le rapport BV/TV [GOU94], [PAR03]. Pour rappel, ces paramètres trabéculaires sont déterminés par des relations faisant intervenir directement le BV/TV [PAR03].

Prenons l'exemple du modèle plaque décrivant l'architecture spongieuse, les paramètres trabéculaires sont obtenus à partir de relations, chacune fonction du rapport BV/TV :

$$Tb.Th = \frac{2}{(BS/BV)} \quad \text{soit} \quad Tb.Th = \frac{2}{\frac{BS}{TV} \times \frac{TV}{BV}} \quad (36)$$

$$Tb.N = \frac{BV/TV}{Tb.Th} \quad \text{soit} \quad Tb.N = \frac{BS}{2 \cdot TV} \cdot \frac{1}{\frac{BS}{BV}} \times \frac{BV}{TV} \quad (37)$$

$$Tb.Sp = \frac{1}{Tb.N} \cdot Tb.Th \quad \text{soit} \quad Tb.Sp = \frac{2TV}{BS} \left(1 - \frac{BV}{TV} \right) \quad (38)$$

Pour les paramètres trabéculaires déterminés par approche directe, l'existence de corrélation est moins évidente. Mitra et al. [MIT05] ou encore Teo et al. [TEO06] établissent uniquement une corrélation significative ($R^2 > 0,75$) entre le BV/TV et le Tb.N, relation qui selon l'équation (21) est une fonction du Tb.Th et du Tb.Sp. Les paramètres topologiques (SMI et Tb.PF notamment) corréleront significativement entre eux [TEO06], mais également avec les paramètres morphologiques BV/TV [MIT05], [PAR03] ou Tb.N [TEO06]. Finalement, les paramètres d'anisotropie (représentés par le degré d'anisotropie) ne présentent aucune relation évidente avec un paramètre morphologique ou topologique ($R^2 < 0,2$) [GOU94], [MIT08].

La micro-tomographie a été identifiée comme la principale méthode de caractérisation de l'architecture trabéculaire. Des études ont également été menées à partir d'images obtenues par IRM, sans pour autant assurer des résultats aussi précis qu'avec la précédente méthode. Dans les deux cas, il est possible d'accéder aux principales caractéristiques morphologiques et topologiques du réseau trabéculaire. Si les paramètres architecturaux identifiés par les auteurs diffèrent en raison notamment des segments anatomiques étudiés, certains parviennent à corréler les paramètres architecturaux entre eux.

Afin de caractériser le comportement de l'os spongieux et étudier notamment les effets d'architecture sur son comportement mécanique, des modélisations ont donc été entreprises. La prochaine partie consiste donc à présenter les différentes techniques de modélisations.

5. Modélisation de l'os spongieux

Trois approches de modélisation sont couramment entreprises afin d'explorer le comportement mécanique de l'os spongieux et plus généralement des matériaux cellulaires :

- *Les modélisations par approche macromécanique*

Afin de modéliser de larges zones d'os spongieux, l'approche entreprise consiste à approximer le comportement d'un Volume Élémentaire Représentatif (VER) par un seul élément au comportement identique. Le comportement d'une structure complète est alors déterminé à partir d'une succession de VER (Figure I.13).

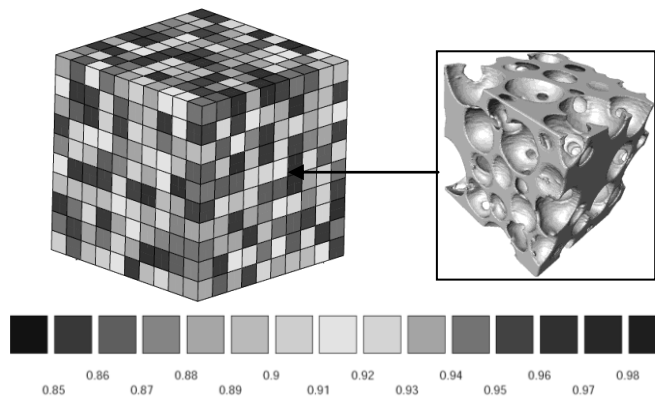


Figure I.13 - modélisation macromécanique d'une mousse d'aluminium basée sur une distribution aléatoire de la densité relative d'après [BLA03].

Cette approche est permise par l'utilisation de lois de comportement caractéristiques du comportement de matériaux cellulaires. Ce type d'approche est présent dans les codes Eléments Finis par l'intermédiaire de lois de comportements spécifiques (crushable foam dans Abaqus, Pam-Crash ou LS-DYNA). L'utilisation de tels éléments nécessite préalablement de connaître rigoureusement le comportement mécanique du VER modélisé et d'identifier un certain nombre de paramètres spécifiques [PAMA], à ce jour inconnu pour l'os spongieux.

- *Les modélisations par approche mésoscopique*

Cette approche consiste à modéliser l'architecture réelle ou la plus réaliste possible du matériau cellulaire. Il existe trois méthodes de modélisation mésoscopique : les modélisations analytiques idéalisées, les modélisations Eléments Finis idéalisées et les modélisations Eléments Finis de structures réelles

Les travaux entrepris s'intéressant à l'influence des paramètres architecturaux sur le comportement mécanique de l'os spongieux, les différentes approches de modélisation mésoscopique extraites de la littérature seront donc par la suite décrites plus précisément.

- *Les modélisations par approche micromécanique*

Cette approche consiste à identifier les propriétés homogènes équivalentes d'un matériau hétérogène à partir des propriétés de chacune de ces phases (homogénéisation) (Figure I.14). Si cette approche permet d'améliorer sensiblement la prise en compte de chaque constituant (collagène ou hydroxyapatite par exemple) et leurs contributions sur le comportement mécanique global, les nombreuses variabilités architecturales caractéristiques de l'os spongieux ne peuvent être prises en compte.

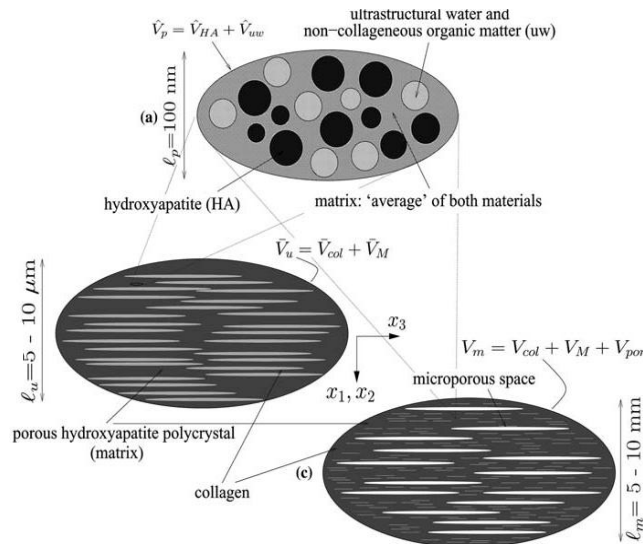


Figure I.14 - méthode d'homogénéisation du tissu osseux d'après [HEL05].

5.1. Modélisation analytique de structures idéalisées

La théorie des matériaux cellulaires est une théorie de l'ingénierie fournissant un aperçu global des propriétés mécaniques d'une structure sous chargement uni-axial. La base de cette théorie consiste à approximer la structure réelle du matériau par un assemblage périodique de cellules élémentaires identiques (cube, hexagone ...). Le comportement mécanique du matériau cellulaire repose ainsi sur la détermination analytique du comportement élémentaire de cette cellule puis de l'étendre à l'architecture complète. Historiquement, Gent et al. (1959) sont les premiers à proposer un modèle analytique représentatif d'un matériau cellulaire, caractérisé par un réseau cubique constitué d'un ensemble de poutres. En 1985, Gibson propose une modélisation analytique de l'os spongieux [GIB85]. En 1997, Gibson et al. [GIB97] proposent 4 modèles tridimensionnels représentatifs de différentes cellules élémentaires observées dans l'os spongieux (Figure I.15), caractérisé par leurs morphologies (orienté ou non) ou leurs porosités (faibles ou élevées).

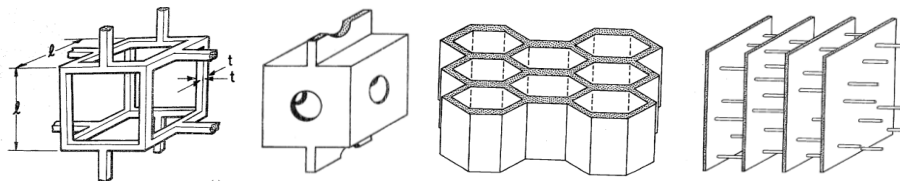


Figure I.15 - modélisations élémentaires de l'os spongieux d'après [GIB97].

A partir de ces modèles, les auteurs déterminent analytiquement le module apparent et la contrainte maximale en utilisant la densité relative et les propriétés intrinsèques du matériau constitutif des travées par les relations suivantes :

$$\frac{E_{app}}{E} = C \cdot \left(\frac{\rho_{app}}{\rho}\right)^n \quad \text{et} \quad \frac{\sigma_{app}}{\sigma_{max}} = C' \cdot \left(\frac{\rho_{app}}{\rho}\right)^{n'} \quad (39) \quad (40)$$

avec C , C' , n et n' des coefficients spécifiques à la structure de l'os spongieux. Les valeurs de n et n' varient de 1 à 4 quelque soit le matériau cellulaire. Il a toutefois été démontré qu'une valeur proche de 2 reste caractéristique des matériaux cellulaires à cellules ouvertes.

Une étude comparative des résultats obtenus à partir de ces modèles avec diverses données expérimentales ont permis de valider la méthodologie proposée par ces auteurs [GIB97]. Afin d’améliorer la représentativité des modèles développés, des auteurs proposent de nouveaux modèles à l’architectures élémentaires plus complexes [GUO02], [KIM02], [FOR98] basées sur les différentes géométries représentatives d’une unité cellulaire (Figure I.16).

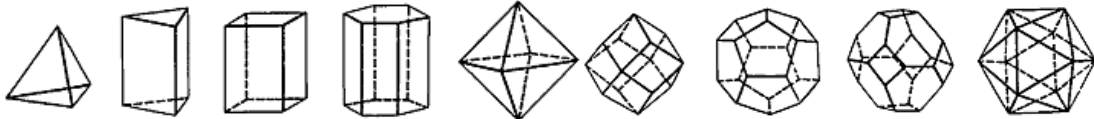


Figure I.16 - géométries des unités cellulaires proposées par la théorie des matériaux cellulaires d’après [GIB97].

5.2. Modélisation Eléments Finis de structures idéalisées

L’analyse d’un comportement par la théorie des matériaux cellulaires est tout à fait satisfaisante pour des matériaux structurés tel que les nids d’abeilles. Pour des matériaux plus complexes à l’image de l’os spongieux, ce type d’approche ne permet pas de prendre en compte les irrégularités géométriques du réseau trabéculaire (géométrie des cellules variables, épaisseur de travées, nombre de travées). Pour y parvenir, des modèles Eléments Finis génériques basés sur des treillis désordonnés auxquels sont associés les principales caractéristiques de l’architecture trabéculaire sont développés.

Jensen et al. [JEN90] proposent ainsi de décrire l’architecture trabéculaire par un assemblage d’éléments poutres en treillis régulier dont les espaces et épaisseurs sont différenciés à partir de mesures histomorphométries (verticale ou horizontal) (Figure I.17). Un coefficient de désordre est ensuite introduit afin de perturber aléatoirement le réseau pour être le plus proche des irrégularités caractéristiques de l’os trabéculaire.

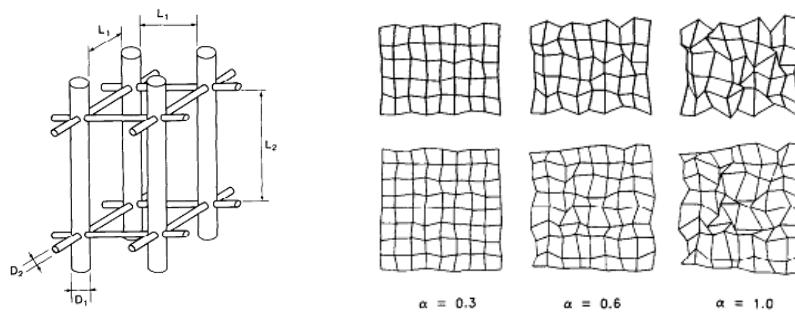


Figure I.17 - modélisation EF idéalisée d’après [JEN90].

Yeh et Keaveny [YEH99] étendent cette approche en introduisant des variations d’épaisseurs de travées (de 25%, 40% ou 55%) dans le réseau (Figure I.18). Les auteurs montrent une modification significative du comportement mécanique de leurs modèles lors de la prise en compte de différentes épaisseurs trabéculaires. Walter et al. [WAL97] proposent de réaliser le même type d’étude cette fois-ci sur une structure paramétrable modélisée par des éléments volumiques (désordre, épaisseur de travée, distances inter-travées).

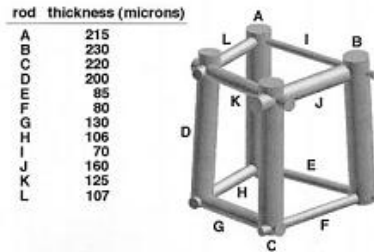


Figure I.18 - modélisation EF idéalisée avec prise en compte des variations d'épaisseurs trabéculaires d'après [YEH99].

Une autre approche consiste en un assemblage de poutres, toujours sous forme de treillis perturbé ici aléatoirement selon le diagramme de Voronoi (décomposition particulière d'un espace métrique déterminé par les distances à un ensemble discret d'objets de l'espace).

Silva et al. [SIL97] proposent ainsi d'introduire un désordre dans une structure en nid d'abeilles (2D) régulière par l'intermédiaire d'une distribution aléatoire basée sur le diagramme de Voronoi (Figure I.19). Chaque élément de section caractérisant une travée est discrétisé en 3 éléments. Les épaisseurs trabéculaires sont déterminées par histomorphométrie et appliquées aux maillages (épaisseur de trabécules de 0,213 mm aux éléments longitudinaux, épaisseur de 0,153 mm aux éléments transversaux). Dans cette étude, les auteurs mettent en évidence une variation de 30% de la rigidité d'une structure désordonnée comparativement à une structure organisée. Les auteurs s'intéressent également aux effets du vieillissement sur le tissu osseux et notamment les mécanismes de pertes osseuses. Ainsi une réduction de la densité globale de 10% entraîne en moyenne une réduction de la rigidité de 20%. Par contre, une diminution de 10% de la densité relative par l'intermédiaire de trabécules éliminées entraîne une diminution de la rigidité de 70%.

La modélisation proposée par Silva et al. a été étendue en trois dimensions [VAJ00]. Ces auteurs ont obtenus des résultats similaires quant aux effets de pertes osseuses sur les propriétés mécaniques de l'os trabéculaire.

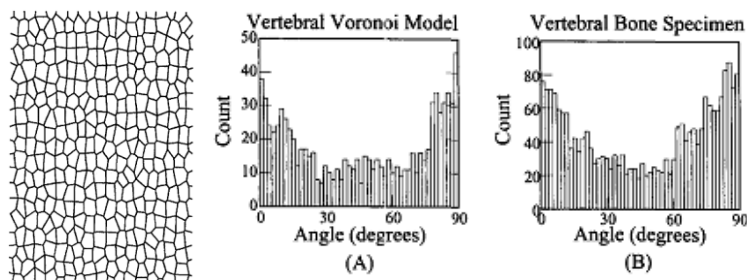


Figure I.19 - modélisation EF idéalisée d'une structure trabéculaire avec perturbation du maillage selon le diagramme de Voronoi d'après [SIL97].

5.3. Modélisation Eléments Finis de structures réelles

Les modèles Eléments Finis de structures idéalisées ont montré l'intérêt de considérer les propriétés intrinsèques du réseau trabéculaire (désordre, variation d'épaisseur, perte de continuité). Toutefois, ces modèles ne permettent pas de représenter fidèlement l'architecture. Les progrès observés dans l'imagerie depuis une vingtaine d'année ont permis d'accéder à des

informations structurales et architecturales de plus en plus réalistes. La modélisation de structures réelles consiste donc à réaliser une représentation Eléments Finis de l’architecture à partir de données obtenues par imagerie (modélisation micro Elément Finis (μ EF)) . Cette technique de modélisation permet de simuler le comportement mécanique pour différentes conditions de sollicitations de l’architecture et d’aider à la compréhension des mécanismes de déformation. Ces modèles sont alimentés par des lois élastiques isotropes homogènes extraites de la littérature ou identifiées par méthodes inverses (annexe A.7). Toutefois, des modélisations tendent vers l’identification et l’utilisation de lois de comportement élasto-plastiques.

La principale limitation des modèles μ EF actuels réside dans l’absence de prise en compte des hétérogénéités présentes à une échelle microscopique au sein du matériau constitutif. Toutefois, des auteurs [RIE00] jugent que les propriétés mécaniques microscopiques ne jouent qu’un rôle mineur sur le comportement macroscopique de l’os spongieux.

Deux modélisations μ EF sont couramment réalisées soit à partir d’éléments hexaédrique soit à partir d’éléments tétraédriques. Afin de diminuer la complexité des modèles et réduire les coûts de calcul, des modèles utilisant des éléments poutres ont aussi vu le jour. L’annexe A.7 synthétise les caractéristiques des différentes modélisations entreprises.

5.3.1. Modélisation en éléments hexaédriques

Cette modélisation consiste à remplacer chaque voxel (extensions en 3D des pixels constituant les données tomographiques) par des éléments hexaédriques à 8 nœuds (Figure I.20). Cette technique de conversion des voxels en éléments hexaédriques assure l’obtention rapide d’un modèle EF de l’architecture trabéculaire. Toutefois, ce type de maillage génère des « marches d’escalier » à l’origine de pertes de continuités géométriques. La résolution d’acquisition constitue donc un critère important dans la qualité du modèle.

A partir de 1992, nombre d’auteurs (Hollister et Kikuchi (1992), Hollister et al. (1992), Fyhrie et al (1992), Edidin et al. (1993), Fyhrie et Hamid (1993)) utilisent des images en coupes (résolution de 50 μ m) pour construire des modèles EF détaillés de l’architecture trabéculaire (cubes jusqu’à 2,3 mm de cotés).

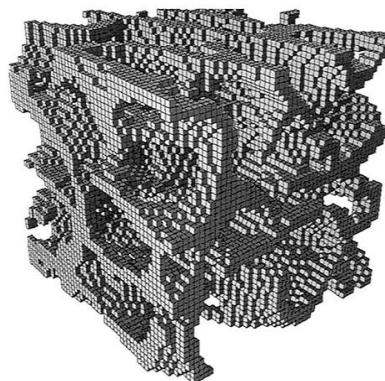


Figure I.20 - modélisation hexaédrique d’une architecture trabéculaire d’après [ULR98].

Toutefois, la nécessité de travailler sur des échantillons d’au minimum 5 mm de coté [BRO80], [HAR88] pour assurer la continuité du réseau trabéculaire, poussa Van Rietbergen et

al [RIE95] à développer des modèles μ EF caractéristiques d'un Volume Élémentaire Représentatif (128 voxels de côté à une résolution de 40,26 x 28,44 x 40 μ m). Afin de minimiser les temps de simulation, ces auteurs utilisent une résolution du problème élément par élément (approche EBE proposée par Hughes et al (1987)) et réalisent les simulations sur un ordinateur CRAY. Les auteurs identifient un module moyen du tissu constitutif de 5,91 GPa. A partir des observations locales de déformations et de contraintes, les auteurs caractérisent une prédominance de déformations des travées par flexion. En parallèle, une étude préliminaire sur un échantillon de 2 mm de côté est entreprise pour identifier l'influence de la résolution sur la détermination du module apparent. Les auteurs montrent que la taille d'éléments n'a que peu d'influence sur la raideur globale de l'échantillon dans la mesure où le réseau trabéculaire est suffisamment bien discrétisé. Pour une résolution inférieure à 80 μ m, la différence de rigidité par rapport à un modèle à 20 μ m se limite au maximum à 5% (Figure I.21).

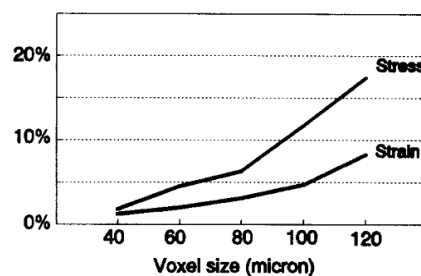


Figure I.21 - influence de la résolution d'acquisition sur les valeurs de déformation et de contraintes. erreur (en %) commise sur la prédiction de la déformation et de la contrainte pour une taille de voxel comprise entre 40 et 120 μ m comparativement aux résultats initiaux obtenus à 20 μ m d'après [RIE95].

En 1996, ces auteurs [RIE96] réitèrent leurs travaux sur deux échantillons extraits de baleines. Ils procèdent à un regroupement des voxels afin de diminuer la complexité de leurs modèles (80 μ m). Les deux échantillons maillés comptent respectivement 566 967 éléments ($d_r=0,30$) et 653 533 éléments ($d_r=0,35$). Ils utilisent ces modèles pour réaliser une caractérisation complète des propriétés élastiques des spécimens (matrice de rigidité). En 1998, ces auteurs [RIE98B] utilisent une modélisation d'os trabéculaire pour identifier la limite élastique du matériau constitutif (210 MPa).

Bevill et al. [BEV09] s'intéressent également à l'influence de la résolution de modélisation (de 20 à 120 μ m), mais cette fois-ci sur la prédiction de la contrainte maximale pour différents sites anatomiques, au niveau de porosités sensiblement différentes (col du fémur, grand trochanter et vertèbre). Les auteurs alimentent leurs modèles par une loi isotrope élastique ($E=10$ GPa, $\nu=0,3$, $\epsilon_{\text{traction}}=0,33\%$, $\epsilon_{\text{compression}}=0,81\%$). Une résolution de 120 μ m n'entraîne pas de modification significative ($<15\%$) sur la prédiction de la contrainte maximale d'échantillons extraits du col du fémur. Pour des zones à porosité supérieure (grand trochanter et vertèbre, $d_r \leq 15\%$), la résolution influence significativement la prédiction de la contrainte (variation de 20 à 80% selon la résolution). Sur les zones de faibles densités, une résolution trop élevée entraîne en effet des pertes significatives d'informations.

Niebur et al. [NIE00] proposent de réaliser une modélisation d'architecture spongieuse (sur 7 échantillons) en alimentant ces modèles EF par une loi de comportement bilinéaire asymétrique en traction et en compression, basée sur l'hypothèse que le tissu trabéculaire a un

comportement similaire. Les auteurs observent une amélioration de la prédiction du comportement mécanique. Verhulp et al. [VER08] proposent également d’identifier le comportement endommagé du tissu trabéculaire (selon le modèle plastique de Hill) par identification inverse sur 7 échantillons. Les auteurs observent une très bonne reproductivité du comportement apparent de chaque échantillon. Ils montrent toutefois d’importantes variations entre les paramètres identifiés ($E=6,54$ GPa ($\pm 1,11$ GPa) et $\sigma_{max}=228,14$ MPa ($\pm 34,79$ MPa)) pour des échantillons extraits du même sujet et d’un même site anatomique.

L’analyse EF est utilisée pour déterminer les contraintes et déformations apparentes ou locales de l’os trabéculaire. La qualité des résultats peut se détériorer pour de faibles résolutions d’acquisitions [BEV09]. Des méthodes de lissages (smoothing) sont donc développées afin d’améliorer la description surfacique de l’os trabéculaire, notamment dans le cas de faible résolution d’acquisition (Figure I.22).

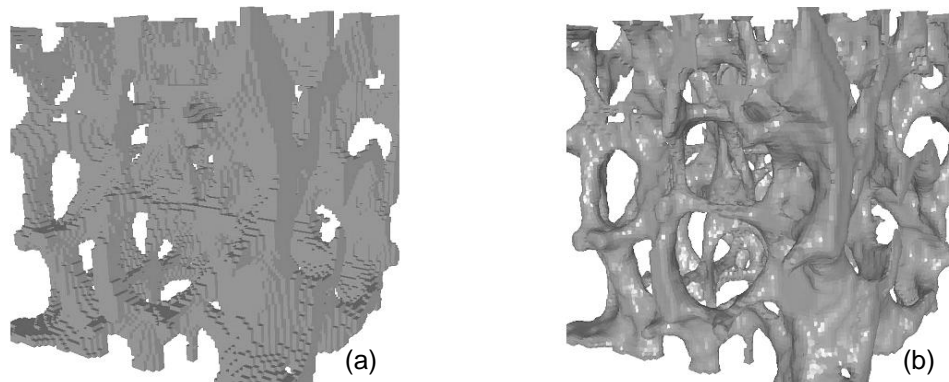


Figure I.22 - architecture trabéculaire modélisation en éléments hexaédriques.
(a) sans lissage - (b) avec lissage d’après [ARB08]

Arbenz et al. [ARB08] s’intéressent ainsi aux conséquences du lissage sur l’exactitude de la réponse Eléments Finis. Les auteurs observent une amélioration de la visualisation apparente de la structure ainsi que des champs de contraintes. Ils constatent cependant une légère augmentation du niveau de contrainte par rapport au modèle hexaédrique et un accroissement significatif des durées de simulation.

5.3.2. Modélisation en éléments tétraédriques

La technique de maillage en éléments tétraédriques consiste à développer le maillage à partir de la surface de l’échantillon générée par l’algorithme marching cube (Frey et al. 1994, Müller et Rügsegger 1995). Par cette méthode, les voxels sont subdivisés en éléments tétraédriques de différentes tailles (Figure I.23). L’avantage de cette technique est de proposer une surface lissée de l’échantillon plus réaliste que celle obtenue en éléments hexaédriques. Toutefois, cette géométrie d’élément entraîne un accroissement de leur nombre et des temps de calcul considérables comparativement à une modélisation en éléments hexaédriques.

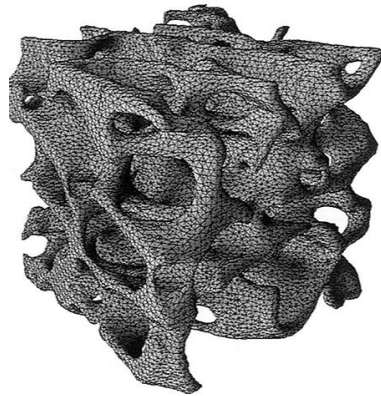


Figure I.23 - modélisation tétraédrique d'une architecture trabéculaire d'après [ULR98].

Müller et Rüeegsegger [MUL95] développent une technique de modélisation (VOMAC pour VOlumetric MArching Cubes) générant automatiquement le maillage tétraédrique. Cette méthode est une extension de l'algorithme marching cube utilisant la triangulation de surfaces 2D. Un groupe de 8 voxels voisins est défini sous la forme d'un cube. Si l'ensemble du cube appartient à l'objet, cinq tétraèdres sont créés. Si, une partie du cube ne fait pas partie de l'objet, une surface est interpolée afin de séparer les voxels appartenant au volume des autres voxels. Des éléments tétraédriques sont alors générés dans le volume de matière considéré (Figure I.24).

Müller et al. réalisent sur ce principe, une modélisation tétraédrique d'un cube d'os spongieux de 3,4 mm de côté pour une faible résolution d'acquisition (250 μm). Par la suite, ces mêmes auteurs [MUL96] utilisent ce principe de modélisation pour étudier l'influence des phénomènes de pertes osseuses sur les propriétés mécaniques.

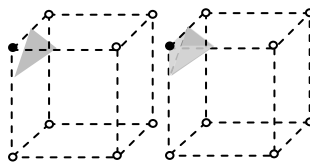


Figure I.24 - principe du VOMAC d'après [MUL95].

exemple sur un cas simple à 8 voxels voisins. Seul un voxel appartient à l'objet (•) les autres sont en dehors (o). Un triangle est donc créé pour séparer (•) de (o) et un élément tétraédrique est ensuite créé à partir de ce triangle (VOMAC)

Basée sur une résolution d'images de 28 et 168 μm , Ulrich et al. [ULR98] créent des modèles μEF d'échantillons d'os spongieux de 4 mm de côté en éléments hexaédriques et en éléments tétraédriques. Les échantillons sont extraits de différentes localités anatomiques (tête fémorale, crête iliaque et vertèbre). Le but de cette étude est de comparer l'influence de la résolution et du type de maillage employé selon la localité anatomique concernée. Pour de faibles résolutions, le modèle tétraédrique donne de meilleurs résultats que le modèle hexaédrique. Toutefois, les résultats obtenus apparaissent fortement dépendants de la localité anatomique et plus particulièrement du taux de porosité. Ainsi, pour des échantillons extraits de la tête fémorale ($d_r=26\%$) la différence de contrainte entre des modèles hexaédriques et les modèles tétraédrique est peu marquée. Pour des localités à plus faibles densités (crête iliaque (16%) et vertèbre (9%)), l'influence de la résolution et du type d'élément apparaît beaucoup plus significatives.

5.3.3. Modélisation en éléments poutres

Afin de diminuer la complexité des modèles Eléments Finis, une méthode de modélisation basée sur la squelettisation de l’architecture trabéculaire a vu le jour. Elle consiste à réduire une forme en un ensemble de courbes, appelées squelettes, centrées dans la forme d’origine. Chaque courbe est ensuite discrétisée en un certain nombre d’éléments poutres (Figure I.25). Ce type de modélisation présente un grand intérêt dans la modélisation de structure trabéculaire, notamment par une diminution significative des temps de simulation [LEN06]. L’utilisation de modèles poutres se limite toutefois à la phase élastique de compression du tissu trabéculaire. Les éléments à ce jour disponible dans les codes de calcul Eléments Finis ne permettent pas de considérer les mécanismes de flexion (par flambement global) caractéristiques de l’os spongieux [HAL08].

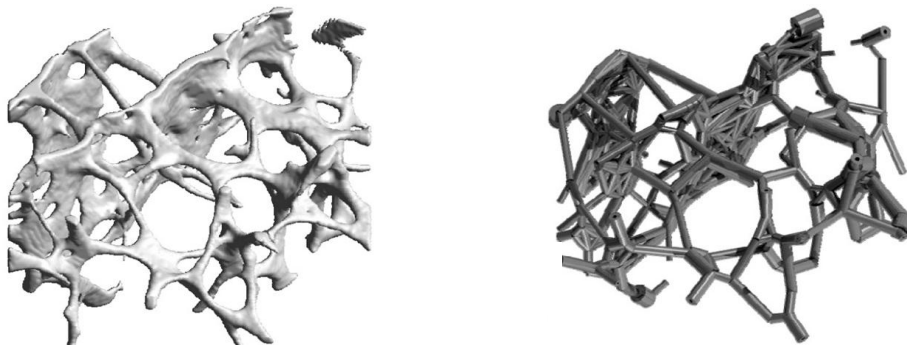


Figure I.25 - modélisation en éléments poutres d'une architecture trabéculaire d'après [STA06].

Plusieurs algorithmes de squelettisation ont été développés afin de respecter le plus fidèlement possible la géométrie et la topologie de structures complexes [LIN82], [HAL78], [LEE94], [POT00], [STA06]. Les paramètres topologiques et morphologiques caractérisant la structure trabéculaire sont ensuite attribués aux modèles Eléments Finis simplifiés.

Follet et al. [FOL06] réalisent ainsi des modélisations en éléments poutres (9 échantillons de 6,6 mm de côté) à partir d'échantillons extraits de calcanéum. Les échantillons sont sollicités en compression jusqu'à 0,5% de déformation. Les auteurs considèrent des éléments poutres à sections constantes déterminées à partir des épaisseurs trabéculaires ($Tb.Th$). Ils réalisent en parallèle des modélisations hexaédriques de ces mêmes échantillons (résolution de 40 μm) afin d'évaluer la validité des modèles poutres proposés. Ces modèles poutres fournissent des modules trabéculaires osseux proches des valeurs classiques de la littérature ($E=10,3$ GPa et $\sigma_{max}=218$ MPa). Par contre, le module de Young obtenu à partir de la modélisation hexaédrique est nettement supérieur aux valeurs classiquement observées dans la littérature ($E=34,1$ GPa). Les auteurs justifient cette surestimation du module de Young par une limitation des modélisations hexaédriques pour des structures spongieuses de faibles densités.

Van Lenthe et al. [LEN06] réalisent des travaux similaires sur des structures spongieuses de vertèbres modélisées à la fois en éléments poutres et en éléments hexaédriques. L'étude est réalisée sur 42 échantillons extraits de vertèbres. La densité relative des échantillons modélisés varie de 3,7 à 19,5%. Les épaisseurs trabéculaires réelles (obtenues par étude morphologique) sont appliquées aux structures modélisées en éléments poutres. Les modèles hexaédriques comptent de 200 000 à 1 000 000 éléments alors que les modèles

poutres comptent de 3 000 à 15 000 éléments. Les modèles sont sollicités en compression jusqu'à 3% de déformation. Les temps de simulations sont de 219 s pour le modèle poutre et plus 50 000 s pour le modèle hexaédrique. Les auteurs identifient un module de 9 GPa pour le modèle poutre et 10,7 GPa pour le modèle hexaédrique.

Ce paragraphe conclut l'état de l'art des différences modélisations entreprises de l'os spongieux. La majeure partie des modèles ont été développées à partir d'une conversion des voxels, caractéristiques des données obtenues par imagerie, en éléments hexaédriques. Grâce à ces modèles, les auteurs ont notamment entrepris d'identifier le comportement mécanique du tissu constitutif des travées, mais également d'étudier l'influence de la structure sur le comportement macroscopique de l'os spongieux. La dernière partie de cette étude bibliographique consiste donc à répertorier les différents travaux s'intéressant aux effets de l'architecture sur le comportement mécanique obtenu expérimentalement ou par simulation numérique.

6. Effets de l'architecture sur les propriétés mécaniques

6.1. Influence des propriétés densitométriques

Le Tableau I.5 synthétise les principales corrélations relevées dans la littérature entre densités et propriétés mécaniques expérimentaux.

Le module apparent et la contrainte maximale sont significativement corrélés à la densité apparente [CAR77], [RHO95], [MIT97] ou à la densité relative [FOL06]. Kuhn et al. [KUH89B] ou encore Kaneko et al. [KAN04] corrélient également ces propriétés mécaniques à la densité minérale. Les relations établies sont soit de forme linéaire, soit en puissance. Pour les relations linéaires, celle-ci n'ont de sens que dans le domaine de densités testés. En effet, pour une densité nulle, le paramètre mécanique devrait également être nul ce qui n'est pas le cas pour ces relations. Pour les relations en puissance, la puissance varient entre 1 et 5, la valeur moyenne est toutefois proche de 2 [KOP98], [MOR01] en accord avec les propos avancés par Gibson et al. [GIB97]. Certains auteurs [CAR77], [LIN91], [OUY97] s'intéressent également aux effets de la vitesse de déformation sur le module ou la contrainte et établissent des relations entre la contrainte ou le module fonction de la densité apparente et de la vitesse de déformation. Si le degré de puissance attribué par Carter et al [CAR77] ou Linde et al [LIN91] traduit une influence réelle de la vitesse, celle-ci semble limitée pour la relation établie par Ouyang et al. [OUY97].

Tableau I.5 - relations entre propriétés mécaniques et mesures densitométriques.

AUTEURS	[REF]	LOCALITE	n	RELATIONS	R ²	PARAMETRES
Melvin et al. 1970	[MEL70]	crâne humain	52	$E_{app}=2,02.10^{12}.\rho_{app}^{5,13}$	-	ρ_{app} (lb/in ³) E_{app} (lb/in ²)
Carter et Hayes 1977	[CAR77]	tibia humain et condyle fémoral bovin	20	$\sigma_{app}=68.\epsilon^{0,06}.\rho_{app}^2$ $E_{app}=3790.\epsilon^{0,06}.\rho_{app}^3$	-	ϵ (s ⁻¹) σ_{app} (MPa) ρ_{app} (g/cm ³) E_{app} (MPa)
Ducheyne et al. 1977	[KUH89]	fémur distal humain	-	$E_{app}=353.\rho_{app}^{-55,4}$ $\sigma_{app}=4,52.\rho_{app}^{-0,583}$	-	E_{app} (kg/mm ²) σ_{app} (kg/mm ²) ρ_{app} (g/cm ³)
Klever et al. 1985	[LIN92]	tibia proximal humain	-	$E_{app}=4100.\rho_{app}^{1,5}$ $\sigma_{app}=38.\rho_{app}^{1,5}$	-	E_{app} (MPa) ρ_{app} (g/cm ³)
Linde et Hvid 1989	[LIN92]	tibia proximal humain	-	$E_{app}=10256.\rho_{app}^{2,5}$ $\sigma_{app}=69,1.\rho_{app}^{2,1}$	-	E_{app} (MPa) σ_{app} (Mpa) ρ_{app} (g/cm ³)
Kuhn et al. 1989	[KUH89]	fémur distal canin	41	$E_{app}=547,1.\rho_{app} - 47,9$ $E_{app}=572,5.\rho_{app}^{1,39}$ $\sigma_{app}=24,15.\rho_{app} - 4,03$ $\sigma_{app}=19,9.\rho_{app}^{1,48}$	0,75 0,79 0,74 0,68	E_{app} (MPa) σ_{app} (Mpa) ρ_{app} (g/cm ³) ρ_m (g/cm ³)
			37	$E_{app}=991,4.\rho_m - 62,8$ $E_{app}=1352,9.\rho_m^{1,48}$ $\sigma_{app}=44,09.\rho_m - 4,4$ $\sigma_{app}=50.\rho_m^{1,60}$	0,72 0,78 0,72 0,66	
Linde et al. 1991	[LIN92]	tibia proximal humain	-	$E_{app}=2232.\rho_{app}^{1,56}.\epsilon^{0,047}$ $\sigma_{app}=40,2.\rho_{app}^{1,65}.\epsilon^{0,075}$	-	ϵ (s ⁻¹) E_{app} (MPa) σ_{app} (MPa) ρ_{app} (g/cm ³)
Linde et al. 1992	[LIN92]	genoux humain	41 (cylindrique)	$\sigma_{app}=25,4.\rho_{app}^{1,60}$ $E_{app}=1624.\rho_{app}^{1,32}$	0,75 0,70	E_{app} (MPa) σ_{app} (MPa) ρ_{app} (g/cm ³)
			41 (cube)	$\sigma_{app}=30,5.\rho_{app}^{1,72}$ $E_{app}=2374.\rho_{app}^{1,60}$	0,84 0,79	
Hodskinson et Currey 1992	[HOD92]	cheval humain bovin	25	$\text{Log}(E_{app})=1,91.\text{log}(\rho_{app}) - 2,24$	-	E_{app} (MPa) ρ_{app} (g/cm ³)
			24	$\text{Log}(E_{app})=1,91.\text{log}(\rho_{app}) - 2,30$	-	
			8	$\text{Log}(E_{app})=1,91.\text{log}(\rho_{app}) - 2,35$	-	
Rho et al. 1995	[RHO95]	tibia proximal humain	144	$E_{app}(SI)=5,54.\rho_{app} - 326$ $E_{app}(ML)=1,81.\rho_{app} - 124$ $E_{app}(AP)=1,52.\rho_{app} - 98$ $E_{app}(SI)=0,51.\rho_{app}^{1,37}$ $E_{app}(ML)=0,06.\rho_{app}^{1,55}$ $E_{app}(AP)=0,06.\rho_{app}^{1,51}$	0,95 0,88 0,86 0,96 0,90 0,89	E_{ii} (MPa) ρ_{app} (kg/m ³)
Mitton et al. 1997	[MIT97]	vertèbre de brebis	32 (à 22°C)	$\sigma_{app}=43,22.\rho_{app} - 0,72$ $E_{app}=4299,4.\rho_{app} - 781,3$	0,93 0,83	σ_{app} (MPa) ρ_{app} (g/cm ³) E_{app} (MPa)
			30 (à 37°C)	$\sigma_{app}=43,05.\rho_{app} - 3,69$ $E_{app}=2363,7.\rho_{app} - 131,7$	0,93 0,79	
Ouyang et al. 1997	[OUY97]	vertèbre humaine	36	$E_{app}=2382.\rho_{app}^{1,88}.\epsilon^{0,007}$ $\sigma_{app}=7,5.\rho_{app}^{1,29}$		ϵ (s ⁻¹) σ_{app} (MPa) ρ_{app} (g/cm ³) E_{app} (MPa)
Kopperdahl et Keaveny 1998	[KOP98]	vertèbre humaine		$\sigma_{app}=19,6.\rho_{app} - 1,4$ $\sigma_{app}=32,6.\rho_{app}^{1,60}$ $E_{app}=2100.\rho_{app} - 80$ $E_{app}=2350.\rho_{app}^{1,20}$	0,73 0,70 0,61 0,60	E_{app} (MPa) σ_{app} (MPa) ρ_{app} (g/cm ³)
				$\sigma_{app}=37,1.\rho_{app}^{1,74}$ $\sigma_{app}=90,2.\rho_{app}^{2,17}$	0,80 0,92	
				$E_{app}=0,0308.\rho_m^{1,85}$ $\sigma_{app}=0,000831.\rho_m^{1,68}$	0,89 0,94	
Kaneko et al. 2004	[KAN04]	fémur distal	49			E_{app} (MPa) P_m (mg/cm ³)

6.2. Influence des paramètres architecturaux obtenus par imagerie

Des auteurs cherchent à corréler les paramètres architecturaux obtenus par imagerie aux paramètres mécaniques sous forme de relations en puissance ou linéaire. Les variations architecturales sont comparées soit aux propriétés mécaniques de l'os spongieux obtenues expérimentalement soit aux résultats obtenus par simulation numérique. Les principales études considèrent essentiellement la densité relative. Toutefois, certains auteurs corréler s'intéressent également au tenseur de fabrique caractérisant l'anisotropie structurale de l'os trabéculaire.

- *Les paramètres morphologiques*

Le module apparent qu'il soit déterminé par expérimentation ou par simulation se corréle significativement au rapport BV/TV ou plutôt à la densité relative [EIJ06], [LEN06]. La rigidité d'un échantillon est donc fonction du volume de vide ou de matière présent dans le tissu spongieux. En comparaison des relations établies expérimentalement entre le module et la densité apparente, les coefficients de dépendance du module par rapport à la densité relative sont nettement supérieurs ($R^2 > 0,85$) [LEN06], [PER08], justifié en partie par une erreur de mesure de densité beaucoup plus importante expérimentalement. Van Eijden et al [EIJ06] utilisent des modélisations EF d'os spongieux afin d'identifier l'influence de paramètres architecturaux sur le comportement mécanique en compression et en cisaillement. Ces modèles sont alimentés par une loi élastique isotrope ($E=1$ GPa et $\nu=0,3$). Les auteurs mettent en évidence que la variation de module obtenue s'explique en partie par la zone de prélèvement des échantillons (fort gradient de porosités). Ulrich et al. [ULR99] confirment ces propos par le biais de simulations numériques de 237 éprouvettes d'os spongieux modélisées en éléments hexaédriques (alimentées par une loi élastique isotrope ($E=1$ GPa et $\nu=0,3$)). Toutefois, ces auteurs démontrent qu'en couplant le BV/TV à un paramètre architectural (topologique ou morphologique) les variations de module entre différents échantillons semblent se justifier d'autant plus. Cette tendance a également été observée expérimentalement [TEO06]. Homminga et al. [HOM04] mettent cependant en évidence qu'une variation de densité n'introduit pas nécessairement de modification significative de la rigidité de l'échantillon. Par le biais de simulation numérique, les auteurs montrent qu'une diminution de 25% de la densité relative (engendré par des phénomènes de pertes osseuses) n'entraîne pas de changement significatif de la rigidité de l'échantillon (inférieure à 5%). Ils justifient ces résultats par une modification de l'anisotropie structurale compensant les diminutions de rigidités dues aux pertes osseuses.

La contrainte maximale se corréle également à la densité relative [FOL05], [TEO06], [PER08]. Bevil et al. [BEV09]. appuient cette tendance par l'intermédiaire de simulations numériques réalisées sur différents sites anatomiques. Les auteurs montrent toutefois que le coefficient de corrélation est fortement dépendant de la densité relative des échantillons. Ainsi pour des spécimens de très faibles densités (extraits de vertèbres par exemple (BV/TV=11%)), le coefficient de corrélation est nettement moins significatif que pour des échantillons extraits de zones de plus forte densité relative (extraits du col du fémur BV/TV=25%).

Concernant les autres paramètres morphologiques, peu d’études s’intéressent à leurs influences sur les propriétés mécaniques. Les quelques études relevées [MAJ98], [CEN99] [MIT05], [TEO06] mettent en évidence une faible dépendance des paramètres trabéculaires ($R^2 < 0,7$) sur les variations de modules ou de contraintes.

- *Les paramètres topologiques*

Les résultats obtenus lors de précédentes études mettent en évidence une dépendance des paramètres de connexité (Tb.Pf ou SMI) sur le module apparent et la contrainte maximale [TEO06], [MIT05].

L’orientation architecturale de l’os spongieux contribue également à modifier son comportement élastique. Toutefois, aucune corrélation évidente n’est démontrée entre le degré d’anisotropie caractérisant globalement l’orientation architecturale et les propriétés mécaniques de l’os spongieux [MIT08], [MIT05], [TEO06]. Par contre, les paramètres propres à l’ellipsoïde représentative de l’orientation trabéculaire sont utilisés avec succès afin d’expliquer le comportement anisotrope de l’os spongieux. Cowin et al [COW85] ont ainsi développé un modèle mathématique reliant les constantes d’élasticités aux paramètres d’anisotropie (valeurs propres) définies à partir du tenseur de fabrique. Les relations développées reposent sur les hypothèses suivantes : le matériau constitutif a un comportement linéaire élastique et isotrope ; l’anisotropie mécanique est uniquement due à l’architecture trabéculaire quantifiée par l’intermédiaire du tenseur de fabrique. La relation établie est la suivante :

$$\begin{cases} S_{iiii} = k_1 + 2k_6 + (k_2 + 2k_7)\pi + 2(k_3 + 2k_8)H_i + (2k_4 + k_5 + 4k_9)H_i^2 \\ S_{ijij} = k_1 + k_2\pi + k_3(H_i + H_j) + k_4(H_i^2 + H_j^2) + k_5H_iH_j \\ S_{ijij} = k_6 + k_7\pi + k_8(H_i + H_j) + k_9(H_i^2 + H_j^2) \end{cases} \quad (41)$$

Avec $i, j = 1, 2, 3 ; i \neq j ; S_{ijkl}$ composantes du tenseur de souplesse ; H_i et H_j les valeurs propres du tenseur de fabrique ; $II = H_1H_2 + H_2H_3 + H_1H_3$: le second invariant de H ; k_1 à k_9 : 9 fonctions de la densité structurale ou de la fraction volumique

En se basant sur le modèle développé par Cowin, Turner et al. établissent une relation entre les constantes d’élasticité et le tenseur de fabrique, déterminée par le calcul des longueurs moyennes d’interception. Ils utilisent une forme découplée des équations de Cowin afin de déterminer indépendamment le module de Young et le module de cisaillement.

Van Ritebergen et al. [RIE98A] ou encore Kabel et al. [KAB99], [KAB99] réalisent une analyse 3D Eléments Finis d’échantillons cubiques d’os spongieux afin de déterminer l’ensemble des constantes élastiques orthotropes. En parallèle, les auteurs déterminent le tenseur de fabrique caractérisant l’anisotropie structurale des échantillons par différentes méthodes (MIL, SVD, VO). La matrice de souplesse (ou matrice de rigidité) est alors reconstruite selon le modèle de Cowin. Les constantes de souplesse ainsi obtenues sont comparées à celle déterminées à partir du modèle Eléments Finis. Les auteurs établissent ainsi de fortes corrélations entre les propriétés mécaniques calculées par Eléments Finis et celles obtenues à partir du tenseur de fabrique.

Que ce soit à partir des résultats expérimentaux ou à partir des résultats obtenus par simulation numérique, l'architecture contribue grandement au comportement de l'os spongieux et à ces dispersions. En outre, il a été identifié l'influence non négligeable des densités (relative, apparente ou minérale) sur ce comportement. Les paramètres d'anisotropie sont également apparus justifier des différences de comportement de l'os trabéculaire. Toutefois, peu d'études s'intéressent aux effets des autres paramètres d'architectures (les propriétés topologiques notamment), notamment en grandes déformations.

7. Conclusions

Ce chapitre dresse un état de l'art des méthodes de caractérisation mécanique et architecturale de l'os spongieux, en vue d'identifier son comportement.

La caractérisation mécanique de l'os spongieux est essentiellement menée par des essais de compression jusqu'à contrainte maximale (valeur au pic) ; très peu d'études rapportent en effet des grandeurs mécaniques post-effondrement. Les protocoles expérimentaux mis en œuvre par les auteurs présentent toutefois d'importantes disparités (segment anatomique testé, vitesse d'essais, conditions limites, présence ou non de moelle, géométrie et taille des échantillons...), justifiant des dispersions mécaniques rencontrées entre les différentes études.

La caractérisation architecturale de l'os spongieux est principalement menée par microtomographie. Cette technique d'imagerie permet d'accéder aux principales caractéristiques morphologiques et topologiques de l'os trabéculaire. Il a ainsi été montré d'intéressantes corrélations entre ces propriétés. Toutefois, les résultats obtenus par les différents auteurs sont apparus fortement dépendants des paramètres d'acquisition (notamment la résolution).

En plus de fournir des renseignements précieux sur l'architecture trabéculaire, les données tomographiques sont utilisées pour créer des modélisations Eléments Finis suffisamment représentatifs. Trois possibilités de maillage de l'os spongieux sont ainsi proposées :

- Soit par des éléments tétraédriques
- Soit par des éléments hexaédriques
- Soit par des éléments poutres

Si la première solution de maillage constitue de loin la plus réaliste pour décrire l'architecture trabéculaire, elle apparaît fortement pénalisée par des temps de simulations importants. La modélisation par des éléments poutres permet de pallier à ce défaut. Toutefois, les éléments poutres couramment employées ne permettent pas d'envisager une caractérisation en grandes déformations. Finalement, la modélisation par des éléments hexaédriques constitue le meilleur compromis. Elle est d'ailleurs utilisée par plusieurs auteurs, pour identifier les propriétés du matériau constitutif des travées, mais également la contribution de certains paramètres architecturaux sur le comportement mécanique (la densité relative notamment).

Au final, les résultats expérimentaux et numériques obtenus par les auteurs sont employés, afin d'approfondir notre connaissance du comportement mécanique de l'os spongieux.

Toutefois, ces résultats présentent d’importantes dispersions (aussi bien architecturales que mécaniques) en raison des variations inter et intra-individuelles. Or, peu de travaux expliquent le rôle de l’architecture sur ces dispersions, justifiant ainsi l’intérêt de cette thèse.

Le deuxième chapitre de ma thèse consiste ainsi, en une caractérisation expérimentale du comportement mécanique en grandes déformations (jusqu’à effondrement et rupture) d’échantillons d’os spongieux, sollicités en compression. Un protocole d’essai rigoureux est mis en place afin de minimiser les variabilités mécaniques pouvant être introduites par les conditions expérimentales. Les variations inter-individuelles et intra-individuelles sont prises en considération afin de déterminer leur contribution sur la dispersion classique des résultats. Des recherches de corrélations entre les différents paramètres mécaniques sont également réalisées afin de décrire l’ensemble du comportement élasto-plastique de l’os trabéculaire.

Le troisième chapitre a pour objectif de caractériser numériquement l’os trabéculaire. Une première partie consiste à caractériser l’architecture des échantillons testés mécaniquement à l’aide de la micro-tomographie, en tenant compte des variations inter et intra-individuelles. La deuxième partie de ce chapitre consiste à développer des modèles micro Eléments Finis à l’échelle mésoscopique de ces mêmes échantillons, à partir des coupes obtenues par micro-tomographie. Les modèles développés permettent de s’affranchir des variations inter et intra-individuelles et de mener une étude de sensibilité des différents paramètres architecturaux sur la réponse mécanique.

Dans le dernier chapitre, les caractérisations expérimentales et numériques sont couplées afin d’identifier l’influence des paramètres architecturaux sur le comportement mécanique de l’os trabéculaire en petites et grandes déformations. La cinématique de déformation de l’architecture trabéculaire est dans un premier temps observée. Les relations classiquement rencontrées dans la littérature sont vérifiées et une recherche de corrélations entre les paramètres mécaniques et les paramètres architecturaux est ensuite entreprise.

Chapitre II - Caractérisation expérimentale de l'os spongieux

La caractérisation expérimentale d'un matériau biologique nécessite l'application d'un protocole rigoureux en vue de minimiser les dispersions des résultats. Ce chapitre propose une description du protocole expérimental développé pour les besoins de ces travaux.

123 échantillons d'os spongieux ont ainsi été extraits de côtes bovines afin d'identifier leurs principales propriétés mécaniques. Les conditions expérimentales et les variabilités inter et intra-individuelles ont ensuite été contrôlées afin d'établir des résultats significatifs en vue d'identifier le comportement de ce tissu osseux. Il a été établi une corrélation de la contrainte maximale et du module apparent et une corrélation de la contrainte moyenne et de la contrainte maximale.

1. Matériels et méthodes

1.1. Segment anatomique étudié

Etant donné les restrictions quant à la réalisation d'essais sur des échantillons extraits de Sujets Humains Post-Mortem (SHPM) et pour des raisons d'éthique, le développement et la validation du protocole expérimental est mené sur des os de bœuf et plus particulièrement sur les côtes de l'animal. Ce segment anatomique est, en effet, avec la tête l'un des plus lésés lors d'un accident de la voie publique (AVP). Le protocole mis au point pourra être par la suite appliqué sur des échantillons prélevés de thorax humains.

Au nombre de 24 chez l'Homme (26 chez le bœuf), les côtes sont des os plats, longs et recourbés, reliées aux vertèbres pour la partie arrière du thorax et pour certaines d'entre elles au sternum pour la partie avant. Elles se caractérisent par une couche d'os cortical enveloppant une couche d'os spongieux gorgée de moelle osseuse. Plus spécifiquement, une côte se compose de 3 zones distinctes (Figure II.1) :

- L'extrémité dorsale est constituée d'un relief arrondi, la tête (zone articulaire) à laquelle fait suite une portion plus étroite, le col, dirigé vers l'arrière et latéralement. L'union entre le col et le corps de la côte est marquée par une saillie à orientation postérieure, le tubercule costal.
- Le corps prolonge le col pour infléchir rapidement vers l'avant et latéralement au niveau de l'angle costal. Les faces internes et externes du corps de la côte sont délimitées par des bords supérieur et inférieur. Ce dernier marque la limite inférieure du sillon costal courant sur la face interne de la côte.

- L'extrémité ventrale plus ou moins renflée et creusée d'une cavité ellipsoïdale, se continue dans le cartilage costal.

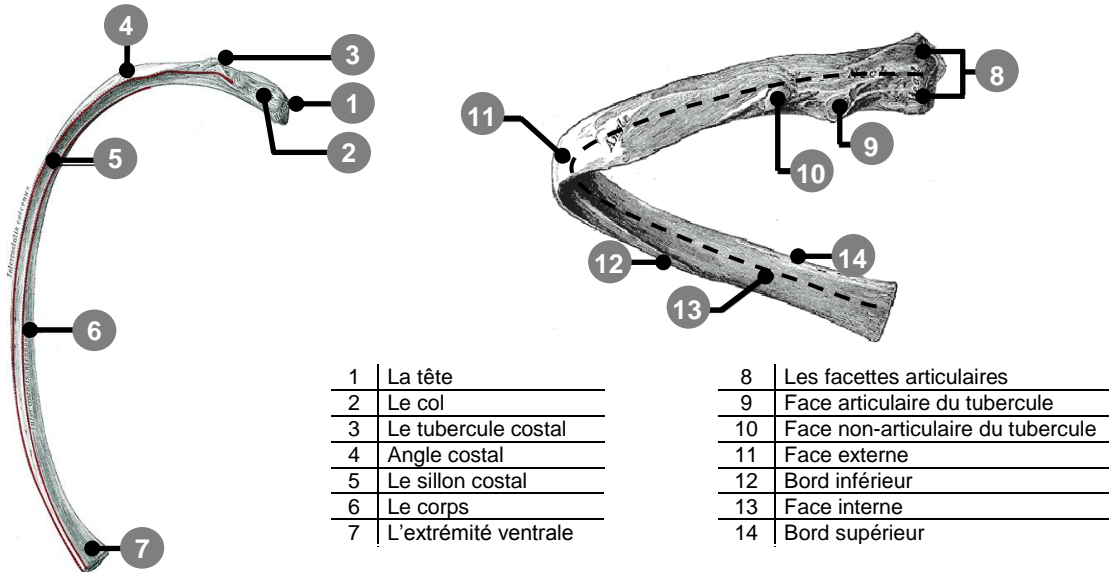


Figure II.1 - description d'une côte d'après H. Gray (1918).

Les côtes exploitées sont fournies par des bouchers locaux, 7 à 14 jours après abattage de l'animal. Les animaux testés sont âgés de 2 à 8 ans. Si, aucune distinction n'est réalisée entre les différentes races testées, les échantillons extraits de chaque sujet sont différenciés.

1.2. Conservation

La campagne expérimentale entreprise est réalisée sur des échantillons extraits de côtes « fraîches », 8 à 15 jours après abattage de l'animal. Durant toute la phase de préparations des échantillons (du prélèvement des côtes à l'extraction des spécimens), les côtes sont placées en chambre frigorifique à une température de +4°C. La durée maximale de conservation des spécimens après leurs prélèvements est d'environ 4h, temps nécessaire pour l'extraction d'échantillons d'un même sujet, leurs acquisitions par micro-tomographie puis leurs sollicitations mécaniques.

1.3. Préparation des échantillons

Ce paragraphe présente le protocole mis en place pour l'extraction des échantillons d'os spongieux. Une attention toute particulière a été portée durant cette étape de préparation afin de minimiser les perturbations des mesures expérimentales réalisées par la suite.

1.3.1. Prélèvement

Un foret carottier revêtu de diamant à son extrémité (ATECDIAM) est employé pour l'extraction d'échantillons cylindriques. Une micro-tronçonneuse (STRUERS) également revêtu de diamant à son extrémité est utilisée pour la rectification des faces supérieures et inférieures des échantillons. Ce même outil est utilisé pour l'extraction des échantillons cubiques.

Chapitre II : Caractérisation expérimentale de l'os trabéculaire

Les vitesses d'approche et de coupe des outils sont ajustées afin de minimiser l'endommagement des spécimens (échauffement de la matière et cisaillement de l'architecture). L'ensemble des échantillons, qu'ils soient cylindriques ou cubiques sont prélevés, indifféremment dans la côte et testés perpendiculairement à sa face externe. Chaque face des échantillons est référencée afin de conserver une même direction de chargement lors des essais.

a. Protocole d'extraction d'échantillons cylindriques

Les côtes sont préalablement sélectionnées et référencées. L'épaisseur d'os spongieux doit être suffisamment importante pour permettre le prélèvement d'échantillons représentatifs. Le périoste recouvrant les os est ensuite ôté afin d'assurer un maintien optimal de la côte lors de la phase de prélèvement. L'opération d'usinage des éprouvettes est réalisée au moyen d'une perceuse à colonne. Un foret carottier recouvert de diamant à son extrémité et de diamètre intérieur 9 mm est employé afin de prélever les échantillons. La côte est préalablement placée dans un étau afin d'assurer son maintien durant son usinage. Elle est positionnée de telle sorte que sa face externe soit placée perpendiculairement à l'outil de coupe (Figure II-2). Cette opération est réalisée avec la plus grande attention afin de préserver les travées externes et de ne pas altérer le matériau constitutif de l'os spongieux.



Figure II-2 - protocole d'extraction d'échantillons cylindriques : « carottage » d'une côte.

Suite à cette opération, les « carottes » obtenues se composent d'une couche d'os spongieux contenue entre deux épaisseurs d'os cortical. Ces deux couches d'os cortical sont donc ôtées afin d'obtenir des spécimens de 9 mm de haut. Cette opération est réalisée au moyen d'une scie circulaire diamantée (Figure II.3) au cours de la même phase d'usinage afin d'assurer un parfait parallélisme entre les faces supérieures et inférieures des échantillons.

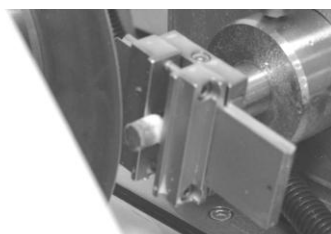


Figure II.3 - protocole d'extraction d'échantillons cylindriques : suppression des couches d'os cortical.

b. Protocole d'extraction d'échantillons cubiques

Les côtes sont préalablement sélectionnées et référencées, puis le périoste est ôté. La zone de prélèvement des échantillons est ensuite repérée et extraite de la côte (Figure II.4 a -

1^{ère} étape). La zone retenue est découpée en plusieurs tronçons de 8 mm d'épaisseur, perpendiculairement à la face externe de la côte (Figure II.4 b - 2^{ème} étape). Cette opération est réalisée au cours d'une même phase d'usinage afin d'assurer le parallélisme entre chaque face. Les zones de dimensions suffisamment importantes sont conservées et de nouveau tronçonnées tout les 8 mm, parallèlement à la face externe de la côte (Figure II.4 c - 3^{ème} étape). Le parallélépipède d'os spongieux obtenu est finalement découpé tout les 8 mm perpendiculairement au plan moyen de la côte (Figure II.4 d - 4^{ème} étape), en prenant soin d'ôter les zones d'os cortical.

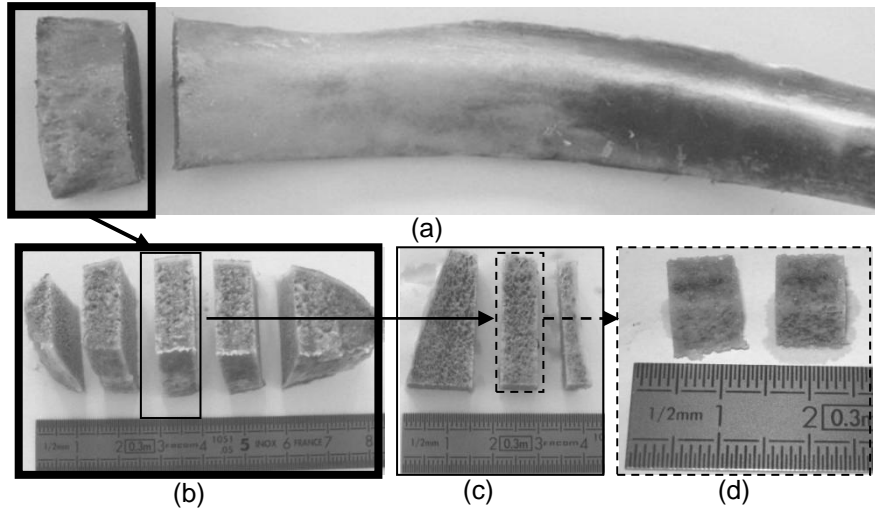


Figure II.4 - protocole d'extraction d'échantillons cubiques.

(a) 1^{ère} étape ; (b) 2^{ème} étape ; (c) 3^{ème} étape ; (d) 4^{ème} étape

Les faces opposées des échantillons sont usinées au cours de la même phase afin de réduire les défauts de parallélismes. Un contrôle de la perpendicularité au cours de chacune des phases permet de minimiser les imperfections géométriques. Les faces des échantillons sont référencées afin de conserver une même direction de sollicitation lors des tests mécaniques et identifier le cas échéant l'anisotropie mécanique de l'os trabéculaire.

1.3.2. Extraction de la moelle osseuse

Afin d'identifier l'influence de la moelle osseuse lors d'essais non confinés et de caractériser uniquement le comportement de l'architecture trabéculaire, des échantillons ont été vidés de leur moelle.

L'étude bibliographique préalablement réalisée a mis en évidence l'utilisation courante de solvants pour extraire ce fluide. L'action corrosive des produits chimiques employés ne garantit toutefois pas la conservation des propriétés mécaniques du tissu constitutif des travées. L'étude expérimentale entreprise propose donc d'extraire la moelle au moyen d'une succession de bains (3 bains) dans de l'eau à une température de 39°C (température physiologique de l'animal) couplée à une action mécanique (jet d'air) entre chaque immersion. La qualité du dégraissage sur les faces externes des échantillons (Figure II.5) est contrôlée, au moyen d'une caméra CCD (AVT PIKE), mais également à cœur par l'intermédiaire de quelques échantillons découpés en plusieurs tranches successives.

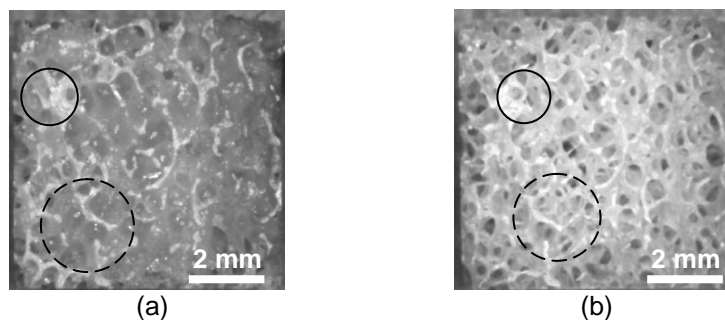


Figure II.5 - contrôle de l'extraction de la moelle d'un échantillon cubique de 8 mm de côté.

(a) échantillon avant dégraissage ; (b) échantillon après dégraissage

La présence de moelle dans l'espace inter-trabéculaire se traduit par des zones fortement brillantes. Les différents cercles présents sur les images permettent de comparer un même échantillon avant et après dégraissage. Initialement, l'espace inter-trabéculaire est gorgé de moelle. Les différents bains couplés à l'action mécanique entraînent progressivement l'évidement des cavités jusqu'à l'apparition complète du réseau trabéculaire.

1.2. Caractérisation des échantillons

Ce paragraphe présente les différents outils nécessaires pour la caractérisation (géométrique, densitométrique, architecturale et mécanique) de l'os trabéculaire.

1.2.1. Propriétés géométriques et densitométriques

Les dimensions apparentes de chaque spécimen sont tout d'abord mesurées au moyen d'un pied à coulisse (précision $1/100^{\text{ème}}$). Des mesures densitométriques sont ensuite menées pour chaque échantillon. Chaque spécimen est ainsi pesé à l'air libre, au moyen d'une balance de précision (METTLER AT250), immédiatement après son extraction et le cas échéant après son dégraissage. Dans le cas d'échantillons initialement vidés de leur moelle, une deuxième pesée est réalisée dans de l'eau (mesure de densité à partir du principe de la poussée d'Archimède). Pour cette seconde pesée, chaque spécimen est préalablement placé dans de l'eau sous agitation afin d'évacuer l'air emprisonné dans l'espace inter-trabéculaire puis pesé selon le principe énoncé. Les densités apparentes, relatives et réelles sont alors déterminées selon les formules (8), (9) et (10) décrites dans le premier chapitre.

Pour certains spécimens, des mesures de densité minérale sont également menées. Suite à leur sollicitation mécanique, les spécimens sont ainsi calcinés dans un four à une température de 700°C pendant 30 minutes. Les cendres obtenues sont pesées et la densité minérale est alors déterminée à partir de la formule (12) décrite dans le premier chapitre.

1.2.2. Propriétés architecturales

Un matériau cellulaire se définit par la taille, l'orientation et la connectivité de ces cellules, paramètres influençant fortement son comportement mécanique. Les échantillons extraits

sont donc préalablement différenciés selon la géométrie apparente des porosités (grandes ou petites porosités). Une caractérisation architecturale précise de chaque spécimen est ensuite réalisée par micro-tomographie.

Les prochains paragraphes proposent un descriptif détaillé de la technique d'acquisition employée. L'exploitation détaillée des acquisitions sera réalisée dans les prochains chapitres de ce mémoire, dédiés à la caractérisation numérique de l'architecture trabéculaire et à l'influence des paramètres architecturaux sur ces propriétés mécaniques.

a. La micro-tomographie

La tomographie est une technique d'imagerie non destructive et non invasive consistant à mesurer le coefficient d'absorption d'un faisceau à rayons X monochromatique par un volume de matière. Un réseau de capteurs CCD enregistre les signaux transmis à travers la matière. Ces données sont collectées pour différentes positions angulaires du faisceau dont le pas d'acquisition est fonction de la finesse de résolution attendue. L'investigation des propriétés géométriques des échantillons est menée au moyen d'un micro-tomographe SKYSCAN 1172. Ce tomographe est un appareil de troisième génération utilisant une source en cône et un détecteur plan (Figure II.6).

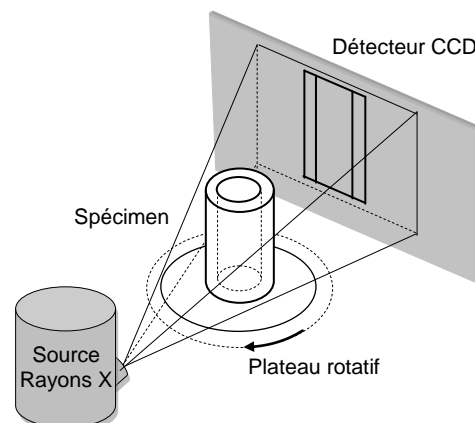


Figure II.6 - principe de fonctionnement du micro-tomographe SKYSCAN 1172.

Les différentes positions d'acquisition de l'objet sont obtenues par mise en rotation du spécimen. Cet appareil se compose d'une source à rayon X Hamamatsu 80/100 générant une tension de 20 à 80 kV pour une intensité de courant variant de 0 à 100 μ A. Le détecteur recevant le signal transmis est constitué d'une caméra CCD permettant des tailles d'images allant jusqu'à 10 Megapixels (soit 4000 x 2300 pixels) pour une finesse de résolution atteignant 1 μ m par pixel. Afin de corriger les phénomènes de durcissement du faisceau de photons inhérent à la traversée de la matière, un filtre d'aluminium ou un filtre d'aluminium et de cuivre peut être placé devant la source.

b. Paramètres d'acquisition

Les acquisitions des architectures trabéculaires sont réalisées sous une tension de 80 kV pour une intensité de 100 μ A. Le détecteur CCD assure une taille d'images de 600 x 1000 pixels pour une résolution spatiale isotrope de 20 μ m. Les spécimens et la caméra sont respec-

tivement placés à 120 mm et 220 mm de la source. Un filtre d'aluminium de 0,5 mm est également utilisé. L'acquisition des échantillons est réalisée sur 180° pour un pas de $0,9^\circ$. Ces paramètres ont été choisis afin de minimiser les délais d'acquisitions et d'éviter ainsi toute altération des propriétés mécaniques du tissu spongieux (par effets thermiques). La durée moyenne d'acquisition de chaque spécimen est d'environ 20 minutes. Les profils d'intensité sont ensuite convertis en images 2D (format bitmap en niveau de gris 8 bits) à partir du logiciel SKYSCAN NRECON. Les images obtenues sont alors segmentées afin de procéder à l'analyse architecturale de l'os trabéculaire. Cette dernière étape, essentielle à l'analyse architecturale de l'os spongieux, sera détaillée dans le prochain chapitre de cette thèse.

1.2.3. Propriétés mécaniques

a. Moyens d'essais

Les essais mécaniques de compression sont réalisés à température ambiante (20°C) avec une machine de traction/compression mono-colonne de type Hounsfield H5KT, asservie par un moteur électrique pas à pas. Une cellule d'effort de 5 kN est utilisée. La gamme de mesure de cette cellule permet de balayer l'ensemble des niveaux d'efforts rencontrés lors de la compaction des spécimens d'os spongieux. Chaque spécimen est sollicité jusqu'à 80% de déformation en quasi-statique (chargement à 10 mm/min). Un étalonnage préalable de la machine d'essai sur la gamme d'efforts spécifiques de l'os spongieux garantit les résultats obtenus.

Afin d'identifier l'influence de la vitesse de sollicitation, des échantillons ont été sollicités sur une machine électromécanique de traction/compression double colonnes (JFC) et sur une machine hydraulique de traction/compression double colonnes (INSTRON). Ces deux machines permettent de réaliser des essais du régime quasi-statique au régime dynamique (jusqu'à 10 000 mm/min pour la JFC et jusqu'à 20 m/s pour l'INSTRON), couvrant ainsi une large gamme de vitesses. Une cellule d'effort piézoélectrique pré-chargée (de type KISTLER 9343), permettant une gamme de mesure de 0 à 7 kN, a été employée afin de mesurer les efforts lors du chargement mécanique du spécimen. Un capteur laser de déplacement (de type BULLIER M500L) avec une étendue de mesure de 2 à 8 mm (précision de 0,04 mm) a également été utilisé, afin de suivre l'évolution du déplacement lors de la compression des échantillons.

Des essais de cyclage en petites déformations dans chacune des directions principales (X, Y et Z) des échantillons cubiques ont également été entrepris (Figure II.7). L'objectif est d'identifier l'anisotropie mécanique de l'architecture spongieuse.

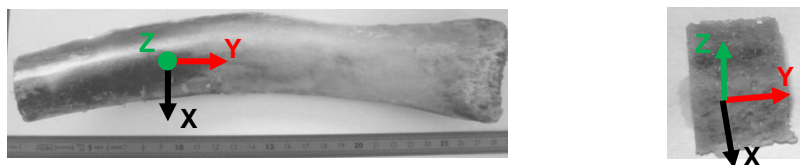


Figure II.7 - orientation des échantillons cubiques par rapport à une côte.

Une caméra CCD (AVT pike) est finalement employée afin de suivre l'évolution des mécanismes de déformation. Des plateaux de compression en acier ont été spécialement développés afin de faciliter la visualisation de ces mécanismes. Une attention toute particulière a été

portée à leur état de surface afin de minimiser d'influence des conditions limites sur la déformation des spécimens.

b. Paramètres mécaniques extraits

Chaque essai permet d'obtenir une courbe effort/déplacement, caractéristique du comportement mécanique du spécimen testé. L'inhomogénéité des champs de déformation ainsi que la distribution aléatoire des porosités au sein d'un spécimen, rendent difficilement identifiable la section résistante réelle. Si les échantillons tendent à avoir un volume semblable, la section résistante peut donc être différente d'un spécimen à un autre. Afin de faciliter l'analyse des résultats et rendre possible une comparaison des réponses mécaniques entre les différents spécimens, les résultats obtenus ont ainsi été traités en contraintes et déformations conventionnelles, calculées à partir des dimensions apparentes des échantillons (relations 5 et 6).

Une procédure automatisée a été développée sous MATLAB™ afin d'extraire de chacune des courbes contrainte/déformation obtenues (Figure II.8), les paramètres mécaniques suivants :

- Le module apparent (E_{app}), pente de chargement pseudo élastique des échantillons d'os spongieux durant la première phase de compression,
- la contrainte maximale apparente (σ_{max}), limite en contrainte entre la première et la deuxième phase de compression des échantillons,
- la déformation apparente associée à la contrainte maximale (ϵ_{max}), limite en déformation entre la première et la deuxième phase de compression des échantillons,
- la contrainte moyenne (σ_{moy}), plateau à contrainte quasi-constante au cours de la deuxième phase d'effondrement des échantillons,
- l'énergie de déformation jusqu'à 60% de déformation de l'échantillon (ω), soit avant l'initiation de la troisième phase de compaction,
- le module de densification (E_{dens}), l'ensemble des porosités sont détruites.

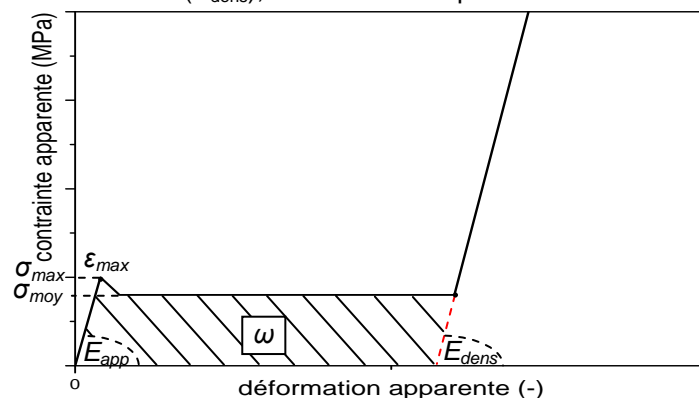


Figure II.8 - courbe caractéristique du comportement mécanique d'un échantillon d'os spongieux.

2. Résultats

123 échantillons, dont 38 cylindres et 85 cubes, ont été prélevés sur 12 sujets différents. 96 échantillons ont été vidés de leur moelle et 32 d'entre eux ont servi à la caractérisation de l'architecture cellulaire de l'os spongieux par micro-tomographie. 111 échantillons extraits ont

été sollicités mécaniquement en compression suivant la même direction de chargement. L'ensemble des données obtenues lors de cette campagne est analysée, à l'aide d'outils statistiques présentés en annexe A.9 (statistique descriptive et coefficients de corrélation), afin de déterminer les propriétés moyennes géométriques, densitométriques, architecturales et mécaniques, caractéristiques de la population étudiée. Une recherche de corrélations entre les différents paramètres mécaniques identifiés est ensuite menée.

2.1. Propriétés géométriques et densitométriques

2.1.1. Dimensions des échantillons

Cette étude a été menée sur 123 échantillons. Le Tableau II.1 et le Tableau II.2 présentent une synthèse des propriétés géométriques de ces échantillons.

Tableau II.1 - propriétés géométriques des échantillons cylindriques.

<i>échantillon cylindrique</i>	\varnothing_{app} (mm)	h_{app} (mm)	S_{app} (mm ²)	V_{ech} (mm ³)
n	38	38	38	38
Moyenne (\pm SD)	8,88 (\pm 0,09)	8,56 (\pm 0,99)	61,89 (\pm 1,21)	529,45 (\pm 62,31)
Médiane	8,90	8,80	62,21	547,46
[min-max]	[8,4-9]	[5,4-10,9]	[55,42-63,62]	[335,94-662,95]

Tableau II.2 - propriétés géométriques des échantillons cubiques.

<i>échantillon cubique</i>	a (mm)	b (mm)	h_{app} (mm)	S_{app} (mm ²)	V_{ech} (mm ³)
n	85	85	85	85	85
Moyenne (\pm SD)	8,21 (\pm 1,01)	8,15 (\pm 0,92)	8,28 (\pm 0,86)	65,71 (\pm 13,74)	552,87 (\pm 158,23)
Médiane	8,70	8,60	8,70	62,41	553,68
[min-max]	[5-10]	[5,6-10]	[6,1-10]	[43,4-100]	[282,06-922,08]

Les 38 échantillons cylindriques extraits lors de cette campagne présentent un diamètre moyen (\varnothing_{app}) de 8,9 mm pour une section apparente moyenne (S_{app}) de 61,89 mm² et une hauteur moyenne (h_{app}) de 8,6 mm. Les 85 échantillons cubiques d'environ 8,2 mm de côté présentent quant à eux une section apparente moyenne de 65,71 mm². La différence de section (S_{app}) entre les échantillons cubiques et cylindriques est donc d'environ 6%. Toutefois, la prise en compte des valeurs médianes, contribuant à atténuer le poids des valeurs extrêmes non caractéristiques, montre une différence de section apparente inférieure de 0,5% entre les deux géométries (section apparente de 62,21 mm² pour les échantillons cylindriques et 62,41 mm² pour les échantillons cubiques). L'intérêt de travailler à section équivalente est de permettre une exploitation croisée des données mécaniques, extraites à partir d'échantillons cylindriques et d'échantillons cubiques, avec une influence limitée de la géométrie de spécimens [LIN92].

2.1.2. Propriétés densitométriques

Les 123 échantillons ont été inclus dans cette analyse densitométrique. Pour rappel, les densités apparentes, réelles et relatives de chaque échantillon ont été déterminées dès leur extraction et avant leur sollicitation mécanique. La densité minérale a été déterminée après sollicitation du spécimen, en raison de son caractère destructif. Lors de cette analyse densito-

métrique, il est également à noter qu'une distinction a été réalisée entre les échantillons dégraissés et non dégraissés. D'une part, les échantillons non dégraissés, en raison de la présence de moelle, ont un poids supérieur aux échantillons dégraissés. D'autre part, la moelle ne permet pas de déterminer les densités réelles et relatives caractéristiques de ces échantillons. Le Tableau II.3 et le Tableau II.4 présentent une synthèse des propriétés densitométriques obtenues pour les échantillons considérés.

Tableau II.3 - propriétés densitométriques des échantillons dégraissés.

échantillons dégraissés	d (-)	d _{app} (-)	d _r (-)	d _{min} (-)
n	80	96	80	13
Moyenne (±SD)	1,52 (±0,23)	0,41 (±0,14)	0,27 (±0,10)	0,50 (±0,13)
Médiane	1,54	0,38	0,25	0,54
[min-max]	[1,05-1,93]	[0,23-1,16]	[0,15-0,78]	[0,24-0,81]

Tableau II.4 - propriétés densitométriques des échantillons non dégraissés.

échantillons non dégraissés	d (-)	d _{app} (-)	d _r (-)	d _{min} (-)
n	-	27	-	10
Moyenne (±SD)	-	1,05 (±0,10)	-	0,28 (±0,045)
Médiane	-	1,04	-	0,27
[min-max]	-	[0,80-1,26]	-	[0,22-0,34]

Pour les échantillons dégraissés et non dégraissés, des densités apparentes (d_{app}) de 0,4 et 1,05 ont été identifiées, valeurs en accord avec celles relevées lors de l'état de l'art (Tableau I.1). Une densité réelle (d) de 1,52 a également été déterminée pour le tissu constitutif des travées, à partir d'échantillons dégraissés. Cette valeur se situe dans la limite basse des densités réelles identifiées lors de précédentes études publiées (entre 1,6 et 1,9 (Tableau I.1)). Plusieurs raisons peuvent expliquer ces différences, la plus probante étant la qualité du dégraissage. La densité apparente d'un échantillon non dégraissé est supérieure à la densité apparente d'un échantillon dégraissé. La masse d'un échantillon non dégraissé est donc supérieure à la masse de ce même échantillon dégraissé. Le calcul de densité réelle repose sur le principe de la poussée d'Archimède. Ainsi, un corps plongé dans un fluide reçoit de la part de celui-ci une poussée verticale, dirigée de bas en haut, égale au poids du volume de fluide déplacé. Pour un même échantillon non dégraissé puis dégraissé, le volume de fluide déplacé est plus important avant extraction de la moelle. Dans le cas d'échantillons dégraissés, les cavités spongieuses sont remplies d'eau, réduisant de volume de fluide déplacé. La densité réelle (d) d'un échantillon dégraissé est déterminée par la relation (9). Pour ce même échantillon non-dégraissé, sa densité réelle (d_{ndeg}) s'exprimerait par :

$$d_{ndeg} = \frac{m_{ech_ndeg}}{m_{ech_ndeg} - m_{eau_ndeg}} \quad (42)$$

avec m_{ech_ndeg} et m_{eau_ndeg} masses de l'échantillon non dégraissé dans l'air et dans l'eau (kg).

Si l'on distingue la masse de tissu osseux de la masse de moelle (on considère une densité de la moelle proche de 1), la relation (43) reviendrait à écrire :

$$d = \frac{(m_{ech} + m_{moelle})}{(m_{ech} + m_{moelle}) - (m_{eau} + m_{moelle})} = \frac{(m_{ech} + m_{moelle})}{m_{ech} - m_{eau}} \quad (43)$$

avec m_{moelle} la masse de la moelle (kg) sous condition que $d_{moelle} \approx 1$.

Un mauvais dégraissage peut donc entraîner une surestimation de la densité réelle mesurée. Durant ces travaux de thèse, l'observation de plusieurs échantillons dégraissés, au moyen d'une caméra CCD, garantit la parfaite extraction de la moelle osseuse et confirme donc les résultats densitométriques obtenus. En outre, la détermination de la masse d'un échantillon d'os spongieux dégraissé, par le principe de la poussée d'Archimède, soulève un autre problème. Un temps suffisant d'immersion est nécessaire pour remplir les cavités trabéculaires afin de minimiser l'erreur de mesure introduite par des porosités non remplies. Or, les précédentes études ne spécifient pas les conditions de mesures de la densité réelle, contrairement à mes travaux, où l'échantillon a préalablement été immergé afin de remplir parfaitement les porosités.

Finalement, des densités minérales de 0,54 et 0,28 ont respectivement été identifiées pour les échantillons dégraissés et non dégraissés. La valeur obtenue à partir des échantillons dégraissés est en accord avec la littérature (approximativement 0,65). La présence de moelle dans les échantillons non dégraissés entraîne une sous-estimation de la densité minérale. Cette densité est en effet déterminée par le ratio de la masse de cendre sur la masse apparente de l'échantillon avant calcination. Si les deux types d'échantillons possèdent une masse de cendre similaire après calcination (0,16 g ($\pm 0,04$) pour les échantillons dégraissés et 0,17 g ($\pm 0,05$) pour les échantillons non dégraissés), la densité apparente et donc la masse apparente des échantillons non dégraissés sont nettement supérieures, faussant le rapport de ces deux masses dans le cas d'échantillons non dégraissés.

Cette étude aura ainsi permis de caractériser les principales propriétés densitométriques de l'os spongieux, grâce notamment à la mise en place d'un protocole de mesure rigoureux assurant la validité des résultats obtenus.

2.2. Propriétés architecturales

Lors de la phase d'extraction des échantillons, deux géométries de porosités ont clairement été observées. La Figure II.9 présente ces deux géométries, obtenues pour différentes localités anatomiques de prélèvement des spécimens.

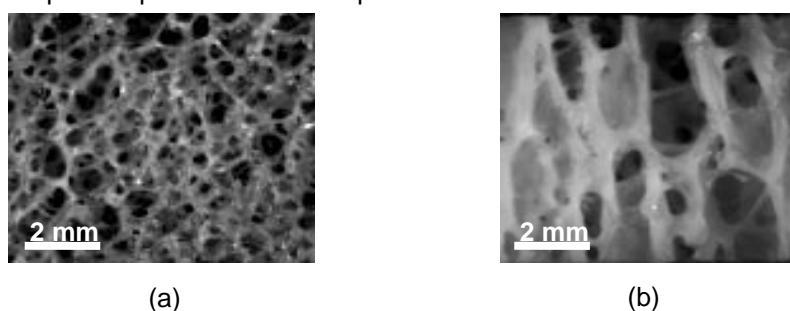


Figure II.9 - géométries des porosités d'échantillons d'os spongieux.

(a) échantillon à petites porosités ; (b) échantillon à grandes porosités

La première géométrie de porosités se caractérise par un ensemble de cellules ouvertes, sans orientations préférentielles, réparties de manière homogène dans le spécimen. Les porosités décrivent des pseudosphères. Inversement, la deuxième géométrie de spécimen se caractérise par un ensemble de cellules ouvertes et fermées, fortement orientées et répartie

aléatoirement dans l'échantillon ; dans ce cas, les porosités décrivent des ellipsoïdes. Les petites porosités sont obtenues lors de l'extraction de spécimens au niveau de l'extrémité dorsale de la côte alors que le second type de porosités est essentiellement obtenu au niveau du corps de la côte. Etant donné, les grandes disparités architecturales entre ces deux géométries, les échantillons inclus dans cette campagne ont été différenciés en deux catégories :

- Les échantillons à petites porosités (sphériques),
- les échantillons de grandes porosités (ellipsoïdales).

Au final sur les 123 échantillons prélevés, 99 spécimens étaient des échantillons à petites porosités et 24 spécimens étaient à grandes porosités.

2.3. Propriétés mécaniques

2.3.1. Comportement mécanique de l'os trabéculaire

Les échantillons d'os spongieux se caractérisent par un comportement en compression (Figure II.10), similaire à celui rencontré pour des matériaux cellulaires [GIB97]. Ce comportement se caractérise ainsi par trois phases distinctes :

- 1^{ère} phase de chargement quasi-élastique, à déformation homogène de l'architecture trabéculaire,
- 2^{ème} phase à contrainte quasi-constante, caractérisée par un effondrement des cellules,
- 3^{ème} phase de densification, caractérisée par une compaction complète des porosités trabéculaires.

L'observation de la cinématique de déformation des échantillons lors de leur déformation met en évidence la formation de plans de cisaillement caractérisant l'effondrement global de l'architecture trabéculaire. Leur formation se traduit sur la courbe contrainte/déformation par une diminution du plateau de contrainte.

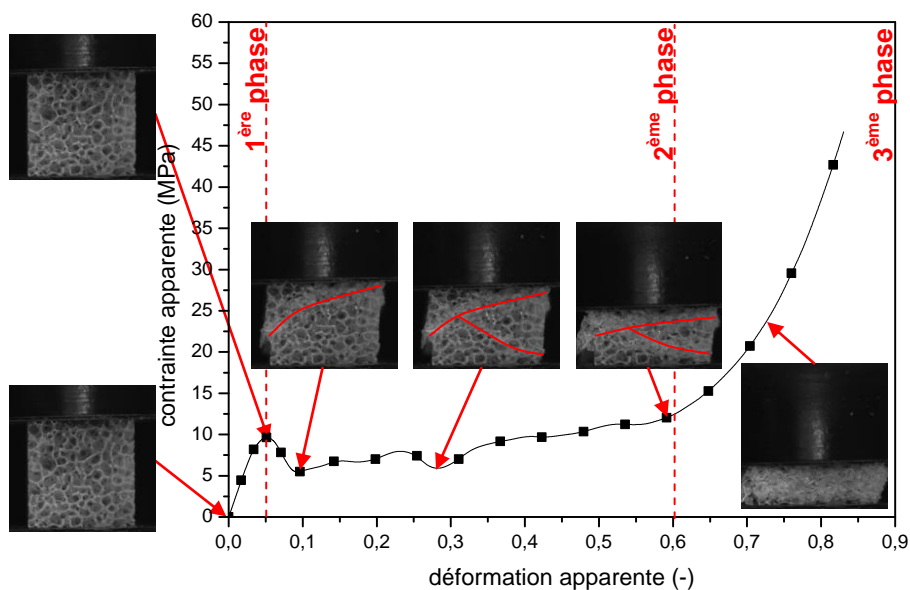


Figure II.10 - comportement mécanique typique de l'os spongieux sous chargement en compression avec observation de la cinématique de déformation.

Au final, la Figure II.11 présente l'ensemble des réponses mécaniques obtenues pour les 111 échantillons sollicités en compression, sous chargement quasi-statique suivant la même direction (normale à la face externe de la côte) et jusqu'à 80% de déformation.

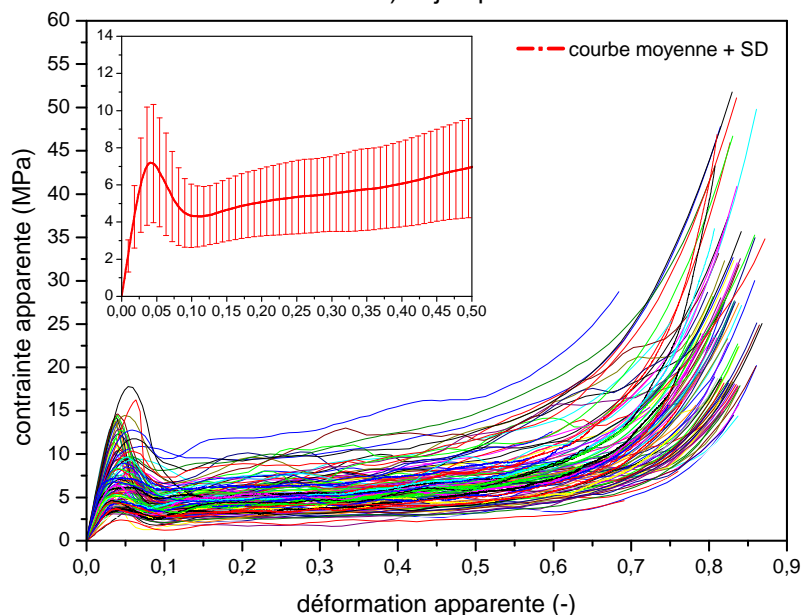


Figure II.11 - comportement mécanique de l'ensemble des échantillons inclus dans la campagne expérimentale (111 échantillons).

Chaque courbe de couleur caractérise le comportement mécanique d'un échantillon. Une allure moyenne du comportement mécanique de l'os spongieux, déterminée à partir de chacune des réponses mécaniques obtenues pour chaque spécimen, est également proposée. L'écart-type présenté en chaque point de cette courbe permet de juger de la dispersion des résultats obtenus. Le Tableau II.5 synthétise l'ensemble de ces résultats.

Tableau II.5 - propriétés mécaniques identifiées pour l'ensemble des échantillons testés.

	E_{app} (MPa)	$\sigma_{max(app)}$ (MPa)	$\epsilon_{max(app)}$ (-)	$\sigma_{moy(app)}$ (MPa)	ω (mJ)	ω_{vol} (mJ/m ³)	E_{dens} (MPa)
n	111	111	111	111	111	111	111
Moyenne (\pm SD)	234,9 (\pm 91,75)	7,58 (\pm 3,49)	0,044 (\pm 0,01)	5,67 (\pm 2,03)	1929,2 (\pm 845,79)	3,50 (\pm 1,26)	176,82 (\pm 75,57)
Médiane	215,41	6,52	0,04	5,39	1783,34	3,39	179,51
[min-max]	[67,22-457,79]	[2,39-17,78]	[0,029-0,089]	[1,89-11,75]	[413,09-4379,64]	[1,28-8,12]	[21,04-407,43]

L'ensemble des spécimens présente un comportement mécanique similaire, différenciable en trois phases décrites précédemment. Un module apparent moyen de 235 MPa et une contrainte maximale moyenne de 7,58 MPa ont été identifiés à partir des résultats obtenus pour l'ensemble des échantillons. Ces résultats sont en accord avec les valeurs obtenues lors de précédentes études, indépendamment du segment anatomique testé (annexe A.6). Les paramètres mécaniques identifiés subissent d'importantes dispersions, à l'exception de la déformation maximale ($\epsilon=0,04$ [\pm 0,01]) similaire pour une majeure partie des essais. Deux raisons peuvent expliquer ces dispersions : les propriétés intrinsèques à l'os trabéculaire (variations inter et intra-individuelles de l'architecture et du matériau constitutif des travées osseuses) et les conditions expérimentales. Il convient donc de déterminer leur contribution.

2.3.2. Variables intrinsèques à l'os trabéculaire

a. Géométrie des porosités

Parmi les 111 échantillons testés mécaniquement, 87 sont des échantillons à petites porosités et 24 sont des échantillons à larges porosités. Ces différences de géométrie devraient contribuer à modifier le comportement de l'os spongieux. La Figure II.12 présente les réponses mécaniques pour chacune des topologies architecturales.

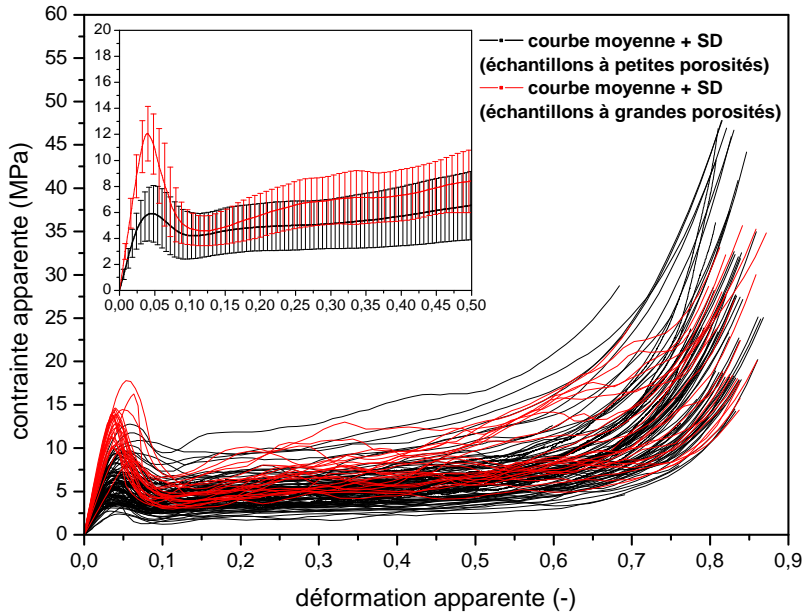


Figure II.12 - comportements mécaniques d'échantillons à grandes porosités (24 spécimens) et d'échantillons à petites porosités (87 spécimens).

Les courbes de couleur noire sont associées au comportement mécanique des échantillons à petites porosités et les courbes de couleur rouge aux différents spécimens à grandes porosités. Une allure moyenne de la courbe contrainte/déformation obtenue pour chacune des topologies architecturales de l'os spongieux est également proposée. L'écart-type obtenu en chaque point de ces deux courbes moyennes est présenté afin de juger de la dispersion des résultats dans chaque cas. Le Tableau II.6 et le Tableau II.7 reprennent les propriétés mécaniques obtenues à partir de ces courbes pour chacune des topologies trabéculaires.

Tableau II.6 - propriétés mécaniques identifiées pour des échantillons à petites porosités.

échantillons petites porosités	E_{app} (MPa)	$\sigma_{max(app)}$ (MPa)	$\epsilon_{max(app)}$ (-)	$\sigma_{moy(app)}$ (MPa)	ω (mJ)	ω_{vol} (mJ/m ³)	E_{dens} (MPa)
n	87	87	87	87	87	87	87
Moyenne (\pm SD)	200,29 (\pm 62,86)	6,16 (\pm 2,19)	0,044 (\pm 0,01)	5,30 (\pm 1,94)	1711,7 (\pm 774,11)	3,27 (\pm 1,24)	176,69 (\pm 81,84)
Médiane	192,94	5,81	0,04	5,05	1546,75	3,20	179,02
[min-max]	[67,22-439,9]	[2,39-12,78]	[0,029-0,089]	[1,89-11,75]	[413,09-4379,64]	[1,28-8,12]	[21,04-407,43]

Tableau II.7 - propriétés mécaniques identifiées pour des échantillons à grandes porosités.

échantillons grandes porosités	E_{app} (MPa)	$\sigma_{max(app)}$ (MPa)	$\epsilon_{max(app)}$ (-)	$\sigma_{moy(app)}$ (MPa)	ω (mJ)	ω_{vol} (mJ/m ³)	E_{dens} (MPa)
n	24	24	24	24	24	24	24
Moyenne (\pm SD)	360,38 (\pm 67,25)	12,74 (\pm 2,19)	0,042 (\pm 0,007)	7,01 (\pm 1,82)	2699,49 (\pm 613,67)	4,32 (\pm 0,99)	177,28 (\pm 48,49)
Médiane	375,11	12,90	0,04	6,61	2607,27	3,97	184,68
[min-max]	[159,63-457,79]	[8,5-17,78]	[0,035-0,063]	[4,54-11,49]	[1723,91-4179,65]	[2,95-6,34]	[30,39-358,6]

Chapitre II : Caractérisation expérimentale de l'os trabéculaire

Ces résultats présentent la différence de comportement entre des échantillons à petites et à grandes porosités, indépendamment de la géométrie des spécimens et de la présence ou non de moelle osseuse. Une différenciation de la topologie des cellules permet ainsi de réduire le champ de dispersions des paramètres mécaniques (de 10 à 30% de dispersion en moins selon le paramètre étudié).

Le module apparent moyen et la contrainte maximale, obtenus pour les échantillons à petites porosités, sont 45 à 55% plus faibles que les valeurs obtenues pour des échantillons à larges porosités. Il n'existe en outre aucun recouvrement des valeurs obtenues (à l'exception de quelques valeurs extrêmes) entre les deux géométries, confirmant bien la différence significative de comportement. Un constat similaire (dans des proportions moindres toutefois) peut être fait pour la contrainte moyenne (différence de l'ordre de 25%). Pour ce paramètre, les valeurs obtenues tendent vers une valeur similaire, en raison du fort recouvrement des zones de dispersion. Finalement, les échantillons à petites porosités se caractérisent par une chute de contrainte entre la valeur au pic et le plateau de 14% alors que pour des échantillons à larges porosités cette diminution de contrainte équivaut à une variation de 45%.

Le niveau de déformation associé à la contrainte maximale ainsi que le module de densification sont quant à eux identiques pour les deux topologies (respectivement 4% de déformation et 177 MPa pour le module de densification). Pour ce deuxième paramètre, l'ensemble des porosités sont détruites, la moelle dans le cas d'échantillons non dégraissés est évacuée, seul le matériau constitutif des travées est sollicité. La valeur identifiée devrait donc en principe tendre vers le module d'élasticité du matériau constitutif des travées. Toutefois, pour assurer la validité de ces propos, un contrôle de l'écoulement de la matière [CHA07], par l'intermédiaire du confinement des spécimens, doit être envisagé.

L'influence de la géométrie des porosités sur le comportement mécanique apparaît claire et finalement compréhensible. Les mécanismes mis en jeu dans l'effondrement des deux types d'échantillons sont complètement différents. A l'image d'un longeron automobile, les échantillons à grandes porosités (cellules fortement orientées constituées de plaques) nécessitent une quantité d'énergie importante pour atteindre leur pic d'effondrement (contraintes de flambement), comparativement à un échantillon à petites porosités constitué essentiellement de poutres interconnectés, aux mécanismes de flexion facilités.

Etant donné, leur présence en plus grand nombre (76% des spécimens exploités), seul les échantillons à petites porosités seront étudiés dans la suite de cette étude.

b. La moelle osseuse

Parmi les 87 spécimens à petites porosités, 65 sont dégraissés et 22 ont conservé leur moelle. Peu étudiée dans la littérature, il apparaît nécessaire d'identifier une éventuelle contribution de la moelle sur la réponse mécanique des échantillons d'os spongieux. Des études ont par le passé été menées sans préciser clairement la présence ou non de moelle dans les échantillons testés et donc sa contribution [ZYS94], [LAD98], [GUE06]. La Figure II.13 présente les réponses mécaniques obtenues pour ces deux configurations d'essais.

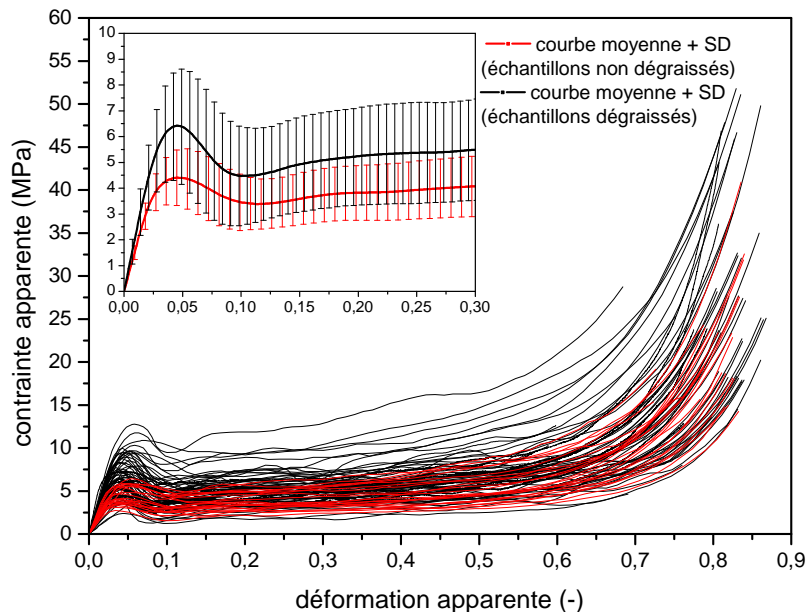


Figure II.13 - comportements mécaniques d'échantillons à petites porosités dégraissés (65 spécimens) et non dégraissés (22 spécimens).

Les courbes de couleur noire présentent les réponses obtenues pour les différents échantillons à petites porosités dégraissés et les courbes de couleur rouge présentent les réponses obtenues pour les différents spécimens à petites porosités non dégraissés. Une allure moyenne des courbes contrainte/déformation obtenues à partir des réponses mécaniques des échantillons de petites porosités dégraissés et non dégraissés est également proposée. L'écart-type obtenu en chaque point de ces deux courbes moyennes est présenté afin de juger de la dispersion des résultats. Le Tableau II.8 et le Tableau II.9 reprennent les propriétés mécaniques déterminées à partir de ces courbes, pour chacune des configurations d'essai.

Tableau II.8 - propriétés mécaniques identifiées pour des échantillons à petites porosités dégraissés.

échantillons dégraissés	E_{app} (MPa)	$\sigma_{max}(app)$ (MPa)	$\epsilon_{max}(app)$ (-)	$\sigma_{moy}(app)$ (MPa)	ω (mJ)	ω_{vol} (mJ/m ³)	E_{dens} (MPa)
n	65	65	65	65	63	63	63
Moyenne (±SD)	213,89 (±65,66)	6,72 (±2,18)	0,045 (±0,01)	5,67 (±1,99)	1843,63 (±832,57)	3,50 (±1,29)	178,82 (±88,95)
Médiane	212,60	6,46	0,04	5,39	1663,81	3,31	179,50
[min-max]	[67,22-439,9]	[2,39-12,78]	[0,031-0,089]	[1,89-11,75]	[413,09-4379,64]	[1,28-8,12]	[21,04-407,43]

Tableau II.9 - propriétés mécaniques identifiées pour des échantillons à petites porosités non dégraissés.

échantillons non dégraissés	E_{app} (MPa)	$\sigma_{max}(app)$ (MPa)	$\epsilon_{max}(app)$ (-)	$\sigma_{moy}(app)$ (MPa)	ω (mJ)	ω_{vol} (mJ/m ³)	E_{dens} (MPa)
n	22	22	22	22	22	22	22
Moyenne (±SD)	160,10 (±27,88)	4,48 (±1,10)	0,041 (±0,0088)	4,20 (±1,23)	1333,90 (±385,64)	2,60 (±0,75)	170,58 (±58,10)
Médiane	155,81	4,08	0,04	3,85	1269,89	2,33	176,63
[min-max]	[113,48-226,9]	[2,73-6,42]	[0,029-0,062]	[2,35-6,63]	[798,67-2115,09]	[1,46-3,86]	[62,87-333,96]

Si la présence de moelle ne modifie pas le niveau de déformation associé à la contrainte maximale ou le module de densification, sa contribution est plus significative sur les autres paramètres. La présence de moelle introduit une diminution, non conventionnelle, de la réponse mécanique et contribue à minimiser les dispersions entre les différents échantillons. La moelle osseuse entraîne ainsi une diminution de 25% du module apparent et du niveau de contrainte moyenne, le niveau de contrainte maximale au pic diminue quant à lui de 10%.

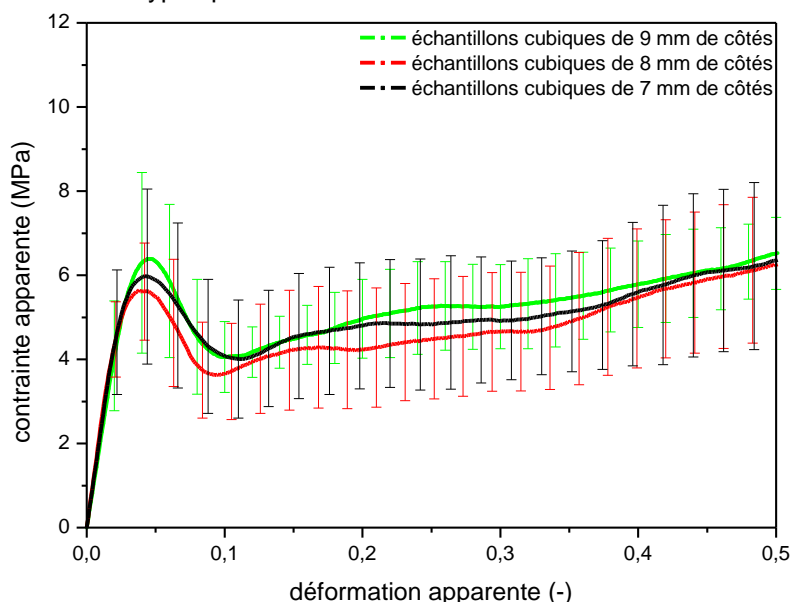
Pour expliquer ce phénomène inattendu, on peut supposer que l'architecture trabéculaire ne permet pas au fluide de s'écouler librement dans un premier temps. Le fluide est donc mis sous pression au cœur du spécimen, et endommage plus rapidement l'ensemble des travées, d'où un pic d'effondrement inférieur et un plateau de contrainte inférieure.

Ces résultats montrent que les effets significatifs de la moelle ne peuvent pas être négligés dans la caractérisation du comportement mécanique de l'os trabéculaire. Toutefois, les travaux ici entrepris s'intéressent uniquement aux effets architecturaux sur le comportement en compression de l'os spongieux, les effets du fluide seront ici négligés.

c. La taille des échantillons

La taille du spécimen prélevé est un paramètre particulièrement important dans la caractérisation du comportement mécanique de l'os trabéculaire, introduisant ainsi la notion de Volume Élémentaire Représentatif (VER). Ce VER conditionne en effet la bonne répétabilité des réponses obtenues, assurant une comparaison aisée des résultats. Les échantillons testés doivent décrire fidèlement le comportement mécanique global de l'os trabéculaire, indépendamment de leurs zones de prélèvement et de leurs dimensions.

Pour cette étude, des échantillons de 8 mm de côté ont été extraits. Ce choix a été conditionné par les spécificités géométriques d'échantillons testés lors de précédentes études [LIN92]. Afin de vérifier l'influence des dimensions choisies (soit 8 mm de côté), des échantillons de 7 et 9 mm de côté (11 spécimens pour chacune des dimensions) sont donc également extraits selon la méthode précédemment décrite, puis sollicités mécaniquement dans les mêmes conditions. Leur comportement mécanique est comparé à celui de 11 échantillons de 8 mm de côté (dimension prise pour référence). La Figure II.14 présente les réponses moyennes obtenues, ainsi que les écart-types pour ces différentes tailles d'échantillon.



La courbe de couleur noire présente la réponse moyenne obtenue pour 11 échantillons de 8 mm de côté, soit la taille choisie pour ce protocole expérimentale. Les courbes de couleur rouge et verte présentent respectivement les réponses moyennes obtenues pour 11 échantillons de 7 et 9 mm de côté de petites porosités. L'écart-type obtenu en chaque point de ces courbes est également présenté afin de juger de la dispersion des résultats. Les principales propriétés mécaniques obtenues à partir de ces courbes pour chacune des tailles d'échantillons testés sont reprises dans les tableaux ci-dessous.

Tableau II.10 - propriétés mécaniques identifiées pour une taille d'échantillon à petites porosités dégraissé de 7 mm de côté

7 mm de côté	E_{app} (MPa)	$\sigma_{max}(app)$ (MPa)	$\epsilon_{max}(app)$ (-)	$\sigma_{moy}(app)$ (MPa)	ω (mJ)	ω_{vol} (mJ/m ³)	E_{dens} (MPa)
n	11	11	11	11	11	11	11
Moyenne (\pm SD)	221,38 (\pm 71,38)	6,06 (\pm 2,10)	0,040 (\pm 0,007)	5,04 (\pm 1,47)	1033,19 (\pm 312,73)	3,22 (\pm 0,99)	72,23 (\pm 56,5)
Médiane	224,16	6,58	0,04	5,39	1161,45	3,52	49,06
[min-max]	[73,69-311,025]	[2,39-8,92]	[0,032-0,051]	[2,14-7,21]	[413,09-1541,42]	[1,27-4,90]	[21,04-192,38]

Tableau II.11 - propriétés mécaniques identifiées pour une taille d'échantillon à petites porosités dégraissé de 8 mm de côté

8 mm de côté	E_{app} (MPa)	$\sigma_{max}(app)$ (MPa)	$\epsilon_{max}(app)$ (-)	$\sigma_{moy}(app)$ (MPa)	ω (mJ)	ω_{vol} (mJ/m ³)	E_{dens} (MPa)
n	11	11	11	11	11	11	11
Moyenne (\pm SD)	240,55 (\pm 78,53)	5,85 (\pm 1,15)	0,039 (\pm 0,008)	4,71 (\pm 1,45)	1347,84 (\pm 401,43)	2,90 (\pm 0,84)	227,14 (\pm 120,30)
Médiane	222,86	5,37	0,04	4,72	1449,26	3,09	215,94
[min-max]	[159,27-439,99]	[4,72-8,5]	[0,031-0,056]	[1,89-7,01]	[706,73-1800,84]	[1,57-4,15]	[76,60-407,43]

Tableau II.12 - propriétés mécaniques identifiées pour une taille d'échantillon à petites porosités dégraissé de 9 mm de côté

9 mm de côté	E_{app} (MPa)	$\sigma_{max}(app)$ (MPa)	$\epsilon_{max}(app)$ (-)	$\sigma_{moy}(app)$ (MPa)	ω (mJ)	ω_{vol} (mJ/m ³)	E_{dens} (MPa)
n	11	11	11	11	11	11	11
Moyenne (\pm SD)	200,03 (\pm 61,44)	6,49 (\pm 2,14)	0,042 (\pm 0,004)	5,56 (\pm 1,26)	2071,3 (\pm 459,61)	3,28 (\pm 0,52)	171,86 (\pm 44,08)
Médiane	174,42	6,11	0,04	5,70	2187,18	3,31	215,94
[min-max]	[137,96-300,59]	[3,65-9,48]	[0,038-0,052]	[3,62-7,62]	[1348,02-2793,2]	[2,46-4,19]	[91,76-232,18]

Les propriétés mécaniques associées pour chaque taille de spécimens apparaissent différentes. Or, l'influence notable des variations architecturales inter et intra-individuelles (abordées par la suite), explique en partie ces dispersions. Les résultats obtenus s'inscrivent dans des niveaux de dispersions similaires, indépendamment de la taille des spécimens testés.

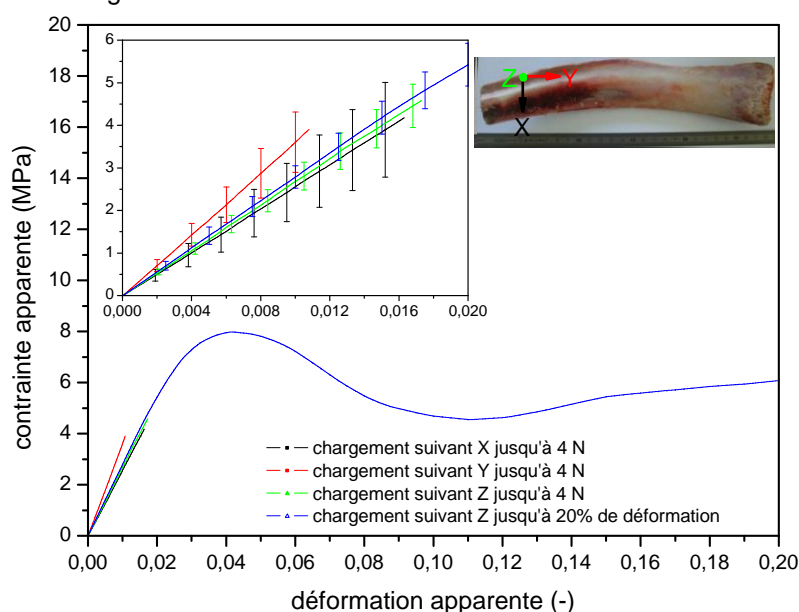
Les réponses mécaniques moyennes pour les différentes tailles de spécimens sont toutefois sensiblement identiques (Figure II.14). La taille de 8 mm, utilisée pour les essais entrepris, apparaît donc comme un choix judicieux afin d'assurer une bonne répétabilité du comportement mécanique de l'os trabéculaire. Il convient évidemment de confirmer ce résultat par l'identification d'un Volume Élémentaire Représentatif (présentée dans le troisième et quatrième chapitre de cette thèse).

d. Anisotropie mécanique de l'os trabéculaire

La campagne expérimentale entreprise a été menée sur des spécimens sollicités suivant la même direction, afin d'éviter toutes dispersions dues à une possible anisotropie méca-

nique de l'os spongieux. Il est toutefois intéressant d'identifier le comportement mécanique de l'os trabéculaire dans les autres directions de sollicitation.

Parmi les 65 échantillons à petites porosités dégraissés chargés jusqu'à 80% de déformation, 4 échantillons cubiques ont préalablement été sollicités en petites déformations par l'intermédiaire de trois cycles de charge et décharge dans chacune des directions (X, Y et Z - Figure II.15). Ce cyclage permet notamment de s'assurer de l'absence d'endommagement global ou local des échantillons, lors du chargement dans chacune des directions. Aux vues des précédentes courbes expérimentales, les chargements ont été menés jusqu'à 2% de déformation, valeur pour laquelle la limite élastique de l'os trabéculaire n'a pas été atteinte. Chaque échantillon est ensuite comprimé jusqu'à 20% de déformation suivant la dernière direction testée. La Figure II.15 présente les réponses mécaniques moyennes obtenues dans chacune des directions de chargement.



La courbe de couleur noire présente la réponse moyenne obtenue pour les 4 échantillons chargés suivant X. La courbe de couleur rouge présente la réponse moyenne obtenue pour les 4 échantillons chargés suivant Y. La courbe de couleur verte présente la réponse moyenne obtenue pour les 4 échantillons chargés suivant Z. Finalement, la courbe de couleur bleue présente la réponse moyenne obtenue pour les 4 échantillons chargés suivant Z jusqu'à 20% de déformation (direction préférentielle choisie pour la campagne d'essai). L'écart-type obtenu en chaque point de ces courbes moyennes est également présenté afin de juger de la dispersion des résultats. Le Tableau II.13 reprend les valeurs de modules apparents obtenus dans chacune des directions de chargement.

Tableau II.13 - modules apparents identifiés dans chacune des 3 directions principales.

	$E_{app}(X)$ (MPa)	$E_{app}(Y)$ (MPa)	$E_{app}(Z)$ (MPa)
n	4	4	4
Moyenne (\pm SD)	256,98 (\pm 74,04)	360,25 (\pm 73,85)	266,29 (\pm 30,08)
Médiane	239,48	347,22	279,48
[min-max]	[190,9-358,06]	[285,7-460,87]	[279,48-284,8]

La similitude de pente entre un chargement jusqu'à 2% de déformation et jusqu'à 20% de déformation (courbes verte et bleu) suivant la direction Z garantie la validité des résultats obtenues en petites déformations. Les différences de modules observées entre chacune des directions de sollicitations ne peuvent donc pas être dues à un positionnement du spécimen lors de son chargement. Au final, les résultats obtenus mettent clairement en évidence, à l'image de précédents travaux [MAJ98], [LAD98], un comportement anisotrope voir isotrope transverse si l'on s'intéresse uniquement aux valeurs moyennes de modules apparents déterminés. Le nombre limité d'essais pousse toutefois à s'intéresser préférentiellement aux valeurs médianes. Ainsi, les modules obtenus suivant les directions X et Z diffèrent de 17%. Par contre, la différence de module est plus importante suivant la direction Y (approximativement 31% d'augmentation du module par rapport à la direction X et 30% suivant la direction Z). Il est intéressant de rappeler que cette direction préférentielle (Y), pour laquelle l'os spongieux est plus résistant, suit la courbure de la côte.

e. Variations inter-individuelles et intra-individuelles

Les 65 échantillons de petites porosités dégraissés ont été extraits de 11 sujets différents. Les échantillons d'un même sujet sont donc extraits du même segment anatomique (le thorax) et de la même localité anatomique (extrémité dorsale des côtes). La Figure II.16 présente les réponses mécaniques moyennes obtenues pour chacun des sujets testés.

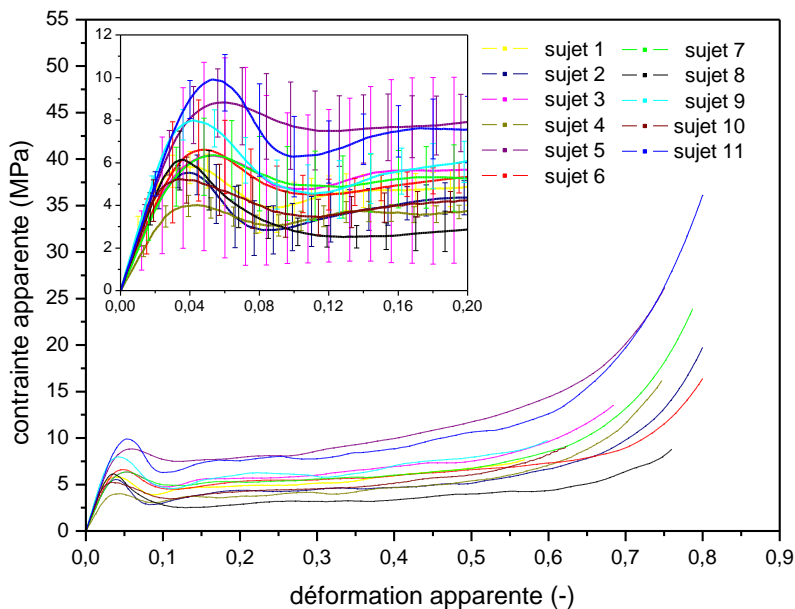


Figure II.16 - comportements mécaniques moyens d'échantillons cubiques extraits de 11 sujets différents.

Chapitre II : Caractérisation expérimentale de l'os trabéculaire

Chaque courbe de couleur représente le comportement mécanique moyen d'échantillons extraits d'un même sujet. L'écart-type obtenu en chaque point de ces courbes permet de juger de la dispersion des résultats obtenus pour un même sujet. Le Tableau II.14 synthétise l'ensemble des résultats obtenus.

Tableau II.14 - propriétés mécaniques identifiées pour chacun des 11 sujets testés.

	E_{app} (MPa)	$\sigma_{max}(app)$ (MPa)	$\epsilon_{max}(app)$ (-)	$\sigma_{moy}(app)$ (MPa)	ω (mJ)	ω_{vol} (mJ/m ³)	E_{dens} (MPa)
n	7	7	7	7	7	7	7
Moyenne (±SD)	274,17 (±80,09)	5,89 (±0,74)	0,038 (±0,0078)	5,08 (±0,84)	1525,40 (±236,84)	3,18 (±0,44)	268,26 (±142,04)
Médiane	247,94	5,46	0,04	4,97	1609,43	3,39	276,13
[min-max]	[208,85-439,98]	[5,28-7,21]	[0,035-0,056]	[3,91-6,49]	[1147,65-1725,11]	[2,45-3,54]	[76,6-407,43]
n	8	8	8	8	8	8	8
Moyenne (±SD)	191,54 (±15,47)	5,67 (±0,69)	0,040 (±0,0035)	4,57 (±0,76)	1465,14 (±270,76)	2,74 (±0,52)	202,16 (±35,35)
Médiane	189,20	5,72	0,04	4,90	1518,75	2,91	195,77
[min-max]	[175,01-212,6]	[4,58-6,59]	[0,035-0,044]	[3,46-5,36]	[1059,52-1783,34]	[1,94-3,26]	[155,78-254,59]
n	4	4	4	4	4	4	4
Moyenne (±SD)	188,98 (±111,3)	6,41 (±4,59)	0,049 (±0,0065)	5,80 (±4,26)	1258,93 (±1017,25)	3,81 (±3,04)	58,97 (±37,95)
Médiane	175,37	5,22	0,05	4,66	959,38	2,92	52,79
[min-max]	[73,70-331,46]	[2,39-12,77]	[0,0451-0,059]	[2,14-11,75]	[413,09-2703,92]	[1,27-8,11]	[21,04-109,28]
n	4	4	4	4	4	4	4
Moyenne (±SD)	144,05 (±19,47)	4,09 (±0,48)	0,040 (±0,0034)	4,0 (±0,53)	1383,17 (±210,23)	2,59 (±0,33)	123,57 (±33,94)
Médiane	138,06	4,10	0,04	3,98	1376,36	2,57	115,65
[min-max]	[127,75-172,33]	[3,65-4,51]	[0,038-0,045]	[3,49-4,58]	[1134,24-1645,72]	[2,22-3,00]	[91,76-171,23]
n	5	5	5	5	5	5	5
Moyenne (±SD)	234,21 (±39,89)	8,94 (±1,58)	0,056 (±0,0011)	9,22 (±1,39)	2897,49 (±776,70)	5,57 (±1,08)	209,98 (±58,44)
Médiane	253,68	9,42	0,06	9,50	2637,23	5,47	225,33
[min-max]	[176,28-272,25]	[6,83-10,86]	[0,037-0,067]	[7,43-10,66]	[2040,46-3781,64]	[4,3-6,75]	[109,56-262,23]
n	12	12	12	12	12	12	12
Moyenne (±SD)	192,79 (±82,75)	7,06 (±2,05)	0,050 (±0,015)	5,88 (±0,95)	2239,59 (±262,99)	3,40 (±0,45)	188,15 (±27,08)
Médiane	179,02	6,87	0,04	5,85	2231,03	3,43	181,76
[min-max]	[67,22-300,59]	[3,70-9,95]	[0,039-0,089]	[4,19-7,62]	[1820,03-2793,2]	[2,64-4,20]	[153,98-232,18]
n	7	7	7	7	7	7	7
Moyenne (±SD)	186,69 (±44,59)	6,38 (±1,86)	0,052 (±0,003)	5,75 (±1,49)	1932,10 (±741,51)	3,50 (±0,93)	233,63 (±39,92)
Médiane	170,25	5,81	0,05	5,97	1637,88	3,59	218,32
[min-max]	[120,13-248,5]	[3,91-9,41]	[0,047-0,055]	[3,46-7,55]	[1149,93-2904,65]	[2,11-4,73]	[192,14-248,5]
n	5	5	5	5	5	5	5
Moyenne (±SD)	220,59 (±43,13)	6,27 (±1,37)	0,036 (±0,003)	3,31 (±0,96)	1483,91 (±707,8)	2,09 (±0,37)	129,31 (±53,59)
Médiane	219,62	6,53	0,04	3,42	1545,35	2,14	135,27
[min-max]	[168,63-277,59]	[4,72-7,73]	[0,031-0,04]	[1,89-4,59]	[706,7-2352,01]	[1,57-2,55]	[60,05-198,37]
n	4	4	4	4	4	4	4
Moyenne (±SD)	269,47 (±31,45)	8,02 (±0,77)	0,042 (±0,003)	6,18 (±0,96)	1209,62 (±268,16)	3,96 (±0,73)	57,19 (±41,99)
Médiane	277,35	8,03	0,04	6,17	1203,43	3,89	42,26
[min-max]	[224,07-298,20]	[7,08-8,92]	[0,039-0,046]	[5,15-7,21]	[890,2-1541,4]	[3,16-4,90]	[25,72-118,51]
n	4	4	4	4	4	4	4
Moyenne (±SD)	233,41 (±54,52)	5,25 (±1,08)	0,034 (±0,00173)	4,62 (±0,59)	959,49 (±156,88)	2,97 (±0,42)	70,56 (±54,72)
Médiane	214,24	4,91	0,03	4,55	928,30	2,94	49,99
[min-max]	[194,15-311,025]	[3,37-6,79]	[0,032-0,036]	[3,97-5,39]	[807,83-1173,54]	[2,49-3,52]	[32,98-149,29]
n	5	5	5	5	5	5	5
Moyenne (±SD)	242,64 (±23,74)	9,98 (±1,18)	0,054 (±0,003)	8,13 (±0,91)	3049,82 (±1247,28)	5,13 (±0,88)	295,19 (±48,35)
Médiane	249,10	0,68	0,05	8,21	3455,70	5,01	304,64
[min-max]	[207,71-270,92]	[8,5-11,74]	[0,051-0,058]	[7,01-9,04]	[1663,81-4379,64]	[4,15-6,28]	[215,94-347,66]

Les résultats obtenus mettent clairement en évidence l'influence des dispersions inter-individuelles sur le comportement mécanique de l'os spongieux. Ainsi d'un sujet à un autre, les variations des paramètres mécaniques sont importantes. Le module moyen obtenu entre les différents sujets varie ainsi de 144 à 274 MPa. Il en est de même pour la contrainte maximale variant de 4,09 à 9,98 MPa. Il est évident que la race de l'animal, son âge ou encore la localité anatomique de la côte testée contribuent fortement à ces dispersions.

En s'intéressant uniquement à des échantillons extraits d'un même individu, de faibles dispersions des paramètres identifiés subsistent. Les variables intrinsèques à un même individu, (ici entre les différentes côtes) justifient de ces différences de comportement.

Il est évidemment impossible de négliger ces variabilités inter et intra-individuelles. La nécessité d'avoir un nombre suffisant d'échantillons entraîne inévitablement l'utilisation de différents sujets. Il est toutefois important de déterminer leurs effets sur les dispersions mécaniques usuellement rencontrées, afin de mieux appréhender le comportement mécanique de l'os trabéculaire. Le quatrième chapitre proposera donc d'étudier l'influence d'une de ces variables (l'architecture trabéculaire) sur ces principales propriétés mécaniques.

2.3.3. Influence des conditions expérimentales

Si les propriétés intrinsèques aux spécimens contribuent fortement à la dispersion des résultats, il est judicieux de maîtriser les conditions expérimentales et d'éviter ainsi qu'elles ne soient une source supplémentaire de dispersions des propriétés mécaniques.

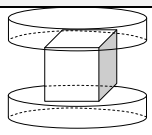
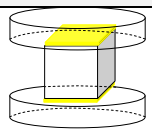
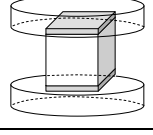
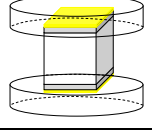
a. Les conditions limites

Les conditions limites constituent un critère prépondérant dans la réalisation d'essais mécaniques, elles peuvent le cas échéant influencer grandement la réponse mécanique et perturber l'exploitation des résultats. Afin de déterminer l'influence des conditions limites choisies, des essais en petites déformations (jusqu'à 2%) ont donc été entrepris.

Pour cette étude, deux échantillons de petites porosités dégraissés, non inclus dans les précédentes études menées, ont été prélevés sur une même côte. Le premier spécimen a été dans un premier temps sollicité élastiquement au cours de 3 cycles en petites déformations (jusqu'à 2% de déformation) suivant la direction normale à la face externe de la côte. Dans un second temps, les extrémités de l'échantillon, en contact avec les plateaux de compression, ont été graissées puis l'échantillon a de nouveau été sollicité. La présence de graisse permet en effet de réduire les frottements aux interfaces de contact entre le spécimen et les plateaux de compression. Ce protocole a ensuite été appliqué sur un deuxième échantillon pour lequel les couches d'os cortical n'ont pas été supprimées. L'échantillon a également été sollicité en petites déformations (toujours jusqu'à 2% de déformation) avec pour conditions limites un contact cortical/plateau. Puis comme le premier échantillon, une couche de graisse a été introduite entre le spécimen et les plateaux de compression. Le Tableau II.15 synthétise les différentes conditions limites appliquées.

Chapitre II : Caractérisation expérimentale de l'os trabéculaire

Tableau II.15 - conditions d'essais en vue de caractériser la contribution des conditions limites sur les propriétés mécaniques mesurées.

	CONTACT ECHANTILLON/PLATEAUX		CONTACT ECHANTILLON/GRAISSE/PLATEAU	
Echantillon 1 (spongieux)		<i>Ech1</i>		<i>Ech1'</i>
Echantillon 2 (cortical/ spongieux/cortical)		<i>Ech2</i>		<i>Ech2'</i>

Il est évident que la réalisation de tels essais sur un seul et même échantillon (préalement constitué d'os cortical, puis par la suite supprimé) aurait été plus appropriée, afin de juger de l'influence des conditions limites. Toutefois, la taille limitée des spécimens ne permettait pas de supprimer les couches d'os cortical, tout en garantissant un parfait parallélisme des faces et l'absence d'endommagement de l'architecture trabéculaire.

La Figure II.17 présente les réponses mécaniques moyennes obtenues pour les deux configurations testées sur le premier échantillon, constitué uniquement d'os spongieux.

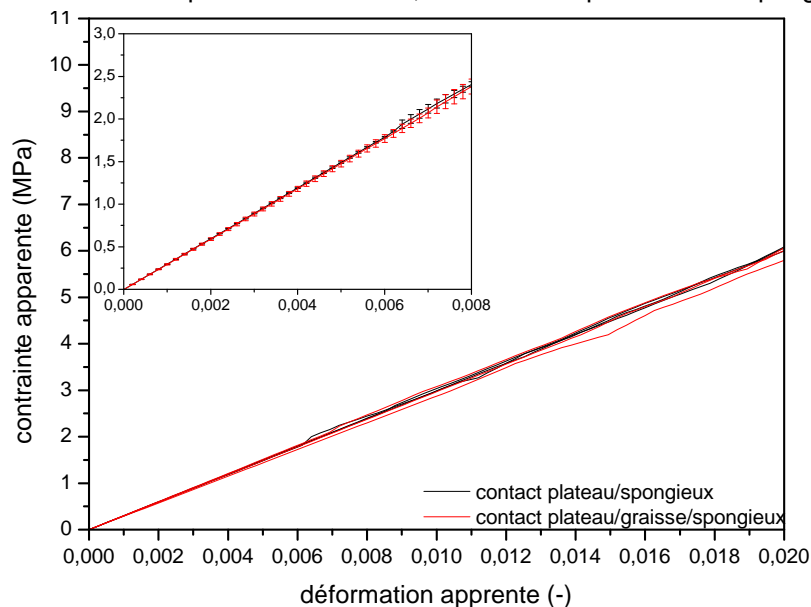


Figure II.17 - influence des conditions limites sur le comportement mécanique en petites déformations d'un échantillon d'os spongieux (échantillon 1).

Les courbes de couleur noire présentent les réponses obtenues pour l'échantillon constitué d'os spongieux uniquement, directement en contact avec le plateau. Les courbes de couleur rouge présentent les réponses obtenues pour ce même échantillon en contact avec les plateaux de compression, par l'intermédiaire d'une couche de graisse. La courbe moyenne ainsi que l'écart-type obtenu en chaque point de la courbe de chargement sont également présentés afin de juger de la dispersion des résultats obtenus. Le Tableau II.16 reprend les valeurs de module apparent pour chacune des conditions de contact entre le spécimen et les plateaux de compression.

Tableau II.16 - propriétés mécaniques identifiées pour différentes conditions limites (1^{ère} échantillon).

	$E_{app}(ech1)$ (MPa)	$E_{app}(ech1')$ (MPa)
nombre de cycles	3	3
conditions limites	plateaux/spongieux	plateaux/graisse/spongieux
Moyenne (\pm SD)	296,12 (\pm 5,54)	292,85 (\pm 2,06)
Médiane	297,42	293,62
[min-max]	[290,05-300,89]	[290,52-294,41]

Les résultats obtenus mettent clairement en évidence l'absence de toute modification du comportement élastique dans les configurations testées (variations de modules inférieures à 2%). En d'autre terme, l'interaction entre le tissu trabéculaire et les plateaux n'altère pas la prédiction du module. La faible surface de contact entre le spécimen et les plateaux pourrait en partie expliquer ce constat.

Le deuxième échantillon a donc pour intérêt d'augmenter la surface de contact de l'échantillon avec les plateaux afin de confirmer cette hypothèse. La Figure II.18 présente donc les réponses mécaniques obtenues pour chacune des configurations testées sur le deuxième échantillon.

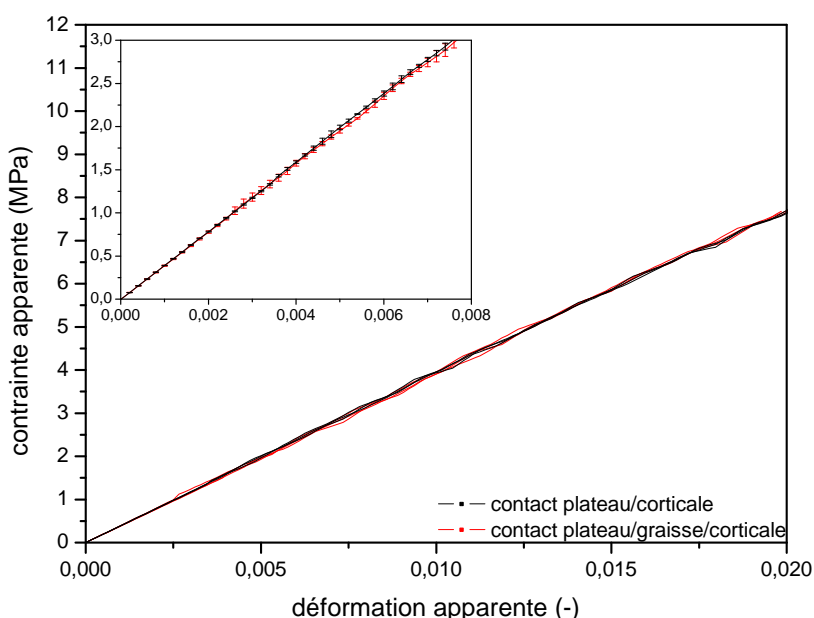


Figure II.18 - influence des conditions limites sur le comportement mécanique en petites déformations d'un échantillon d'os spongieux (échantillon 2).

Les courbes de couleur noire présentent les réponses obtenues pour l'échantillon constitué d'une couche d'os spongieux comprises entre deux couches d'os cortical en contact avec le plateau. Les courbes de couleur rouge présentent les réponses obtenues pour ce même échantillon en contact avec les plateaux de compression, par l'intermédiaire d'une couche de graisse. La courbe moyenne ainsi que l'écart-type obtenu en chaque point de chaque courbe de chargement sont également présentés afin de juger de la dispersion des résultats obtenus. Le Tableau II.17 reprend les valeurs de module apparent obtenues pour chacune des conditions de contact entre l'échantillon 2 et les plateaux.

Chapitre II : Caractérisation expérimentale de l'os trabéculaire

Tableau II.17 - propriétés mécaniques identifiées pour différentes conditions limites (deuxième échantillon).

	$E_{app}(ech2)$ (MPa)	$E_{app}(ech2')$ (MPa)
nombre de cycles	3	3
conditions limites	plateaux/corticale	plateaux/graisse/corticale
Moyenne (\pm SD)	391,92 (\pm 2,32)	392,14 (\pm 4,77)
Médiane	392,56	390,42
[min-max]	[389,35-393,85]	[390,422-398,65]

L'influence des conditions limites dans cette configuration d'essai apparaît également limitée. L'accroissement de la surface de contact ne contribue pas à modifier le module apparent. On peut donc conclure que l'os trabéculaire et plus généralement son matériau constitutif présente un faible coefficient de frottement avec les plateaux de compression employés dont la fabrication a été réalisée avec la plus grande attention, en terme d'état de surface.

b. Géométrie des échantillons

Parmi les 22 spécimens à petites porosités non dégraissés, 16 spécimens sont cylindriques et 6 sont cubiques. Afin de déterminer l'influence possible de la géométrie du spécimen sur la dispersion observée précédemment, les échantillons cubiques et les échantillons cylindriques ont été différenciés. La Figure II.19 présente une comparaison du comportement mécanique de ces deux géométries d'échantillon.

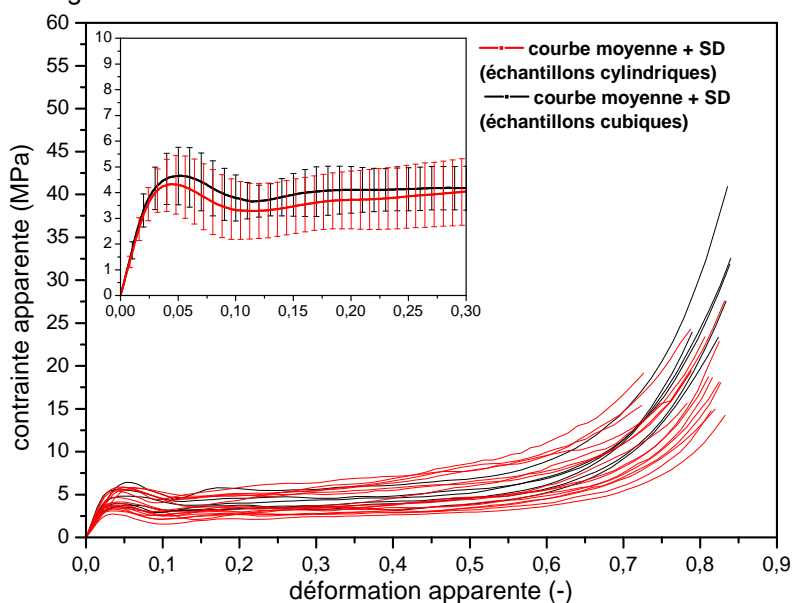


Figure II.19 - comportements mécaniques d'échantillons cubiques et cylindriques à petites porosités non dégraissés.

Les courbes de couleur noire présentent les réponses obtenues pour les différents échantillons cubiques à petites porosités non dégraissés et les courbes de couleur rouge présentent les réponses obtenues pour les différents spécimens cylindriques à petites porosités non dégraissés. L'agrandissement propose l'allure moyenne des courbes contrainte/déformation obtenues à partir des réponses mécaniques des échantillons cubiques et cylindriques de petites porosités non dégraissés. L'écart-type obtenu en chaque point de ces deux courbes moyennes est également présenté. Le Tableau II.18 et le Tableau II.19 reprennent les propriétés mécaniques moyennes obtenues pour chaque géométrie d'échantillons.

Tableau II.18 - propriétés mécaniques identifiées à partir d'échantillons cylindriques non dégraissés.

échantillons cylindriques	E_{app} (MPa)	$\sigma_{max}(app)$ (MPa)	$\epsilon_{max}(app)$ (-)	$\sigma_{moy}(app)$ (MPa)	ω (mJ)	ω_{vol} (mJ/m ³)	E_{dens} (MPa)
n	16	16	16	16	16	16	16
Moyenne (±SD)	157,42 (±26,71)	4,41 (±1,12)	0,040 (±0,0095)	4,14 (±1,36)	1296,91 (±407,52)	2,58 (±0,83)	150,56 (±44,54)
Médiane	155,03	4,08	0,04	3,78	1205,67	2,22	168,96
[min-max]	[113,48-214,8]	[2,73-5,85]	[0,029-0,062]	[2,35-6,63]	[798,67-2115,1]	[1,46-3,86]	[62,87-211,76]

Tableau II.19 - propriétés mécaniques identifiées à partir d'échantillons cubiques non dégraissés.

échantillons cubiques	E_{app} (MPa)	$\sigma_{max}(app)$ (MPa)	$\epsilon_{max}(app)$ (-)	$\sigma_{moy}(app)$ (MPa)	ω (mJ)	ω_{vol} (mJ/m ³)	E_{dens} (MPa)
n	6	6	6	6	6	6	6
Moyenne (±SD)	167,25 (±32,26)	4,67 (±1,13)	0,043 (±0,006)	4,37 (±0,89)	1432,53 (±332,18)	2,66 (±0,54)	223,99 (±59,33)
Médiane	160,55	4,36	0,04	4,23	1365,57	2,54	220,37
[min-max]	[133,98-226,89]	[3,58-6,42]	[0,036-0,053]	[3,35-5,9]	[974,5-1949,8]	[2,06-3,56]	[164,16-333,96]

A section équivalente, la géométrie des spécimens n'apparaît pas modifier les propriétés mécaniques de l'os trabéculaire. Les variations de contrainte maximale, de déformation associée, de contrainte moyenne et d'énergie absorbée restent inférieures à 5% entre les échantillons cubiques et les échantillons cylindriques. Toutefois, la présence de moelle contribue fortement à minimiser la dispersion des résultats (Tableau II.8 et Tableau II.9) et peut donc limiter la contribution de la géométrie des spécimens. Il convient donc d'étudier l'influence de la géométrie des spécimens sur la réponse mécanique d'échantillons dégraissés.

Parmi les 65 spécimens de petites porosités dégraissés, 52 spécimens sont des échantillons cubiques et 13 sont des échantillons cylindriques. Afin de déterminer l'influence possible de la géométrie du spécimen, les échantillons cubiques et cylindriques ont été différenciés. La Figure II.20 présente les réponses obtenues pour les deux géométries.

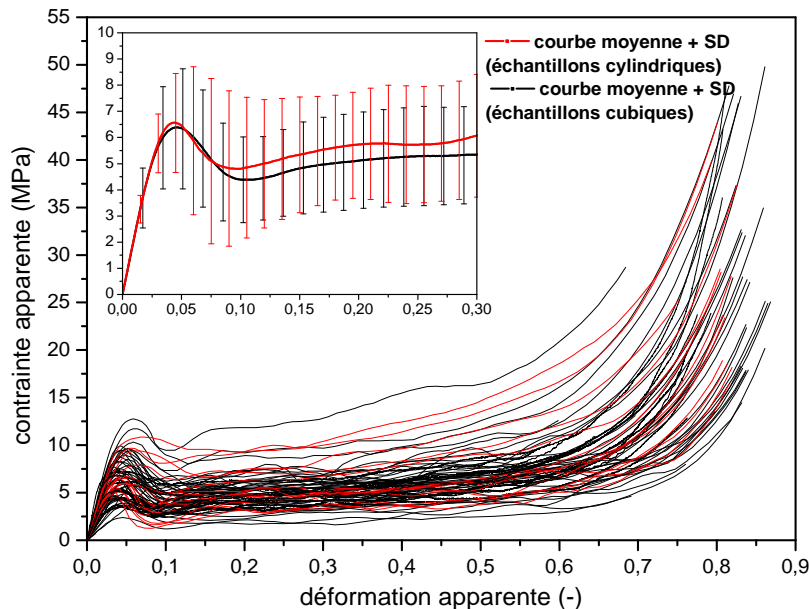


Figure II.20 - comportements mécaniques d'échantillons cubiques et cylindriques à petites porosités dégraissés.

Les courbes de couleur noire reprennent les réponses obtenues pour les différents échantillons cubiques à petites porosités dégraissés et les courbes de couleur rouge présentent les réponses obtenues pour les différents échantillons cylindriques à petites porosités dégraissés.

Chapitre II : Caractérisation expérimentale de l'os trabéculaire

sés. L'agrandissement propose l'allure moyenne des courbes contrainte/déformation obtenues à partir des réponses mécaniques des échantillons cubiques et cylindriques à petites porosités dégraissés. L'écart-type obtenu en chaque point des deux courbes moyennes est également présenté. Le Tableau II.20 et le Tableau II.21 reprennent les principales propriétés mécaniques obtenues pour chacune des configurations d'essai.

Tableau II.20 - propriétés mécaniques identifiées à partir d'échantillons cylindriques dégraissés.

échantillons cylindriques	E_{app} (MPa)	$\sigma_{max}(app)$ (MPa)	$\epsilon_{max}(app)$ (-)	$\sigma_{moy}(app)$ (MPa)	ω (mJ)	ω_{vol} (mJ/m ³)	E_{dens} (MPa)
n	13	13	13	13	13	13	13
Moyenne (±SD)	207,95 (±33,72)	6,93 (±1,96)	0,046 (±0,01)	6,36 (±2,56)	2016,04 (±877,45)	3,83 (±1,62)	205,17 (±43,39)
Médiane	200,98	6,46	0,04	5,32	1760,15	3,22	217,91
[min-max]	[175,01-272,25]	[4,58-10,86]	[0,035-0,067]	[3,46-10,66]	[1059,52-3781,64]	[1,94-6,75]	[109,56-262,23]

Tableau II.21 - propriétés mécaniques identifiées à partir d'échantillons cubiques dégraissés.

échantillons cubiques	E_{app} (MPa)	$\sigma_{max}(app)$ (MPa)	$\epsilon_{max}(app)$ (-)	$\sigma_{moy}(app)$ (MPa)	ω (mJ)	ω_{vol} (mJ/m ³)	E_{dens} (MPa)
n	52	52	52	52	52	52	52
Moyenne (±SD)	215,37 (±71,63)	6,67 (±2,25)	0,045 (±0,010)	5,50 (±1,82)	1798,81 (±823,77)	3,41 (±1,20)	171,96 (±96,53)
Médiane	221,24	6,47	0,04	5,46	1654,77	3,35	175,12
[min-max]	[67,22-439,99]	[2,39-12,78]	[0,031-0,089]	[1,89-11,75]	[413,09-4379,64]	[1,28-8,12]	[21,04-407,43]

A section équivalente, la géométrie des échantillons dégraissés ne modifie pas significativement les propriétés mécaniques de l'os trabéculaire. Ceci est en accord avec les conclusions proposées par Linde et al. [LIN92]. A l'image des résultats obtenus à partir d'échantillons non dégraissés, les variations de contrainte maximale, de déformation associée, de contrainte moyenne et de niveau d'énergie absorbé restent inférieures à 5% entre les échantillons cubiques et cylindriques. La variation de module est quant à elle légèrement supérieure (mais toutefois inférieure à 10%), soit dans les champs de dispersion classiquement observés.

Indépendamment de la présence ou non de moelle, la géométrie des spécimens ne modifient donc pas, les propriétés mécaniques identifiées de l'os trabéculaire.

c. Vitesse de sollicitation

Les champs de décélération subits lors d'un choc automobile entraînent inévitablement des vitesses de sollicitation du corps humain élevées. Il est donc intéressant d'étudier l'influence de la vitesse sur le comportement mécanique de l'os spongieux. Des essais à différentes vitesses ont été réalisés sur 23 échantillons cubiques, à l'aide de trois moyens de chargement (présentés au paragraphe 1.4.3.a de ce chapitre) afin de s'assurer du recouvrement des résultats pour une même vitesse. Le module apparent obtenu en quasi-statique lors de la précédente étude expérimentale (soit 65 échantillons cylindriques et cubiques) a ainsi été comparé aux valeurs de modules obtenues à 200 et 500 mm/min sur ces différents moyens de chargement (soit des vitesses de déformations globales de 0,4 et 1 s⁻¹). Afin de minimiser les sources possibles de dispersions, l'influence de la vitesse de sollicitation a uniquement été étudiée sur des échantillons à petites porosités dégraissés, toujours sollicités suivant la même direction de chargement (normale à la face externe de la côte). Le Tableau II.22 et la Figure

II.21 présentent l'évolution du module apparent pour les vitesses de chargement testées sur les différents moyens d'essais.

Tableau II.22 - modules apparents mesurés pour différentes vitesses de sollicitations et différents moyens d'essais.

machine d'essai	vitesse	E _{app} (MPa)		
		n	moyenne (±SD)	médiane [min-max]
Hounsfield	10mm/min	65	210,21 (±68,02)	211,53 [67,22-439,99]
JFC	10mm/min	4	233,41 (±54,52)	214,24 [194,15-311,03]
JFC	200mm/min	4	208,34 (±47,65)	210,90 [153,45-258,1]
INSTRON	200mm/min	8	223,55 (±64,6)	214,98 [156,15-361,8]
INSTRON	500mm/min	9	252,42 (±71,23)	226,80 [145,91-351,04]

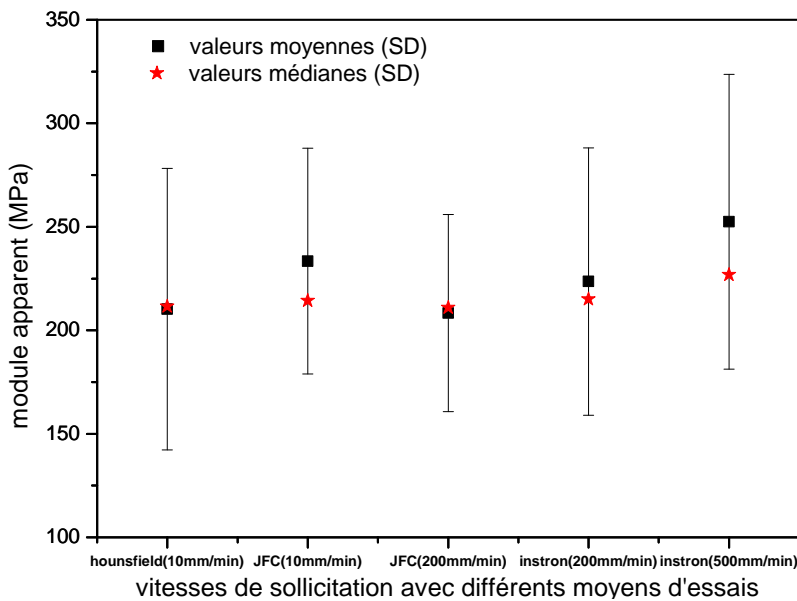


Figure II.21 - influence de la vitesse de sollicitation sur le comportement mécanique de l'os spongieux.

Les valeurs moyennes (carrés noirs), les écart-types et les médianes (étoiles rouges) ont été tracés pour chaque moyen d'essai employé et chaque vitesse testée. Etant donné le nombre peu significatif d'échantillons (à l'exception des essais à 10 mm/min sur la Hounsfield), l'exploitation des valeurs moyennes et des écart-types apparaît limité. Il convient donc de s'intéresser plutôt aux valeurs médianes plus caractéristiques.

Les résultats obtenus sur deux moyens d'essais différents (Hounsfield/JFC ou JFC/INSTRON) à une même vitesse de chargement (10 ou 200 mm/min) tendent ainsi vers un module apparent similaire, confirmant le recouvrement des moyens d'essais employés (soit 211 MPa pour la Hounsfield et 214 MPa pour la JFC, à 10 mm/min ; soit 211 MPa pour la JFC et 215 MPa pour l'INSTRON, à 200 mm/min). On peut aussi constater que de 10 à 200 mm/min aucune influence significative de la vitesse n'est mise en évidence. Par contre à 500 mm/min, la valeur médiane croît légèrement (de 6%), tendance usuelle pour ce type de matériau [CAR77]. Il convient toutefois de considérer ces résultats avec précaution. La valeur obtenue reste en effet dans le champ de dispersion des modules apparents mesurés en quasi-statique.

Des vitesses de sollicitations supérieures auraient été préférables afin de caractériser le comportement dynamique de l'os spongieux. Toutefois, les moyens d'essais dynamiques ac-

Chapitre II : Caractérisation expérimentale de l'os trabéculaire

tuellement employés au laboratoire restent spécifiques à des matériaux conventionnels et donc difficilement utilisable, en dynamique, sur les échantillons de petites tailles, exploités dans cette thèse. Une étude plus complète (avec notamment plus d'échantillons et une plus large gamme de vitesses de sollicitations) devra être entreprise si l'on souhaite réellement mettre en évidence un effet de la vitesse de chargement.

2.3.4. Corrélations des paramètres mécaniques

Afin de pouvoir prédire le comportement élasto-plastique de l'os trabéculaire, à partir d'un nombre restreint d'essais, il convient de déterminer l'existence de corrélations entre différents paramètres mécaniques. Les précédents résultats de ce chapitre ont mis en évidence la nécessité de respecter un certain nombre de conditions afin de minimiser la dispersion des réponses à analyser, facilitant la recherche de corrélations fortes. Cette recherche a donc été entreprise uniquement sur des échantillons de petites porosités, dégraissés, et sollicités dans la même direction, soit 65 échantillons. Afin de caractériser tout type de relations monotones (linéaire ou non linéaire), un test de corrélation de Spearman a été entrepris (annexe A.1). Le coefficient de significativité (p-value) a également été évalué à $p < 0,05$ afin de garantir la qualité de la liaison établie entre les paramètres. Le Tableau II.23 présente la matrice des coefficients de corrélation de Spearman entre les différents paramètres mécaniques de l'os trabéculaire, pris deux à deux.

Tableau II.23 - matrice des coefficients de corrélation de Spearman entre les paramètres mécaniques extraits de la campagne expérimentale sur des échantillons à petites porosités dégraissés.

n=65 échantillons		σ_{\max} (MPa)	$\epsilon_{\max}(\text{app})$ (-)	$\sigma_{\text{moy}}(\text{app})$ (MPa)	E_{app} (MPa)	E_{dens} (MPa)	ω (mJ)	ω_{vol} (mJ/m ³)
σ_{\max} (MPa)	ρ	1,00	0,41	0,85	0,74	0,23	0,64	0,83
	p-value	--	0,0007	0,0000	0,0000	0,0718	0,0000	0,0000
ϵ_{\max} (-)	ρ		1,00	0,59	-0,11	0,41	0,59	0,58
	p-value		--	0,0000	0,3714	0,0008	0,0000	0,0000
σ_{moy} (MPa)	ρ			1,00	0,54	0,38	0,74	0,98
	p-value			--	0,0000	0,0019	0,0000	0,0000
E_{app} (MPa)	ρ				1,00	0,02	0,27	0,58
	p-value				--	0,8854	0,0296	0,0000
E_{dens} (MPa)	ρ					1,00	0,56	0,39
	p-value					--	0,0000	0,0017
ω (mJ)	ρ						1,00	0,68
	p-value						--	0,0000
ω_{vol} (mJ/m ³)	ρ							1,00
	p-value							--

Pour une valeur du coefficient de corrélation $|\rho| \geq 0,8$, les variables prises deux à deux présentent une forte dépendance (rouge). Pour une valeur de $0,7 \leq |\rho| \leq 0,8$, la dépendance entre les deux variables est moyenne (bleu). Finalement, pour une valeur de $0,6 \leq |\rho| \leq 0,7$, cette relation est d'intensité faible (vert). Les qualificatifs employés (intensité forte, moyenne ou faible) ne sont utilisés qu'à des fins de comparaison, et non dans le but d'évaluer l'intensité de la relation entre deux variables.

On remarque d'une part que les corrélations établies sont toutes monotones croissantes. D'autre part, les coefficients de corrélations identifiés sont tous significatifs, il existe donc bien une dépendance entre les paramètres corrélés.

L'analyse de ces coefficients montre l'existence de corrélations fortes entre la contrainte moyenne et l'énergie spécifique ($\rho=0,98$) ou encore entre la contrainte moyenne et l'énergie absorbée ($\rho=0,74$). Ces corrélations sont tout à fait cohérentes étant donnée les relations intrinsèques entre ces paramètres.

$$\sigma_{\text{moy}} = \frac{F_{\text{moy}}}{S} \quad (44)$$

$$\omega = \int dF \cdot dx \approx F_{\text{moy}} \cdot \Delta L \quad (45)$$

$$\omega_{\text{vol}} = \frac{\omega}{V} \approx \frac{F_{\text{moy}} \cdot \Delta L}{V} \approx \frac{F_{\text{moy}}}{S} \quad \text{d'où} \quad \sigma_{\text{moy}} \approx \omega_{\text{vol}} \quad (46) \quad (47)$$

avec S la section apparente (mm^2) ; ΔL la longueur apparente de l'échantillon (m) ; V le volume apparent de l'échantillon (m^3) ; σ_{moy} la contrainte moyenne apparente (MPa) ; F_{moy} l'effort moyen (N) ; ω l'énergie absorbée (J) ; ω_{vol} l'énergie spécifique (J/m^3).

On remarque ensuite l'existence de dépendances plus atypiques entre la contrainte maximale et le module apparent ($\rho=0,74$) ou encore la contrainte maximale et la contrainte moyenne ($\rho=0,85$). Il convient donc d'établir un modèle de régression afin de mesurer la liaison entre ces différents paramètres. Afin de limiter la complexité des modèles, des régressions linéaires ont en priorité été réalisées. La validité de la relation établie est assurée par l'estimation du coefficient de détermination (R^2) et l'analyse des résidus. L'intervalle de pertinence des relations obtenues est également présenté.

- *Modèle de régression linéaire entre le module apparent et la contrainte maximale*

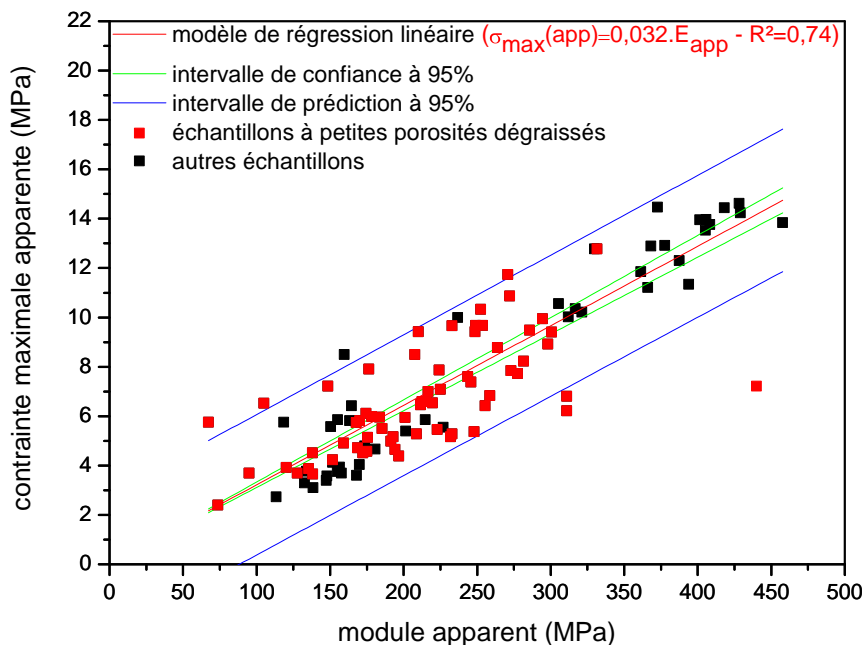


Figure II.22 - modèle de régression linéaire corrélant la contrainte maximale au module apparent pour des échantillons à petites porosités dégraissés.

Le modèle de régression linéaire identifié ($\sigma_{max}(app)=0,032.E_{app}$) à partir uniquement d'échantillons à petites porosités dégraissés (points rouges) justifie correctement (74%) des variations de contrainte maximale par les variations de module apparent. L'analyse des résidus standardisés a mis en évidence une valeur moyenne de 0,097 et la présence de 2 valeurs atypiques (soit moins de 5% des résidus normalisées), confirmant la validité de la relation établie. Le coefficient directeur de cette droite (0,032) tend vers la valeur de déformation moyenne associée à la contrainte maximale obtenue expérimentalement ($\epsilon_{max}=0,04$). Cette droite de régression apparaît également similaire à celle identifiée pour d'autres segments anatomiques extraits de sujets humains [MEL70], [BRO80].

Plus généralement, la contrainte maximale s'identifie à partir du module apparent indépendamment de la géométrie des cellules, de la présence ou non de moelle. On constate en effet que les valeurs obtenues à partir de l'ensemble des échantillons testés dans cette campagne (points noirs - Figure II.22) s'intègrent particulièrement bien au modèle identifié. Ces valeurs se trouvent notamment dans l'intervalle de prédiction du modèle linéaire reliant le module apparent à la contrainte maximale, pour des échantillons aux porosités dégraissés. Ce résultat se justifie par la quasi-constance de la déformation à contrainte maximale, quel que soit l'échantillon considéré (Tableau II.5).

- *Modèle de régression linéaire entre la contrainte maximale et la contrainte moyenne*

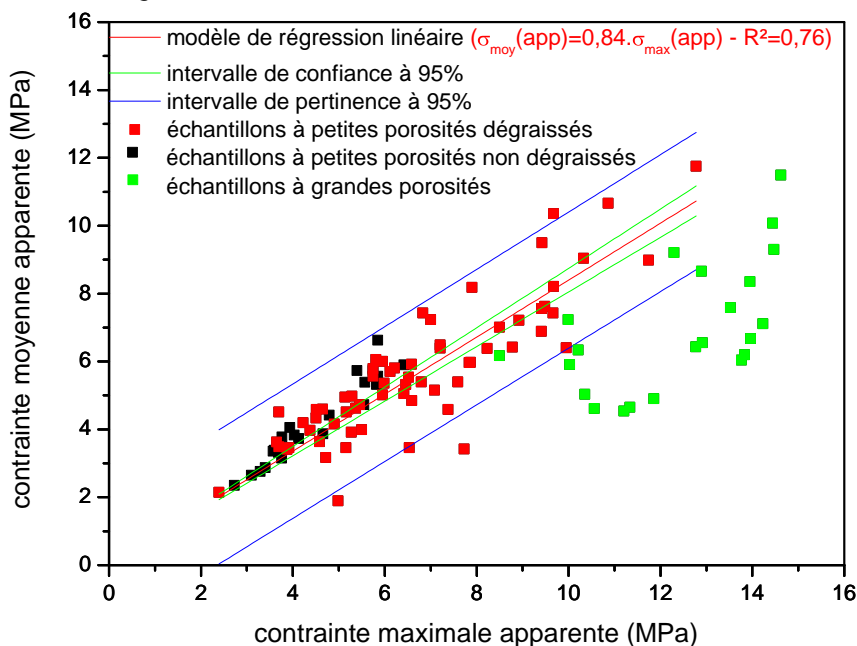


Figure II.23 - modèle de régression linéaire corrélant la contrainte moyenne à la contrainte maximale pour des échantillons à petites porosités dégraissés

La droite de régression linéaire identifiée ($\sigma_{moy}(app)=0,84. \sigma_{max}(app)$) uniquement à partir des échantillons de petites porosités justifie correctement (76%) des variations de contrainte moyenne par les variations de contrainte maximale. L'analyse des résidus standardisés a mis en évidence une valeur moyenne de 0,029 et la présence de 3 valeurs atypiques (soit moins de 5% des résidus normalisées), confirmant la validité de la relation établie.

Pour des échantillons de petites porosités non dégraissés (points noirs - Figure II.23), la relation identifiée permet également de prédire la contrainte moyenne à partir de la contrainte maximale. Par contre, le modèle proposé ne justifie pas des résultats obtenus pour des échantillons à grandes porosités (points verts - Figure II.23), en raison notamment d'une contrainte au pic sensiblement différente de la contrainte moyenne (Tableau II.6 et Tableau II.7).

Au final, les deux relations établies permettront, à partir d'un essai mécanique en petites déformations, d'identifier le comportement d'échantillons d'os spongieux en grandes déformations (contraintes maximales et contraintes moyennes).

3. Conclusions

Cette étude expérimentale constitue le premier pas vers une caractérisation du comportement mécanique de l'os spongieux en compression. Ce chapitre dresse dans sa première partie un descriptif du protocole expérimental dédié à la caractérisation et à l'étude du comportement mécanique de l'os spongieux. La deuxième partie s'intéresse à l'exploitation même des résultats.

123 échantillons extraits de 12 sujets bovins ont ainsi été exploités pour les besoins de cette étude. Les analyses géométriques et densitométriques des spécimens prélevés ont permis de déterminer une densité relative moyenne de 27%, une masse volumique moyenne du tissu trabéculaire de 1520 kg/m^3 et un pourcentage moyen de matières minérales de 54%.

Pour l'ensemble des échantillons testés, un module apparent moyen de 234 MPa ($\pm 91,8$ MPa) et une contrainte maximale moyenne de 7,58 MPa ($\pm 3,49$ MPa) ont notamment été identifiés. Des essais de cyclage réalisés dans le domaine élastique de quelques échantillons, ont toutefois mis en évidence des différences significatives du module apparent, selon la direction de chargement (comportement anisotrope). La déformation à contrainte maximale présente une valeur quasi-constante ($\epsilon=4\%$ ($\pm 1\%$)) quel que soit l'échantillon. Une contrainte moyenne de 5,67 MPa ($\pm 1,99$ MPa) après le pic et un module de densification de 176,82 MPa ($\pm 75,6$ MPa) ont également été déterminés, caractérisant ainsi le comportement de l'os trabéculaire en grandes déformations.

A l'image de travaux antérieurs (annexe A.6), les propriétés mécaniques identifiées présentent d'importantes dispersions, pouvant toutefois être minimisées par le contrôle de certains paramètres, tels que :

- La géométrie des porosités : Pour des échantillons à petites porosités, un module apparent de 214 MPa ($\pm 65,66$ MPa) et une contrainte maximale au pic de 6,72 MPa ($\pm 2,18$ MPa) ont été identifiés. Pour des échantillons à grandes porosités un module apparent de 360 MPa (± 38 MPa) et une contrainte maximale de 12,74 MPa ($\pm 2,18$ MPa) ont été identifiés.
- La présence de moelle : il est apparu que la présence de moelle à l'intérieur du réseau trabéculaire contribuait à diminuer la rigidité de l'échantillon de 25%.

La Figure II.24 synthétise sous la forme de boîtes de dispersion chacune des principales propriétés mécaniques de l'os spongieux identifiées, et l'influence de la géométrie des porosités et de la présence de moelle osseuse sur ces mêmes propriétés.

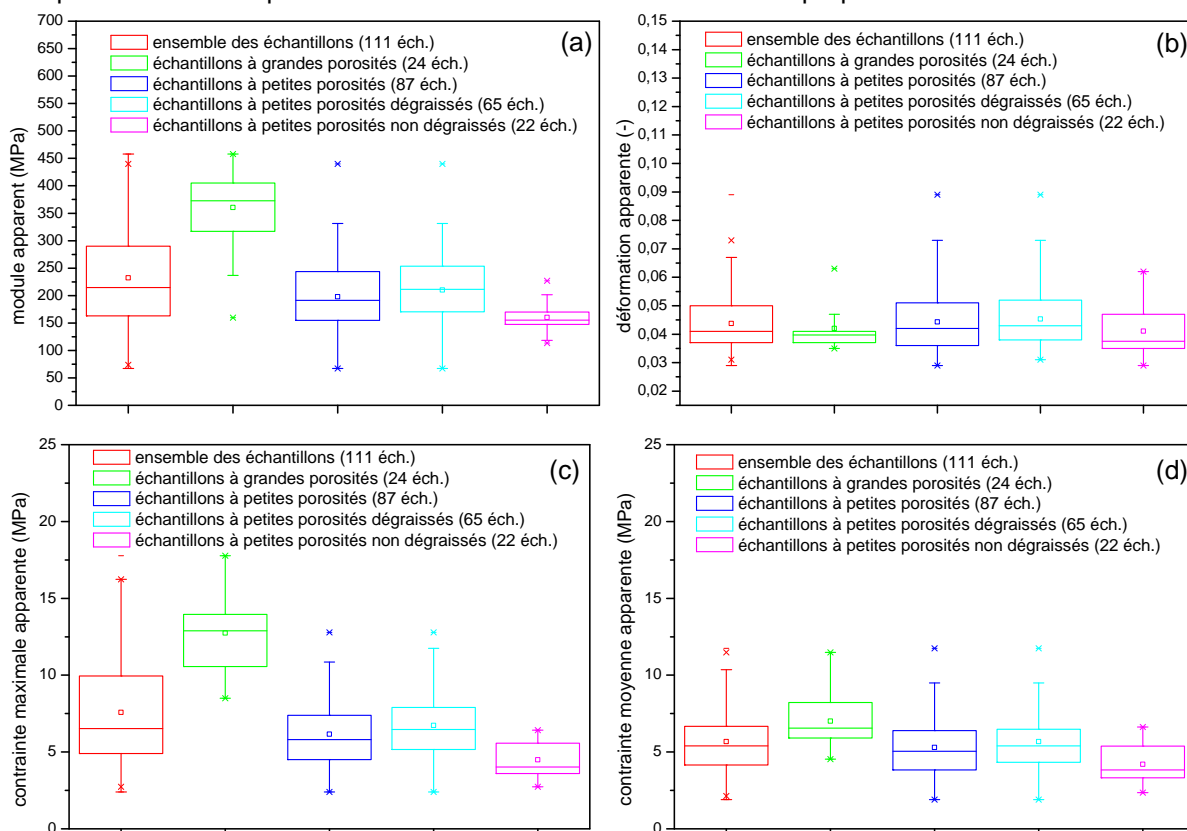


Figure II.24 - boîtes de dispersions caractéristiques des principales propriétés mécaniques de l'os spongieux.

(a) module apparent ; (b) déformation apparente
(c) contrainte maximale apparente ; (d) contrainte moyenne apparente

L'influence des conditions expérimentales (conditions limites, géométrie et taille d'échantillon, vitesse de sollicitation) sur le comportement mécanique de l'os spongieux a également été étudiée. Les résultats obtenus n'ont toutefois pas mis en évidence d'effets significatifs des conditions expérimentales appliquées.

Au final, le contrôle des différentes sources de dispersions a ainsi permis d'établir deux corrélations significatives entre différents paramètres mécaniques :

$$\sigma_{\max}(\text{app}) = 0,032 \cdot E_{\text{app}} \quad (R^2 = 0,74) \quad (48)$$

$$\sigma_{\text{moy}}(\text{app}) = 0,84 \cdot \sigma_{\max}(\text{app}) \quad (R^2 = 0,76) \quad (49)$$

L'intérêt de ces relations est de permettre une prédiction rapide de différentes caractéristiques mécaniques de l'os spongieux. Il est à noter que la première relation corrélant la contrainte maximale au module apparent est applicable à l'ensemble des échantillons (sans distinction d'architecture ou de présence de moelle). La seconde relation, quant à elle s'applique uniquement à des échantillons de petites porosités dégraissés et non dégraissés.

Les variations inter et intra-individuelles apparaissent comme des paramètres clefs dans la caractérisation mécanique de l'os spongieux, notamment par l'intermédiaire de différentes topologies architecturales. Il convient donc de déterminer réellement les effets architecturaux sur la réponse en compression de l'os spongieux. Le prochain chapitre consistera donc à caractériser l'architecture des échantillons testés.

Chapitre III - Caractérisation numérique de l'os spongieux

L'objectif de ce chapitre est de recourir à l'outil numérique afin d'analyser les paramètres morphologiques et topologiques de l'architecture trabéculaire et d'améliorer notre compréhension de son comportement mécanique.

Les principales propriétés architecturales ont ainsi été déterminées. Elles sont fortement influencées par la segmentation préliminaire des données tomographiques. Une modélisation micro Eléments Finis simplifiées de l'os spongieux a été réalisée afin de décrire son comportement global, en termes de cinématique et de réponse mécanique.

1. Matériels et méthodes

1.1. Caractérisation architecturale par micro-tomographie

1.1.1. Traitement des données

a. Spécificités

Les données tomographiques consistent en une succession d'images en niveaux de gris, caractérisant chacune une coupe de l'échantillon scanné à une hauteur donnée. Le pas entre chaque image est fixé par la résolution d'acquisition du spécimen (Figure III.1).

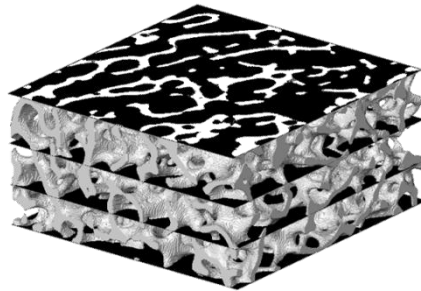


Figure III.1 - exemple de coupes successives d'un échantillon d'os spongieux.

Chaque image est constituée d'un ensemble de pixels, représentant les plus petits éléments constitutifs de l'image (Figure III.2). La taille du pixel est fixée par la résolution d'acquisition préalablement choisie (dans notre cas 20 μm). A chaque pixel est associée une valeur caractérisant sa couleur ou son intensité. Dans les images ici traitées, un pixel peut prendre n'importe quelle valeur comprise entre 0 et 2^8 niveaux de gris, soit 256 dégradés allant du noir au blanc. L'ensemble des niveaux de gris d'une image peuvent alors être associés à un histogramme représentant le nombre de pixels associé à chaque intensité. Une image peut également être représentée sous la forme d'une matrice à deux dimensions dont chaque pixel de coordonnées (X, Y) est associé à sa valeur d'intensité.

Par extension, les images d'un objet scanné peuvent être représentés sous la forme d'une matrice à trois dimensions dont un point de coordonnées (X, Y, Z) correspond à un voxel, c'est-à-dire un pixel en 3D. De la même manière, la valeur associée à un voxel correspond à son intensité.

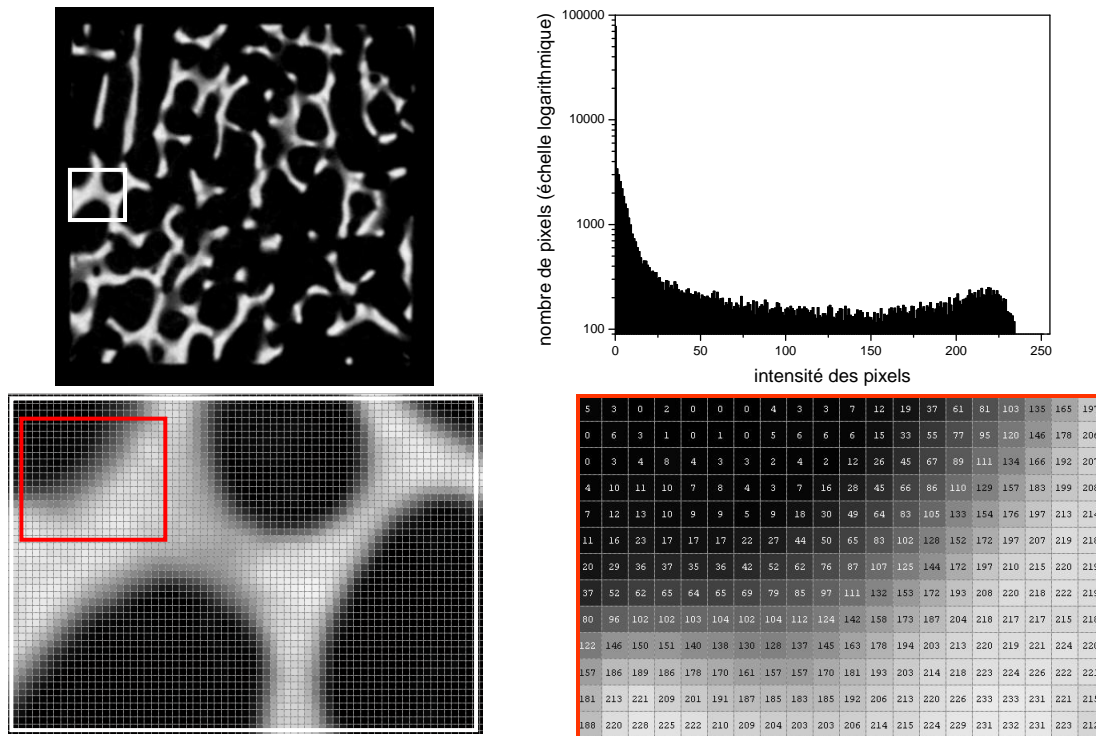


Figure III.2 - caractéristique d'une image tomographique.

b. Segmentation par la méthode d'Otsu

Afin de mener à bien cette caractérisation architecturale de l'os trabéculaire, une différenciation du tissu osseux et du vide est nécessaire. Comme évoqué précédemment, les images obtenues par micro-tomographie se caractérisent par un dégradé de gris. Un traitement des images est donc nécessaire pour distinguer précisément chacune des phases. Cette opération s'appelle la binarisation. Elle consiste à comparer les niveaux de gris des pixels d'une image avec une valeur seuil (τ) et d'affecter 1 aux pixels dont le niveau de gris est supérieur à ce seuil, 0 dans le cas contraire. L'image segmentée doit évidemment respecter le plus fidèlement possible l'image d'origine. Cette opération est particulièrement critique puisqu'elle conditionne l'analyse architecturale réalisée par la suite. Un seuil trop élevé entrainera une surestimation des propriétés architecturales et inversement pour un seuil trop faible.

Le logiciel utilisé pour l'analyse architecturale des échantillons (CTANalyser - [CTAN]) réalise cette opération. Le seuil de segmentation doit toutefois être défini par l'utilisateur, suite à l'analyse de l'histogramme des niveaux de gris. Des erreurs d'appréciation peuvent donc être commises. Parkinson et al. [PAR09] ont notamment montré que pour des images identiques, traitées par différents utilisateurs, la valeur seuil choisie peut varier entre 1,7 et 3,3% par rapport à un utilisateur de référence. Par ailleurs, la valeur de seuil choisie par cet utilisateur peut différer de quelques pour cent de la valeur optimale. Si une variation du seuil de 5% ne semble

pas significative, elle peut se traduire d'un point de vue architectural, par une variation de la densité relative d'environ 8% par exemple. Or, de précédentes études ont montré l'influence non négligeable de la densité relative sur le module apparent [EIJ06], [LEN06]. Il est donc primordial d'utiliser une méthode automatique améliorant cette phase de traitement des données. L'automatisation de ce traitement a pour principal intérêt de déterminer un seuil de segmentation uniquement à partir des informations contenues dans l'image, sans perturbations extérieures (lecture de l'histogramme par l'utilisateur, contraste d'affichage ...). Les données tomographiques de différents échantillons sont donc, par cette méthode, traitées rigoureusement de la même manière.

Plusieurs méthodes sont à ce jour disponible (méthodes de Niblack, de Sauvola, d'Otsu...). Pour notre part, nous avons choisi d'utiliser une binarisation des images selon la méthode d'Otsu [OTS79]. La qualité des images obtenues par micro-tomographie (résolution spatiale élevée) et un fond uniforme permettent de nous orienter vers cette méthode de segmentation globale. Elle présente l'intérêt d'être simple d'utilisation, rapide et se trouve notamment intégrée dans le logiciel Matlab™. La méthode d'Otsu permet, à partir d'images bimodales (un fond et un objet d'intérêt) de déterminer un seuil de binarisation maximisant la variance entre les deux classes afin de trouver la valeur τ telle que :

$$0 \leq \tau \leq n$$

avec n le nombre de niveaux de gris de l'image (soit dans notre cas 256 niveaux).

L'histogramme normalisé h_{norm} de niveaux de gris de l'image est donc séparé en deux ensembles C_0 et C_1 (où C_0 possède les niveaux de gris $[1, 2, \dots, \tau]$ et C_1 les niveaux de gris $[\tau + 1, \tau + 2, \dots, n]$). Les probabilités des classes (ω_i) et leurs moyennes cumulatives (μ_i) sont alors déterminées par :

$$\omega_0 = \Pr(C_0) = \sum_{i=0}^{\tau} h_{norm}(i) = \omega(\tau) \quad \text{et} \quad \omega_1 = \Pr(C_1) = \sum_{i=\tau+1}^n h_{norm}(i) = 1 - \omega_0 \quad (50) \quad (51)$$

$$\mu_0 = \sum_{i=0}^{\tau} i \cdot h_{norm}(i) \quad \text{et} \quad \mu_1 = \sum_{i=\tau+1}^n i \cdot h_{norm}(i) \quad (52) \quad (53)$$

Otsu exprime ainsi la variance (σ) entre les deux classes par :

$$\sigma^2(\tau) = \omega_0 \cdot \omega_1 \cdot (\mu_1 - \mu_0)^2 \quad \text{pour } \tau = 0 \dots 255 \quad (54)$$

La valeur optimale τ^* maximisant cette fonction est choisi comme valeur seuil tel que :

$$\sigma^2(\tau^*) = \max(\sigma^2(\tau)) \quad \text{avec } 0 \leq \tau \leq n \quad (55)$$

Une routine Matlab™ utilisant la méthode d'Otsu a ainsi été développée afin de traiter automatiquement l'ensemble des données tomographiques d'un échantillon. La Figure III.3 présente le résultat obtenu sur une image d'un échantillon d'os spongieux. La superposition d'une image avant et après segmentation permet de juger des effets de la binarisation sur les informations contenues dans l'image originale. Les zones de forts contrastes sont assimilées à de l'os alors que les zones aux contrastes moins marqués sont considérées vides et éliminées lors de la segmentation.

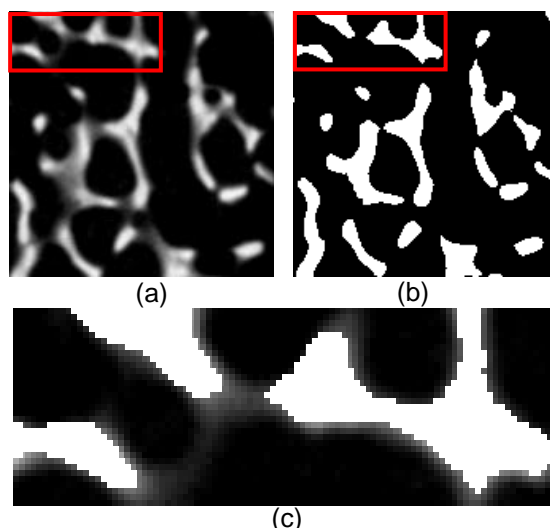


Figure III.3 - binarisation par la méthode d'Otsu d'une architecture spongieuse (2D).

(a) avant segmentation ; (b) après segmentation pour un seuil de 86 déterminé par la méthode d'Otsu
(c) superposition des images avant et après segmentation

c. Lissage des images

Suite à leur segmentation, les images sont constituées uniquement de pixels noirs ou blancs caractérisant respectivement le vide ou le tissu constitutif des travées. Toutefois, sur certaines images, des points non caractéristiques de la phase dans laquelle ils se trouvent (Figure III.4) sont observés. Des pixels vides se trouvent ainsi isolés au milieu de travées ou inversement, des pixels pleins isolés au sein de porosités.

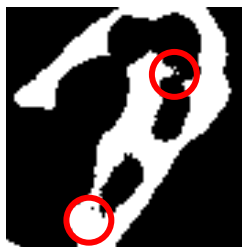


Figure III.4 - pixels isolés au sein d'une phase.

Ce phénomène n'est physiquement pas réaliste et provient du bruit contenu dans l'image, lors de sa construction. Les photons recueillis par les capteurs CCD, suite à la traversée de l'objet, sont transformés en un signal électrique, élément de base pour la création de l'image. Sur ce signal vient s'adjoindre des informations parasites aléatoires, caractérisant le bruit de l'image. Un lissage des images est donc entrepris suite à leur segmentation afin d'éliminer ces points parasites.

Afin de simplifier l'algorithme de lissage des images, cette opération est réalisée image par image indépendamment les unes des autres. Cette opération est menée sur les images segmentées afin de faciliter la distinction des pixels (dans ce cas, ils ne peuvent valoir que 0 ou 1). Les pixels vides ou pleins isolés sont tout d'abord détectés. Pour cela, le niveau d'intensité de chaque pixel contenu dans l'image est comparé à celui de ces voisins directs (soit 8 pixels). La somme de ces 8 voisins est calculée, si celle-ci est inférieure ou égale à deux, il s'agit d'un

pixel plein isolé dans du vide. Si cette somme est supérieure ou égale à 6, il s'agit d'un pixel vide isolé dans une travée. Dans les deux cas, les pixels défectueux sont remplacés par les pixels d'intensités opposées.

Les petites cavités de pixels vides, situées au cœur des travées osseuses, (Figure III.5), sont également éliminées. Afin de juger si une cavité est caractéristique ou non, un paramètre définissant le nombre minimal de pixels nécessaire pour considérer cette cavité physiquement réaliste est mis en place. Un certain nombre de tests ont permis de fixer ce paramètre à 10 pixels, choix conditionné par une variation de la densité de pixels blancs inférieure à 1% par rapport à l'image originale.



Figure III.5 - lissage des images.

1.1.2. Caractérisation architecturale

Suite à leurs segmentations et à leurs lissages, les données micro-tomographiques sont exploitées en vue de caractériser précisément l'architecture trabéculaire. Les principales propriétés 3D extraites par analyse d'images et décrites dans le premier chapitre sont ici déterminées pour chaque échantillon, à partir du logiciel SKYSCAN CTANalyser. Les paramètres morphologiques et topologiques exploités sont précisés dans le Tableau III.1.

Tableau III.1 - paramètres morphologiques et topologiques extraits par micro-tomographie.

	PARAMETRES	ACCRONYME	UNITE
paramètres morphologiques	Densité relative	BV/TV	%
	Epaisseur de travées	Tb.Th	mm
	Espace entre les travées	Tb.Sp	mm
	Nombre de travées	Tb.n	mm ⁻¹
paramètres topologiques	Facteur de répartition trabéculaire	Tb.Pf	mm ⁻¹
	Structure Model Index	SMI	-
	Longueur moyenne d'interception	MIL	mm
	Degré d'Anisotropie	DA	-
	Dimension Fractale	FD	-

Les paramètres ainsi obtenus permettront de définir les principales propriétés architecturales, en vue de déterminer leur influence sur les propriétés mécaniques expérimentales et numériques. Pour ce deuxième cas, il convient tout d'abord de construire des modèles Eléments Finis suffisamment représentatif de l'architecture trabéculaire.

1.2. Modélisation Eléments Finis

L'étude bibliographique menée (chapitre I) a mis en évidence différentes possibilités de modéliser l'architecture trabéculaire. Toutefois, la volonté de caractériser le rôle de son architecture sur sa réponse mécanique a clairement orienté ces travaux vers une modélisation micro Eléments Finis, soit une modélisation à l'échelle mésoscopique de l'os trabéculaire, à partir des données micro-tomographiques. L'intérêt de cette méthode est de permettre une étude approfondie du comportement mécanique de l'os spongieux à partir de sa géométrie réelle.

1.2.1. Modélisation micro Eléments Finis (μ EF) simplifiée

Les modélisations micro Eléments Finis sont basées sur l'exploitation des données obtenues par imagerie. Différentes possibilités de modélisation sont envisageables :

- Soit par des éléments poutres : si la complexité des modèles est grandement réduite par l'utilisation de ce type d'éléments, leur limitation actuelle à la phase élastique [HAL07] ne permet pas d'envisager leur exploitation en grandes déformations. D'autre part, une connaissance rigoureuse des paramètres trabéculaires est préalablement nécessaire afin d'assigner aux éléments poutres les bonnes caractéristiques géométriques et mécaniques.
- Soit par des éléments tétraédriques : Ce maillage constitue de loin la méthode la plus adaptée à une représentation réaliste de l'architecture spongieuse. Toutefois, la complexité de la structure engendre une importante distorsion des éléments pénalisant inévitablement les temps de simulation.
- Soit par des éléments hexaédriques : Malgré la présence de « marches d'escalier », cette modélisation assure une bonne description de l'architecture pour des coûts de simulation acceptable, comparativement à des modèles en éléments tétraédriques.

Pour cette étude, nous avons donc pris le choix de modéliser l'architecture trabéculaire au moyen d'éléments hexaédriques afin de minimiser les temps de simulations.

a. Modélisation en éléments hexaédriques

Les informations obtenues par imagerie sont directement exploitées afin de construire le modèle EF. Chaque voxel (caractéristique de la matière) est ainsi remplacé par un élément hexaédrique, auquel est associée les propriétés mécaniques homogénéisées du matériau constitutif. Si cette méthode a montré son efficacité dans de précédentes études [RIE95] [NIE00], elle engendre (à partir d'acquisitions à hautes résolutions), une densité de maillage excessive (Figure III.6) et donc d'importants temps de simulation. Une simplification du maillage est donc nécessaire si l'on souhaite réaliser rapidement plusieurs simulations numériques.



Figure III.6 - modèle Eléments Finis d'un échantillon de 5 mm de côté (760 264 nœuds - 894 423 éléments).

b. Simplification du maillage

Afin de diminuer la complexité de ces modèles, deux méthodes sont à ce jour proposées :

- L'utilisation de données obtenues par imagerie à faible résolution [FOL02] : Elle contraint à réaliser une deuxième acquisition, cette fois-ci à une résolution plus élevée, si l'on souhaite connaître exactement les principales propriétés architecturales de l'échantillon modélisé.
- La deuxième méthode propose d'intervenir directement sur les images tomographiques (Figure III.7). Les auteurs procèdent au groupement des voxels afin de générer des éléments plus grands et donc de diminuer la densité de maillage [RIE95]. Il est ainsi possible de générer à partir de 8 voxels de 20 μm de côté, un élément de 40 μm de côté.

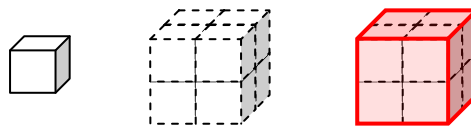


Figure III.7 - principe de groupements des voxels.

Cette deuxième méthodologie présente le plus grand intérêt puisqu'elle permet la construction de modèles micro Eléments Finis à partir d'une seule acquisition. Elle engendre toutefois une diminution de la masse du modèle (jusqu'à 30% de perte de masse selon les cas), notamment sur les bords des travées. Si le nombre de voxels est en effet insuffisant pour assurer leurs groupements, l'élément équivalent n'est pas créé et l'information n'est pas prise en compte dans le modèle généré (Figure III.8).

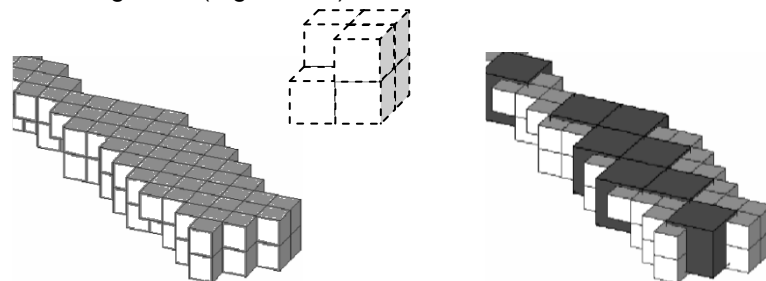


Figure III.8 - exemple d'un groupement classique de 8 voxels.

c. Amélioration de la procédure de simplification du maillage

Afin de corriger ce défaut de groupement des voxels et améliorer la représentativité des modèles simplifiés, nous avons associé à la création du maillage, une condition particulière de groupement des voxels. Celle-ci permet de générer un nouvel élément, même si le nombre de voxels nécessaire n'est pas présent. Un nombre minimal de voxels pleins (que nous appellerons $nbmin$ pour nombre minimal de voxels nécessaire à la création d'un élément) est ainsi défini afin de forcer la création de l'élément à partir des voxels existants. Si, le nombre de voxels pleins est supérieur ou égal au critère $nbmin$, l'élément peut être créé. Par exemple, si le critère de groupement est fixé à 5, un élément est créé si le nombre de voxel est supérieur ou égal à cette valeur (Figure III.9).

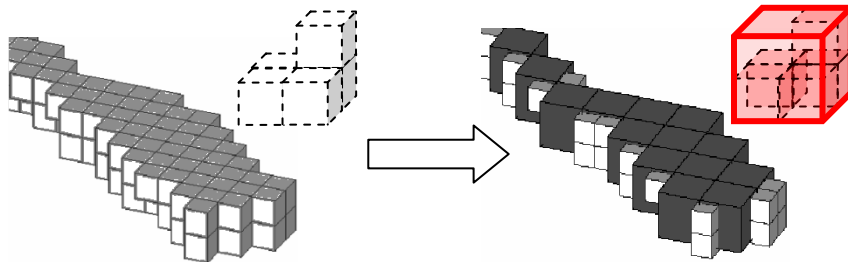


Figure III.9 - exemple d'application du critère de groupement ($nbmin=5$) sur une travée osseuse.

A l'image des modélisations simplifiées classiques [ULR98], la procédure proposée introduit une surestimation ou une sous-estimation de la masse du modèle par rapport à une modélisation voxel/élément conventionnelle. Contrairement à la méthode classique, l'erreur commise est toutefois moins importante. Le Tableau III.2 dresse ainsi un récapitulatif des variations moyennes constatées pour différents modèles selon la valeur de $nbmin$ fixée.

Tableau III.2 - variation de masse introduite par la condition de groupement.

Nbmin	ERREUR COMMISE
0	-
1	gain de 20 à 25%
2	gain de 15 à 20%
3	gain de 10 à 25%
4	gain de 5 à 10 %
5	perte de 5 à 10%
6	perte de 10 à 15%
7	perte de 15 à 20%
8	perte de 20 à 25%

Une valeur $nbmin$ de 0 correspond à la création d'un maillage Eléments Finis par une conversion directe des voxels en éléments hexaédriques (maillage voxel/élément). Une valeur de 8 correspond à la création d'un maillage hexaédrique à partir de 8 voxels pleins. Une valeur comprise entre 1 et 7 assure la création du maillage selon la procédure proposée. Une valeur de $nbmin$ comprise entre 1 et 4 (1 à 4 voxels minimums sont nécessaires pour créer le nouvel élément), entraîne une surestimation de la masse, comparativement au maillage voxel/élément pris pour référence. Pour une valeur comprise entre 5 et 7, la masse des modèles créés est sous-estimée. La méthode proposée est donc judicieuse pour une valeur de $nbmin$ minimisant la variation de masse, soit un $nbmin$ fixé à 4 ou 5 (variation de masse inférieure à $\pm 10\%$).

d. Exemple de maillages hexaédriques d'une structure spongieuse

Une même architecture trabéculaire est maillée à partir de différentes conditions de groupement afin de juger de la discrétisation pour chacune d'entre elles (Figure III.10). La figure (a) présente la modélisation de cette structure pour un maillage voxel/élément classique (nbmin=0) constitué de 894 423 nœuds pour 760 264 éléments. La figure (b) présente la modélisation de cette même architecture, pour un groupement des éléments selon la méthodologie proposée (nbmin=4), constituée de 139 841 nœuds pour 105 520 éléments. Finalement, la figure (c) présente cette architecture modélisée à partir d'un groupement classique des éléments (nbmin=8) et constituée de 117 520 nœuds et 84 146 éléments. Pour le premier maillage, la taille des éléments générés est de 20 μm alors que pour les deux autres modèles, la taille de maille est de 40 μm . Dans chaque cas, la visualisation d'une même section est proposée afin de juger de la qualité du maillage généré.

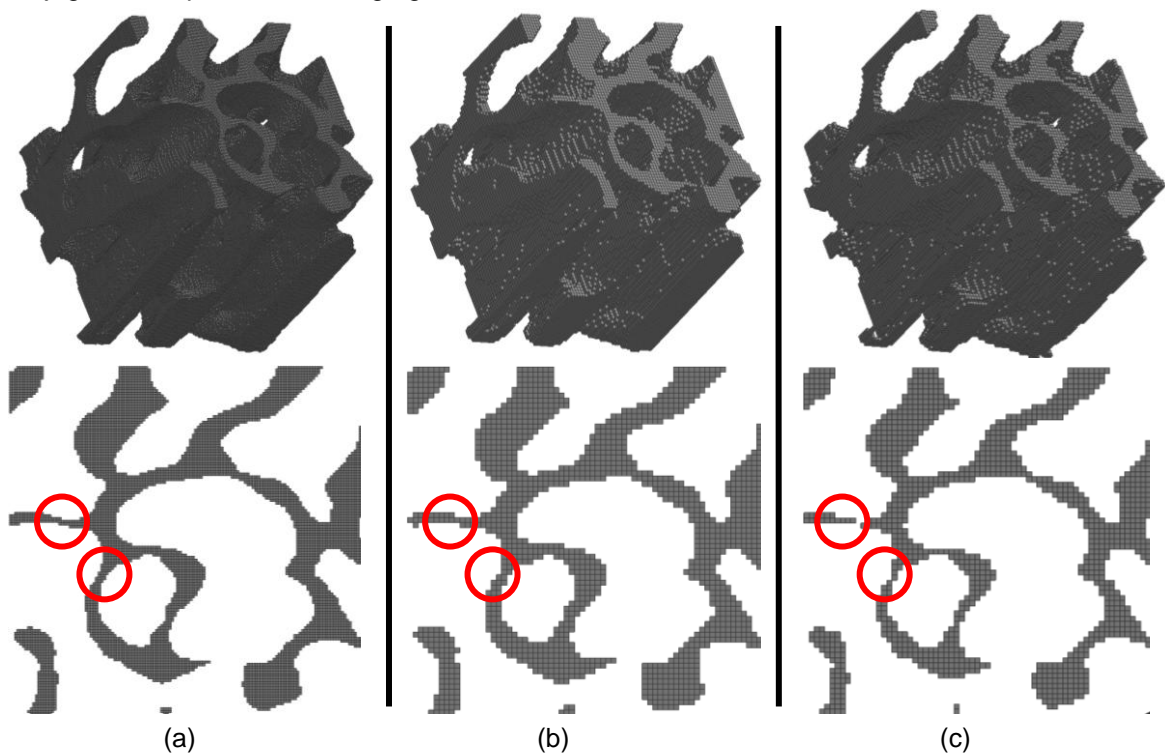


Figure III.10 - maillages hexaédriques d'une même architecture pour différentes conditions de groupement.

(a) nbmin=0 (maillage voxel/élément) ; (b) nbmin=4 (condition particulière de groupement) ;
 (c) nbmin=8 (condition classique de groupement)

La méthode proposée de groupement des voxels (Figure III.10 (b)) divise par 7 le nombre d'éléments par rapport à un maillage voxel/élément conventionnel. Pour un nbmin fixé à 8, le nombre d'éléments est divisé par 9. Toutefois, cette diminution entraîne des modifications significatives de la connectivité du réseau et un amincissement des parois non caractéristique. Le critère proposé permet d'améliorer significativement la description de la topologie trabéculaire en minimisant notamment l'élimination de zones trop minces pour être prises en compte par un groupement classique des éléments. D'autre part, la méthode proposée génère une variation de masse de seulement 5,25% par rapport au modèle de référence. L'analyse des

réponses Eléments Finis menée dans la deuxième partie de ce chapitre permettra toutefois de juger des effets d'une telle variation de masse sur les propriétés mécaniques extraites.

1.2.2. Conditions de simulations

a. Code de calcul et outils informatiques

Les calculs Eléments Finis ont été menés à l'aide du solveur explicite Pam-Crash [PAMA]. L'utilisation d'un tel code de calcul se justifie par la finalité des travaux entrepris, la caractérisation du comportement de l'os spongieux sous chargement dynamique en vue d'une amélioration des représentations virtuelles de l'être humain utilisées en crash.

Etant donnée la complexité des modèles micro Eléments Finis, les simulations numériques ont été réalisées sur un cluster Silicon Graphics Altix XE 1200 doté de 46 processeurs Xeon dual core avec 368 Go de mémoire. Afin de multiplier le nombre de simulations, chaque calcul est réalisé sur un nœud du cluster, soit 2 processeurs associés à 16 Go de mémoire.

b. Type d'éléments

Des éléments hexaédriques à intégrations réduites composés de 8 nœuds sont utilisés pour mailler la structure. Les importantes distorsions observées lors de la compression du modèle et plus généralement lors de la compression d'éléments hexaédriques contribuent à la formation de modes de déformations à énergie nulle (Hourglass). Afin de palier ce problème, la gestion de ces modes a été prise en compte par un modèle de Flanagan et Belytschko [PAMA].

c. Loi de comportement

Les modèles ont été alimenté par une même loi de comportement isotrope élasto-plastique bilinéaire avec endommagement (matériau de type 16). L'intérêt d'utiliser une unique loi est de supprimer toutes variabilités matérielles entre les spécimens, afin de faciliter leur comparaison et d'étudier uniquement les effets architecturaux sur la réponse en compression.

Cette loi se compose de 7 paramètres dont la masse volumique (ρ_v), le coefficient de Poisson (ν), les modules de cisaillement (G) et de compressibilité (K), la limite élastique (σ_y), le module tangent (E_t) et une limite de déformation maximale des éléments (ϵ_p^{\max}). Ces paramètres ont été identifiés afin de décrire le comportement élastique de l'architecture trabéculaire. La masse volumique et le coefficient de Poisson ont été fixés, les autres paramètres ont été identifiés par méthode inverse à partir d'un échantillon d'os spongieux préalablement testé en compression. Le but de cette méthode est de déterminer des grandeurs difficilement mesurables à partir de grandeurs facilement observables. Pour cette étude, l'optimisation a été menée grâce à la méthode adaptative des surfaces de réponse (adaptive Response Surface Method) disponible dans le logiciel d'optimisation Pam-Opt [PAMB]. La robustesse de cet algorithme lui permet de limiter la divergence des calculs et d'identifier un grand nombre de variables. Cet algorithme a pour principe de déterminer le jeu de paramètres alimentant le modèle numérique de manière à minimiser l'écart avec la fonction objective (dans ce cas, la différence entre la réponse numérique et la réponse expérimentale)

L'identification entreprise ici a pour unique objectif d'alimenter les modélisations de l'os spongieux. En aucun cas, les valeurs obtenues ne peuvent être vues comme les propriétés exactes du matériau constitutif des travées. Pour mener une bonne identification par méthode inverse, il faudrait en effet mesurer quelques variables locales et les introduire dans le problème d'optimisation.

Au final, Les paramètres composant cette loi sont les suivants :

Propriétés fixées

- masse volumique ($\rho_v=2000 \text{ kg/m}^3$) : cette valeur a été choisie par rapport aux valeurs classiquement appliquées lors de précédentes modélisations Eléments Finis.
- coefficient de poisson ($\nu=0,25$) : de précédentes études ont identifiées une valeur du coefficient de poisson de l'os spongieux comprise entre 0,2 et 0,3 [AN00]. Nous avons donc fixé arbitrairement notre coefficient de poisson comme étant la valeur médiane de ces deux limites.

Propriétés identifiées

- module de cisaillement ($G=2.8 \text{ GPa}$) et module de compressibilité ($K=4.67 \text{ GPa}$) : associées au coefficient de Poisson, ces valeurs permettent de définir un module de Young du matériau constitutif des travées (E) de 7 GPa. Si cette valeur est en concordance avec les résultats obtenus par Eléments Finis lors de précédentes études [RIE95] [LAD98] [VER06], elle est toutefois faible par rapport aux valeurs déterminées à partir d'autres moyens de caractérisation (indentation [TUR99], micro-flexion [RHO93]). Cette différence peut notamment se justifier par le fait que numériquement nous identifions un module moyen des travées, alors que par indentation par exemple, on identifie localement les propriétés du matériau constitutif.
- limite élastique ($\sigma_y=350 \text{ MPa}$). La caractérisation de la limite élastique du matériau constitutif des travées reste très limitée numériquement, sans une mesure locale. Cependant, Verhulp et al. [VER08] a notamment déterminée une valeur de contrainte maximale de 228,14 MPa ($\pm 34,79 \text{ MPa}$). La valeur identifiée ici est donc particulièrement élevée, nous l'utiliserons toutefois comme telle lors de nos simulations numériques.
- module tangent ($E_t=100\,000 \text{ MPa}$) et pourcentage de déformation maximal des éléments ($\varepsilon_p^{\text{max}}=90\%$). Ces paramètres ont pour unique intérêt de gérer des endommagements locaux de l'architecture, pour s'approcher du comportement réel observé expérimentalement, justifiant la limite élastique précédemment obtenues.

d. Conditions limites

Les conditions limites sont similaires à celles de l'étude expérimentale présentée dans le deuxième chapitre. Les plateaux de compression ont été modélisés par deux murs rigides infinis (infinite rigid wall). Leur intérêt est de laisser libre le déplacement transverse des travées aux extrémités du spécimen et de permettre la prise en compte du frottement de l'échantillon avec les plateaux. Dans un premier temps, le frottement a été considéré libre afin de ne pas conditionner le déplacement des travées en contact avec les plateaux. Le mur rigide inférieur servant de support à l'échantillon est immobile et le mur supérieur servant à la compression du spécimen (jusqu'à 4% de déformation) est animé d'une vitesse constante. Durant les premières microsecondes de chargement, la courbe de vitesse est de forme linéaire croissante afin de solliciter progressivement la structure. Le caractère visqueux du matériau (s'il existe) n'étant pas pris en compte dans le modèle de comportement, la vitesse de chargement maximale a été augmentée (jusqu'à 8,3 m/s) afin de réduire les temps de simulations (justifiant d'autant plus l'utilisation d'un solveur explicite). Celle-ci a été déterminée de manière à minimiser les effets inertiels dus à la structure, tout en ne modifiant pas la réponse de l'échantillon, par rapport à celle obtenue en quasi-statique. Le contact au cœur de l'échantillon a finalement été pris en compte afin de prévenir toute interaction entre les travées lors de la compression de l'échantillon et éviter ainsi toute interpénétration des éléments (type 36 - SELFIMPACT CONTACT [PAMA]).

1.2.3. Caractérisation numérique par Eléments Finis

a. Evaluation de la modélisation proposée

Afin de valider qualitativement et quantitativement la simplification du maillage hexaédrique proposé, une comparaison du comportement d'une architecture générée à partir de la condition de groupement proposée a été entreprise avec des modèles équivalents physiques (obtenu par prototypage rapide) et numériques (en éléments hexaédriques sans groupement et en éléments tétraédriques) de la même architecture. L'objectif est de s'assurer de la validité de la réponse globale et de la cinématique de déformation à partir de la modélisation proposée. Afin de minimiser toute contribution du matériau constitutif, l'ensemble des modèles a été alimenté par un matériau au comportement connu (l'Acrylonitrile Butadiène Styrène ou ABS). Les différents modèles ont été sollicités en compression selon les conditions précédemment décrites.

Modèle équivalent physique

Le modèle équivalent physique a été développé à partir d'une architecture trabéculaire préalablement obtenue par micro-tomographie (échantillon de 2,7 mm de côté). La fabrication de ce modèle a été réalisée par prototypage rapide à partir du fichier CAO généré lors du traitement des données tomographiques. Ce procédé de fabrication permet de reproduire exactement l'architecture de l'os spongieux. Un filament en ABS est chauffé puis déposé couche par couche jusqu'à reproduction de l'architecture (Figure III.11). Ce procédé contraint toutefois à

appliquer un facteur d'échelle sur la géométrie trabéculaire afin d'être techniquement réalisable (x10 soit un échantillon de 27 mm de côté). Ce même facteur a donc été appliqué aux modèles numériques utilisés dans l'évaluation de la modélisation simplifiée. Afin de compenser les effets d'échelle, la vitesse de sollicitation du modèle a été augmentée.

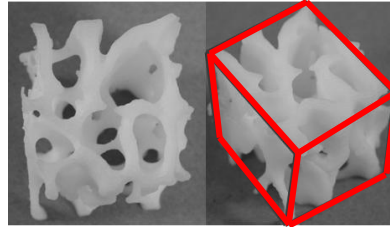


Figure III.11 - modèle équivalent physique en ABS.

Le matériau constitutif en ABS a fait l'objet d'une campagne expérimentale de caractérisation afin d'identifier les propriétés mécaniques associées et permettre d'alimenter les modèles numériques. Des éprouvettes plates ont ainsi été fabriquées par le même procédé puis sollicitées en traction. Les paramètres suivantes ont alors été déterminés : $E=1100$ MPa, $\nu=0.4$, $E_t = 100$ MPa and $\sigma_y= 40$ MPa.

Modèle tétraédrique simplifié

Un modèle en éléments tétraédriques (Figure III.12) de cette même architecture a été généré à partir du logiciel AMIRA® [AMI]. La complexité de la surface trabéculaire entraînant un nombre élevé de surfaces (2 167 500 de faces) et donc d'éléments, le maillage tétraédrique a été simplifié. Lors de cette opération, la taille minimale des éléments a été contrôlée afin d'éviter toutes perturbations de l'incrément de temps et donc des temps de simulation. Au final, le modèle généré se compose de 33 686 nœuds et 133 803 éléments tétraédriques. La simplification du maillage a introduit une perte de masse inférieure à 5%, par rapport au modèle physique précédemment décrit.

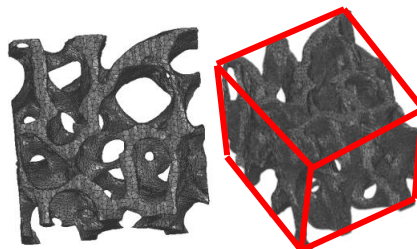


Figure III.12 - modèle équivalent numérique en éléments tétraédriques.

Modèles hexaédriques

Deux modèles hexaédriques ont été développés : un premier modèle basé sur une conversion directe des voxels en éléments hexaédriques et un second reposant sur la procédure proposée de groupement des voxels (Figure III.13).

Le premier modèle se compose de 894 423 nœuds et 760 264 éléments pour une taille d'éléments de 20 μm et le second, obtenu par notre méthode, se compose de 139 841 nœuds et 105 520 éléments pour une taille d'éléments de 40 μm .

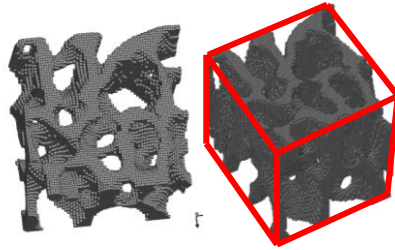


Figure III.13 - modèle équivalent numérique en éléments hexaédriques sans groupement des voxels.

b. Paramètres mécaniques extraits

Les courbes de compression effort/déplacement caractéristiques de chaque modèle micro Eléments Finis sont déterminées à partir des efforts transmis dans le mur rigide inférieur et par le déplacement de l'extrémité supérieure de l'échantillon. Les contraintes et déformations numériques apparentes de l'échantillon testé sont déduites des dimensions apparentes du spécimen. Le module apparent numérique est alors déterminé pour chaque simulation, à partir de la même procédure utilisée pour le traitement des résultats mécaniques expérimentaux.

Ce paragraphe conclut la présentation des différents outils et méthodes utilisées pour cette caractérisation numérique de l'os spongieux. Le prétraitement des données tomographiques nécessaire pour une analyse rigoureuse des paramètres architecturaux a été réalisé par une segmentation automatisée selon la méthode d'Otsu, couplée à un lissage des images. La modélisation micro Eléments Finis (en éléments hexaédriques) de l'architecture trabéculaire a ensuite été décrite afin d'accéder au comportement de l'os spongieux. Une simplification de maillage a été proposée afin de minimiser les temps de simulations. La deuxième partie de ce chapitre propose d'exploiter les différents résultats ainsi obtenus.

2. Résultats

L'étude expérimentale réalisée dans le précédent chapitre a mis en évidence la prédominance de petites porosités au sein de la population testée (76% des échantillons inclus dans la campagne expérimentale). Dans le cadre de cette caractérisation architecturale numérique, seuls les échantillons à petites porosités ont donc été pris en compte. Les résultats ainsi obtenus sont traités par analyse statistique (annexe A.9 - (statistique descriptive et coefficient de corrélation) ; afin d'extraire les informations pertinentes caractérisant l'architecture spongieuse.

2.1. Propriétés architecturales

2.1.1. Caractéristiques de la population étudiée

Parmi les 65 échantillons à petites porosités dégraissés, 32 d'entre eux ont été scannés par micro-tomographie. Suite à l'acquisition de la géométrie de ces spécimens, les images obtenues ont été binarisées puis lissées afin de caractériser précisément l'architecture trabéculaire.

laire. Le Tableau III.3 dresse un bilan des principales propriétés architecturales caractéristiques de l'os trabéculaire.

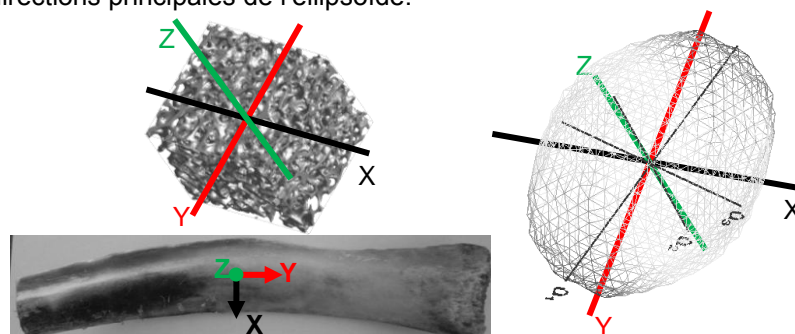
Tableau III.3 - propriétés morphologiques et topologiques caractéristiques de l'os spongieux.

	paramètres morphologiques				paramètres topologiques						
	BV/TV (%)	Tb.Th (mm)	Tb.n (mm ⁻¹)	Tb.Sp (mm)	Tb.Pf (mm ⁻¹)	SMI (-)	MIL ₁ (mm)	MIL ₂ (mm)	MIL ₃ (mm)	DA (-)	FD (-)
n	32	32	32	32	32	32	32	32	32	32	32
Moyenne (±SD)	20,25 (±3,72)	0,16 (±0,021)	1,23 (±0,14)	0,55 (±0,063)	3,66 (±1,27)	1,18 (±0,21)	0,41 (±0,084)	0,35 (±0,063)	0,31 (±0,058)	1,35 (±0,074)	2,21 (±0,024)
Médiane	20,25	0,17	1,20	0,56	3,52	1,19	0,41	0,34	0,29	1,33	2,21
[min-max]	[14,52-27,49]	[0,13-0,2]	[0,94-1,52]	[0,43-0,67]	[1,97-6,04]	[0,82-1,58]	[0,30-0,62]	[0,26-0,47]	[0,23-0,44]	[1,23-1,50]	[2,16-2,25]

En comparaison des variations mécaniques (chapitre II - Tableau II.5), les paramètres architecturaux apparaissent moins dispersifs. Pour un nombre d'échantillons supérieur à 30, les valeurs moyennes diffèrent peu des valeurs médianes, il n'y a donc pas a priori de valeurs extrêmes perturbant l'identification des principales caractéristiques architecturales.

Une densité relative moyenne (BV/TV) de 20,25% a été identifiée. Cette valeur diffère de 6,75% par rapport à celle déterminée par mesures densitométriques. Cette différence s'explique par la qualité du dégraissage ou encore par les imprécisions de mesures. La densité relative est en effet obtenue à partir d'une pesée selon le principe de la poussée d'Archimède nécessitant donc une parfaite immersion des spécimens. Or, les cavités trabéculaires de l'échantillon ne peuvent pas être parfaitement gorgées d'eau, ce qui fausse inévitablement les mesures. L'analyse architecturale par micro-tomographie permet de s'affranchir des limitations de la mesure expérimentale et de déterminer précisément ce paramètre architectural. Concernant les autres paramètres morphologiques, une épaisseur de travées de 0,16 mm, un espace entre les travées de 0,55mm et un nombre de travées de 1,23 mm⁻¹ ont été déterminés.

Pour les paramètres topologiques, un degré d'anisotropie de 1,35 a été identifié, caractérisant une orientation particulière du réseau trabéculaire. Il est en outre possible de visualiser cette orientation par l'intermédiaire d'une représentation 3D, sous la forme d'un ellipsoïde caractéristique du tenseur de fabrique H (Figure III.14). Les valeurs et vecteurs propres de ce tenseur caractérisent en effet les longueurs (longueurs moyennes d'interception - MIL₁, MIL₂ et MIL₃) et les directions principales de l'ellipsoïde.



**Figure III.14 - ellipsoïde caractéristique de l'orientation du réseau trabéculaire.
(MIL₁=0.40 mm, MIL₂=0.32 mm et MIL₃=0.28 mm)**

L'ellipsoïde obtenu ici présente des longueurs moyennes d'interception similaires à celles identifiées pour les 32 spécimens. L'intérêt est d'illustrer la forme et l'orientation moyenne de l'architecture trabéculaire, caractéristiques de la majorité des échantillons étudiés. Dans le

cas présent, le réseau trabéculaire présente une orientation privilégiée selon la direction tangentielle à la courbure de la côte (Y).

Au final, les paramètres morphologiques et topologiques concordent, dans une certaine mesure, avec ceux déterminés lors de précédentes études (chapitre I - Tableau I.4). Les quelques différences observées se justifient par le type de sujet (humain ou animal), la localité anatomique caractérisée, ou encore les paramètres d'acquisition (résolution). Il convient maintenant de vérifier la sensibilité de ces paramètres identifiés aux variations inter et intra-individuelles.

2.1.2. Influence des variations inter et intra-individuelles

Parmi les onze sujets préalablement caractérisés par essais de compression, six d'entre eux ont servi à identifier les propriétés architecturales de l'os trabéculaire. Le Tableau III.4 synthétise les résultats spécifiques, obtenus pour cinq de ces sujets. Le dernier sujet n'a pas été inclus dans cette étude puisque deux échantillons ont seulement été extraits de celui-ci.

Tableau III.4 - propriétés architecturales identifiées pour chacun des 6 sujets inclus dans cette étude

		paramètres morphologiques				paramètres topologiques						
		BV/TV (%)	Tb.Th (mm)	Tb.n (mm ⁻¹)	Tb.Sp (mm)	Tb.Pf (mm ⁻¹)	SMI (-)	MIL ₁ (mm)	MIL ₂ (mm)	MIL ₃ (mm)	DA (-)	FD (-)
n	sujet 1	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Moyenne (±SD)		20,57 (±1,24)	0,16 (±0,012)	1,29 (±0,094)	0,52 (±0,029)	3,59 (±0,47)	1,20 (±0,057)	0,39 (±0,037)	0,33 (±0,03)	0,27 (±0,026)	1,41 (±0,07)	2,22 (±0,012)
Médiane		20,60	0,17	1,27	0,51	3,68	1,21	0,4	0,35	0,29	1,4	2,21
[min-max]		[18,96-22,38]	[0,14-0,17]	[1,18-1,43]	[0,46-0,56]	[2,88-4,15]	[1,13-1,26]	[0,33-0,42]	[0,29-0,35]	[0,24-0,29]	[1,31-1,50]	[2,21-2,23]
n		6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6
Moyenne (±SD)	sujet 3	21,07 (±5,41)	0,16 (±0,025)	1,31 (±0,20)	0,51 (±0,065)	3,86 (±1,64)	1,20 (±0,23)	0,39 (±0,066)	0,33 (±0,06)	0,28 (±0,042)	1,39 (±0,053)	2,21 (±0,0361)
Médiane		21,16	0,16	1,35	0,51	3,58	1,14	0,38	0,33	0,28	1,4	2,23
[min-max]		[14,52-27,50]	[0,13-0,19]	[1,04-1,52]	[0,43-0,58]	[2,24-6,02]	[0,99-1,52]	[0,32-0,45]	[0,27-0,43]	[0,23-0,32]	[1,30-1,45]	[2,16-2,25]
n		9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9
Moyenne (±SD)		sujet 4	16,78 (±1,01)	0,15 (±0,011)	1,13 (±0,095)	0,57 (±0,050)	4,98 (±0,63)	1,39 (±0,11)	0,35 (±0,039)	0,30 (±0,028)	0,27 (±0,023)	1,31 (±0,06)
Médiane	16,74		0,15	1,17	0,55	5,04	1,35	0,34	0,30	0,26	1,32	2,19
[min-max]	[15,23-18,26]		[0,13-0,17]	[0,93-1,21]	[0,51-0,67]	[4,18-6,04]	[1,27-1,58]	[0,29-0,42]	[0,26-0,34]	[0,24-0,31]	[1,23-1,42]	[2,17-2,20]
n	4		4	4	4	4	4	4	4	4	4	4
Moyenne (±SD)	sujet 9		20,98 (±2,41)	0,18 (±0,0083)	1,19 (±0,10)	0,61 (±0,041)	2,74 (±0,63)	1,00 (±0,16)	0,44 (±0,031)	0,38 (±0,01)	0,34 (±0,02)	1,30 (±0,015)
Médiane		20,69	0,18	1,16	0,61	2,67	1,00	0,45	0,39	0,35	1,3	2,22
[min-max]		[18,39-24,15]	[0,17-0,19]	[1,09-1,33]	[0,56-0,64]	[2,06-3,56]	[0,82-1,18]	[0,40-0,47]	[0,37-0,40]	[0,31-0,36]	[1,27-1,31]	[2,20-2,24]
n		6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6
Moyenne (±SD)		sujet 11	23,35 (±1,59)	0,19 (±0,0079)	1,25 (±0,10)	0,60 (±0,043)	2,44 (±0,37)	0,98 (±0,13)	0,54 (±0,07)	0,42 (±0,051)	0,39 (±0,042)	1,39 (±0,083)
Médiane	22,57		0,19	1,25	0,58	2,55	1,00	0,53	0,44	0,39	1,4	2,22
[min-max]	[21,98-25,46]		[0,18-0,20]	[1,10-1,37]	[0,55-0,65]	[1,97-2,78]	[0,82-1,10]	[0,46-0,62]	[0,33-0,47]	[0,33-0,44]	[1,27-1,94]	[2,20-2,24]

Pour les sujets 1, 4, 9 et 11, les paramètres architecturaux varient dans des proportions similaires. Les propriétés architecturales des échantillons provenant du sujet 3 apparaissent quant à elles plus dispersives (SD=±5,41% sur la densité relative par exemple). Aucune raison évidente ne permet d'expliquer ces différences. Pour un même sujet, les échantillons ont tous été extraits de la même localité anatomique (extrémité dorsale de la côte).

Si la densité relative moyenne des échantillons des sujets 1, 3 et 9 varient faiblement, les propriétés trabéculaires ou topologiques moyennes diffèrent plus significativement. Prenons pour exemple les sujets 3 et 9. Dans les deux cas, la densité mesurée est proche de 21%. En

Chapitre III - Caractérisation numérique de l'os trabéculaire

observant les caractéristiques trabéculaires, le sujet 9 présente une épaisseur moyenne de travée supérieure, compensée pour le sujet 3 par un nombre de trabécules plus important et une séparation des travées plus faible. Une analyse similaire peut également être faite à partir des paramètres topologiques. Les sujets 4 et 9 se caractérisent ainsi par un degré d'anisotropie similaire, mais des longueurs moyennes d'interception différentes.

De faibles variations architecturales sont mises en évidence d'un sujet à un autre, notamment en ce qui concerne des paramètres globaux tels que la densité relative, le degré d'anisotropie ou la dimension fractale. Plus localement (les longueurs moyennes d'interception, les épaisseurs de travées ...), des différences plus importantes sont observées. Il convient de vérifier si des dépendances permettraient de justifier des variations identifiées sur ces paramètres architecturaux.

2.1.3. Corrélations des paramètres architecturaux

Cette étude est menée sur les 32 échantillons à petites porosités employés pour l'identification des caractéristiques architecturales. Un test de Spearman est réalisé afin de distinguer toutes relations monotones. A l'image de la recherche de corrélations réalisée sur les propriétés mécaniques (chapitre II - tableau II.23), le coefficient de significativité est évalué à $p < 0,05$. Le Tableau III.5 présente la matrice des coefficients de corrélations de Spearman entre les différents paramètres architecturaux, pris deux à deux.

Tableau III.5 - matrice des coefficients de corrélations de Spearman entre les paramètres architecturaux.

n=32 échantillons			paramètres morphologiques				paramètres topologiques						
			BV/TV (%)	Tb.Th (mm)	Tb.n (mm ⁻¹)	Tb.Sp (mm)	Tb.Pf (mm ⁻¹)	SMI (-)	MIL ₁ (mm)	MIL ₂ (mm)	MIL ₃ (mm)	DA (-)	FD (-)
paramètres morphologiques	BV/TV (%)	ρ	1,00	0,77	0,62	0,06	-0,91	-0,86	0,82	0,73	0,67	0,44	0,78
		p-value	--	0,0001	0,0033	0,7962	0,0000	0,0000	0,0000	0,0002	0,0013	0,0528	0,0000
	Tb.Th (mm)	ρ		1,00	0,05	0,54	-0,90	-0,83	0,92	0,92	0,89	0,09	0,40
		p-value		--	0,8230	0,0144	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,7192	0,0822
	Tb.n (mm ⁻¹)	ρ			1,00	-0,68	-0,38	-0,37	0,16	0,07	-0,06	0,67	0,75
		p-value			--	0,0010	0,10	0,11	0,5021	0,7720	0,7962	0,0013	0,0001
	Tb.Sp (mm)	ρ				1,00	-0,31	-0,32	0,49	0,48	0,66	-0,52	-0,20
		p-value				--	0,18	0,16	0,0277	0,0336	0,0016	0,0199	0,3907
paramètres topologiques	Tb.Pf (mm ⁻¹)	ρ				1,00	0,97	-0,89	-0,86	-0,83	-0,21	-0,69	
		p-value					--	0,0000	0,0000	0,0000	0,3660	0,0007	
	SMI (-)	ρ					1,00	-0,83	-0,81	-0,80	-0,19	-0,74	
		p-value						--	0,0000	0,0000	0,0000	0,4125	0,0002
	MIL ₁ (mm)	ρ						1,00	0,87	0,92	0,26	0,44	
		p-value							--	0,0000	0,0000	0,27	0,0501
	MIL ₂ (mm)	ρ							1,00	0,86	0,11	0,44	
		p-value								--	0,0000	0,63	0,0546
	MIL ₃ (mm)	ρ									1,00	-0,06	0,30
		p-value										--	0,80
DA (-)	ρ										1,00	0,38	
	p-value											--	0,0965
FD (-)	ρ											1,00	
	p-value												--

Pour une valeur du coefficient de corrélation $|\rho| \geq 0,8$ (en rouge), les variables corrélées présentent une forte dépendance. Pour une valeur de $0,7 \leq |\rho| \leq 0,8$ (en bleu), la dépendance des deux paramètres est moyenne. Finalement, pour une valeur de $0,6 \leq |\rho| \leq 0,7$ (valeur en vert), la

relation est considérée d'intensité faible. Les qualificatifs employés (intensité forte, moyenne ou faible) ne sont utilisés qu'à des fins de comparaison, et non dans le but d'évaluer l'intensité de la relation entre deux variables.

La densité relative (BV/TV) se corrèle significativement à la majeure partie des propriétés architecturales, dont les paramètres de structure (Tb.Pf et SMI) sous la forme de relations décroissantes ($\rho=-0,91$ pour le Tb.Pf et $\rho=-0,86$ pour le SMI), les longueurs moyennes d'interception (MIL_1 , MIL_2 , MIL_3) et la dimension fractale (FD) sous la forme de relations croissantes.

Des corrélations relient également les paramètres trabéculaires (épaisseur, nombre et espace entre les travées) entre eux et avec le BV/TV, sans toutefois être aussi fortes que celles identifiées lors de précédentes études [GOU94], [PAR03]. La méthode de détermination de ces paramètres utilisée par ces auteurs (par approche directe présentée dans le premier chapitre) justifie de ces différences [MIT05], [TEO06].

Les paramètres de structures (Tb.Pf et SMI) se corrélaient significativement. Les méthodes de calcul de ces deux paramètres sont en effet basées sur une opération morphologique similaire, justifiant par la même occasion leurs relations avec la densité relative. Ces deux paramètres de structures se corrélaient également aux longueurs moyennes d'interception.

Concernant l'orientation du réseau trabéculaire, il est à noter que le degré d'anisotropie ne se corrèle à aucun paramètre architectural, dont les longueurs moyennes d'interception, à partir desquelles il est pourtant déterminé. Le degré d'anisotropie est calculé à partir de la plus grande et de la plus petite longueur moyenne d'interception, et pas uniquement de l'un ou de l'autre de ces paramètres, comme cela est recherché dans cette matrice de corrélation.

Cette recherche de corrélation a mis en évidence la dépendance de certains paramètres architecturaux, notamment avec la densité relative. Le traitement des données avant analyse conditionnant fortement la densité relative [PAR09], il convient donc d'évaluer l'influence de ce paramètre sur le réseau trabéculaire. D'autre part, les précédentes études de caractérisation architecturale ont été entreprises sur des tailles de spécimen différentes, il convient également de s'intéresser aux effets de la taille du spécimen sur les propriétés architecturales extraites.

2.1.4. Sensibilité des paramètres architecturaux

a. Influence de la segmentation sur les propriétés architecturales

Comme discuté dans le paragraphe 1.1.1 de ce chapitre, la valeur du seuil de segmentation constitue un critère essentiel dans l'analyse des paramètres architecturaux. La Figure III.15 illustre très bien ce propos. Selon le seuil appliqué, la description du réseau trabéculaire diffère sensiblement (cercles rouges). Nous nous sommes donc intéressés à l'évolution des paramètres architecturaux pour différentes valeurs du seuil de segmentation. Les résultats obtenus pour chacun des seuils appliqués sont comparés aux propriétés architecturales extraites à partir des images traitées par la méthode d'Otsu automatisée.

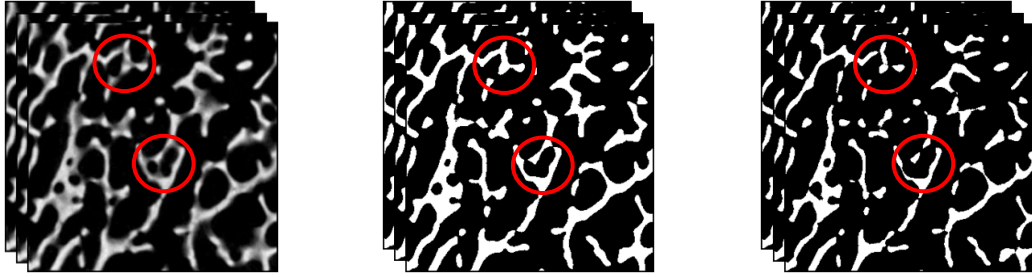


Figure III.15 - influence du seuil sur la description du réseau trabéculaire.

L'influence du seuil sur les propriétés architecturales est étudiée sur 5 spécimens. Les données tomographiques de chacun ont été segmentées par la méthode d'Otsu préalablement décrite, puis caractérisées afin d'identifier les principales propriétés trabéculaires. Les données tomographiques de ces mêmes spécimens ont de nouveau été segmentées et caractérisées. Cette fois-ci, des seuils de segmentation différents de ceux déterminés par la méthode d'Otsu ont été appliqués à chaque spécimen. Cette opération a été répétée pour quatre valeurs de seuils différentes, afin de suivre l'évolution du réseau spongieux d'un même échantillon. Le Tableau III.6 reprend les différentes valeurs de seuil appliquées à chacun des échantillons.

Tableau III.6 - seuils de segmentation appliqués sur différents échantillons.

	SEUIL DE SEGMENTATION				
	méthode d'Otsu	1 ^{er} niveau	2 ^{ème} niveau	3 ^{ème} niveau	4 ^{ème} niveau
ech3	86	89	90	95	100
ech4	76	78	80	85	90
ech5	85	88	90	95	100
ech6	76	79	80	85	90
ech8	64	61	67	70	75

Afin de suivre l'évolution des paramètres architecturaux en fonction de la segmentation des données tomographiques, les différents seuils appliqués à un échantillon sont tous normalisés par rapport au seuil de référence, obtenu par la méthode d'Otsu. Il a été fait de même pour les propriétés architecturales, normalisées par rapport aux paramètres architecturaux déterminés à partir des images segmentées par la méthode d'Otsu. Cette opération a été répétée pour chacun des 5 spécimens inclus dans cette campagne, afin de rendre comparable l'influence du seuil sur les paramètres architecturaux des différents échantillons (Figure III.16).

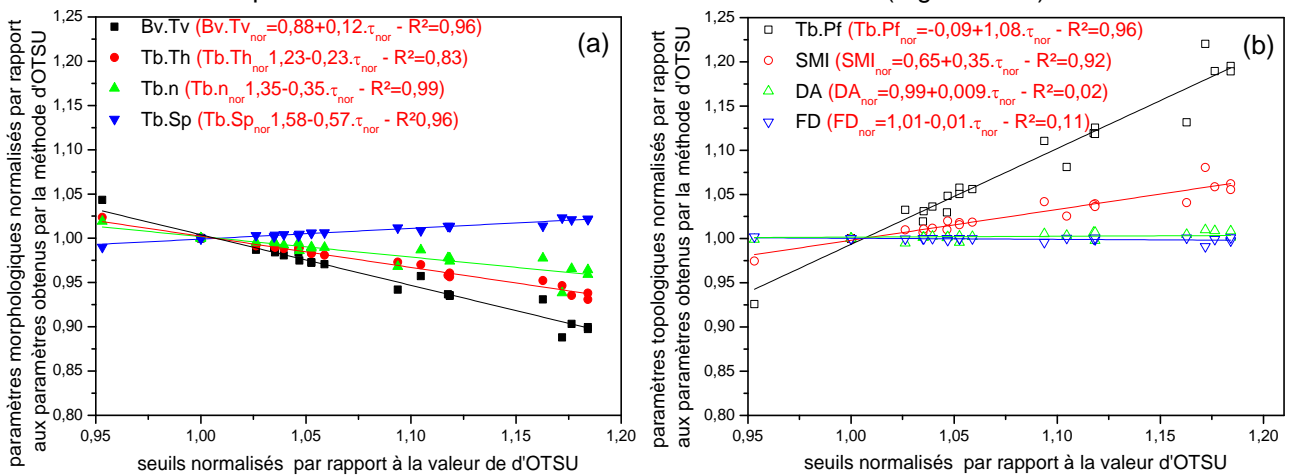


Figure III.16 - influence du seuil sur les paramètres architecturaux.

(a) paramètres morphologiques ; (b) paramètres topologiques

Ces figures présentent l'évolution des paramètres morphologiques et topologiques selon la variation de seuil, entre un choix automatique à partir la méthode d'Otsu et un choix manuel. Sur ces graphiques, une couleur caractérise un paramètre morphologique ou topologique. La forme de la puce caractérise les valeurs d'un de ces paramètres, obtenues pour différents seuils de segmentations appliqués sur chacun des 5 échantillons. Par exemple, les carrés noirs représentent les valeurs de densités relatives (BV/TV), déterminées pour les 5 échantillons (ech3, 4, 5, 6 et 8) dont les données tomographiques de chacun ont été segmentées par 5 seuils différents (Tableau III.6).

Les paramètres morphologiques et topologiques dépendent linéairement du seuil de segmentation. Si, le degré d'anisotropie (DA) et la dimension fractale (FD) sont peu sensibles aux variations de seuil, le facteur de répartition trabéculaire (Tb.Pf) change plus significativement. Il varie ainsi dans des proportions similaires à celles du seuil de segmentation (pour une variation du seuil de 20%, le Tb.Pf varie de 20%). Comme présenté dans le Tableau III.5, les paramètres topologiques et morphologiques sont directement influencés par la densité relative. Or, la valeur de segmentation conditionnant la densité relative de l'échantillon (Figure III.15), il est donc cohérent que les paramètres architecturaux soient également sensibles au seuil de binarisation.

L'intérêt de l'étude menée est de mettre en évidence les effets du seuil sur la description architecturale. Les résultats obtenus justifient fortement de la nécessité de définir un seuil de segmentation optimal en vue de caractériser exactement l'architecture trabéculaire. Nous ne définissons pas, cependant, la méthode d'Otsu comme une méthode exacte de segmentation. Toutefois, pour pouvoir comparer efficacement les propriétés architecturales extraites de différents échantillons, il est préférable que les données soient préalablement traitées, de la même manière, afin de faciliter leurs comparaisons.

b. Influence des dimensions du spécimen sur les propriétés trabéculaires

La taille du spécimen constitue une caractéristique prépondérante dans l'étude du comportement mécanique de l'os trabéculaire. Elle assure la répétabilité des réponses mécaniques, afin d'en faciliter la comparaison. Nous avons vu dans le deuxième chapitre, qu'aucune modification significative des réponses mécaniques expérimentales n'a été observée pour des échantillons de 7, 8 et 9 mm de côté. De la même manière, les caractéristiques architecturales sont ici étudiées pour différentes tailles de spécimens, afin de déterminer leurs sensibilités aux variations dimensionnelles introduites lors du prélèvement d'échantillons.

Par l'intermédiaire des outils numériques, il est possible de suivre l'évolution de ces paramètres à partir d'une seule et même structure. Pour cela, le volume d'intérêt (VOI) d'un échantillon est modifié afin de faire varier le volume d'os spongieux considéré (Figure III.17) et caractériser les propriétés architecturales pour différentes dimensions. Les VOI de plusieurs échantillons ont ainsi été réduits du volume original de l'échantillon (pris pour référence) à un volume cubique de 3 mm de côté. Une caractérisation architecturale est réalisée à chaque réduction du volume de $0,125 \text{ mm}^3$, soit une modification d'un côté du cube de 0,5 mm.

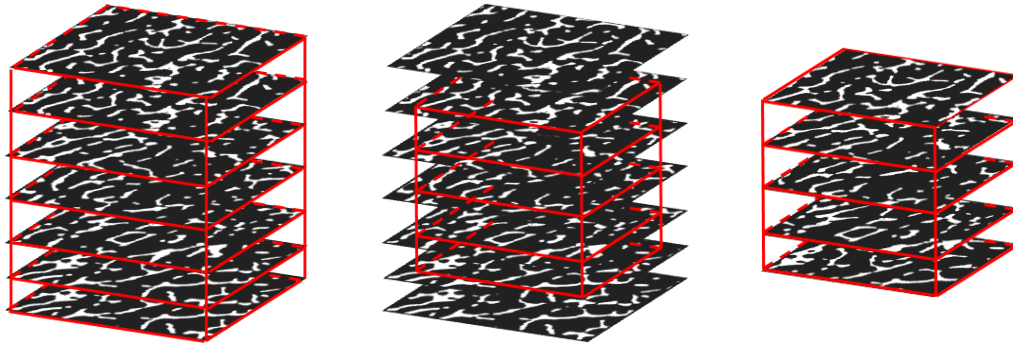


Figure III.17 - réduction du volume d'intérêt en vue d'une caractérisation architecturale.

Six échantillons cubiques à petites porosités sont ici exploités. Les paramètres mesurés pour chaque volume sont normalisés par rapport aux paramètres obtenus à partir du volume d'intérêt de référence (échantillon original). Une tendance similaire est observée pour cinq des échantillons. La Figure III.18 présente les résultats obtenus pour l'un d'entre eux, dont la taille initiale était de 6 mm de côté.

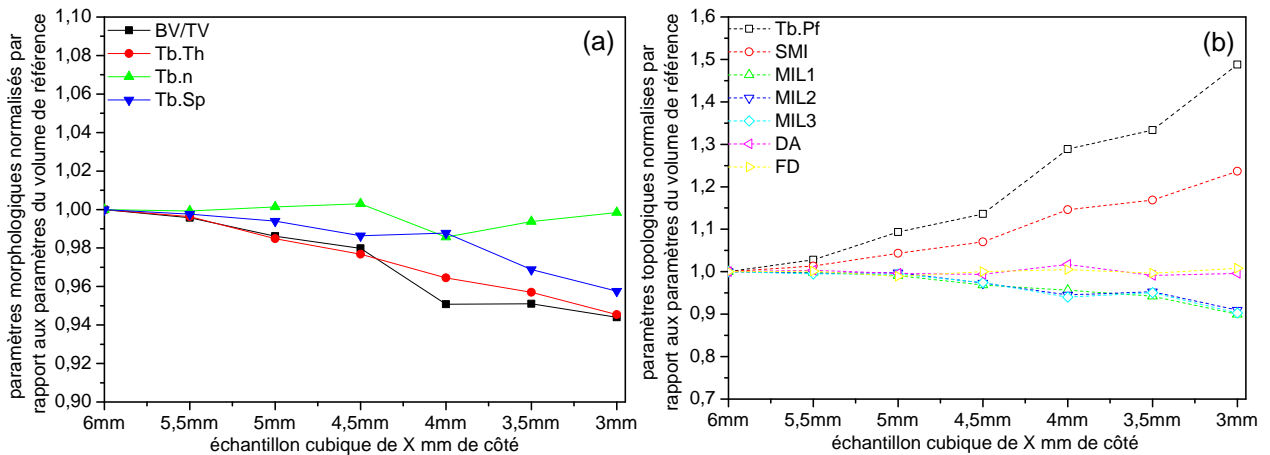


Figure III.18 - évolution des paramètres architecturaux pour différentes dimensions du volume d'intérêt.

(a) paramètres morphologiques ; (b) paramètres topologiques

La modification de volume entraîne un changement limité des paramètres morphologiques (inférieure à 10%). Pour les paramètres topologiques, l'influence est plus importante. Si les paramètres d'anisotropie (MIL et DA) et la dimension fractale (FD) varient dans des proportions similaires à celles observées pour les paramètres morphologiques, les changements de structure (SMI et Tb.Pf) sont plus importantes. La variation de Tb.Pf peut ainsi atteindre 60% par rapport à la valeur mesurée initialement. Dans notre cas, ces deux paramètres augmentent fortement, traduisant pour le Tb.Pf, une perte de connectivité du réseau et pour le SMI, une structure essentiellement formée de poutres. La réduction du volume d'intérêt introduit une diminution du nombre de cellules. Le réseau trabéculaire tend ainsi à se décrire sous la forme d'une unique cellule essentiellement constituée de poutres et à la connectivité limitée.

La Figure III.19 présente les résultats obtenus pour le sixième échantillon. A l'image des résultats précédents, les paramètres architecturaux n'évoluent pas fondamentalement lors de la diminution du volume d'intérêt, à l'exception du Tb.Pf et du SMI. Toutefois, les longueurs moyennes d'interception (MIL) évoluent sensiblement dès les premières modifications du vo-

lume d'intérêt (15% par rapport aux résultats de référence). Ce changement s'explique uniquement par une modification géométrique entre le volume de référence et les autres volumes. L'échantillon de référence n'était pas cubique mais parallélépipédique (ref.=8,2 x 8,2 x 6,5 mm).

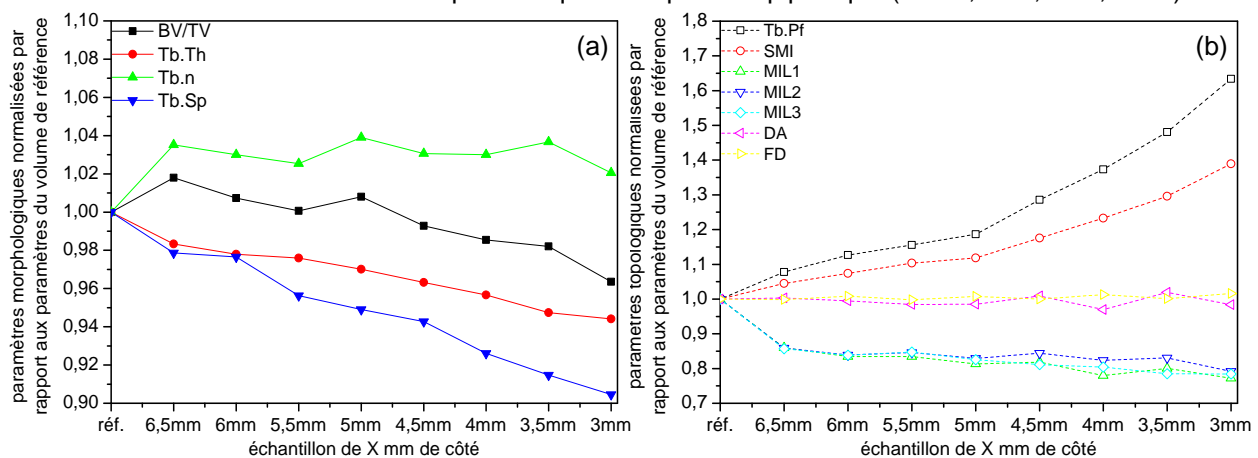


Figure III.19 - évolution des paramètres architecturaux pour différentes dimensions du volume d'intérêt.

(a) paramètres morphologiques ; (b) paramètres topologiques

Suite à l'extraction d'un volume d'intérêt cubique (de 6,5 mm de côté), les longueurs moyennes d'interception évoluent dans des proportions similaires à celles précédemment identifiées. Ces résultats mettent donc clairement en évidence l'influence de la géométrie du spécimen sur les paramètres d'anisotropie.

Indépendamment de l'échantillon (si sa géométrie est cubique), les paramètres architecturaux varient faiblement (variations inférieures à 10% pour l'ensemble des paramètres) tant que le volume d'intérêt reste supérieur à un cube de 4,5 mm de côté. Il conviendra toutefois de définir si une variation de 10% des paramètres architecturaux influence significativement le comportement mécanique macroscopique de l'os spongieux. Les propriétés architecturales identifiées à partir du volume de référence (exploité expérimentalement) sont suffisamment représentatives des propriétés architecturales de l'os trabéculaire, car peu différentes de celles identifiées pour un volume d'intérêt plus petit de 0,125 mm³.

Ce paragraphe conclue ainsi l'analyse des paramètres architecturaux caractéristiques de l'os spongieux. Il conviendra par la suite d'identifier leur influence sur les propriétés mécaniques obtenues expérimentalement, mais également sur celles obtenues numériquement. Avant d'y parvenir, il est tout d'abord nécessaire de proposer des modélisations suffisamment représentatives pour décrire correctement le comportement de l'os spongieux.

2.2. Modélisations Eléments Finis

Les modélisations Eléments Finis réalisées dans cette deuxième partie ont pour objectif de fournir les outils nécessaires pour étudier le rôle de l'architecture spongieuse sur sa réponse mécanique, et plus particulièrement sur son comportement élastique. Toutefois, avant d'exploiter concrètement ces modélisations, il s'avère nécessaire d'une part de définir les critères optimums de simulations des modèles micro Eléments Finis et de vérifier la validité de la modélisation proposée.

2.2.1. Conditions de simulation

a. Groupement des voxels

Nous l'avons vu dans la première partie de ce chapitre, le critère associé au groupement des voxels conditionne la description de l'architecture trabéculaire (Figure III.10). Une étude sur l'influence de ce critère est donc menée afin de déterminer son effet sur la réponse en compression des modèles. Cette étude permet, en outre, de définir la condition optimale de groupement des voxels afin de décrire fidèlement l'architecture trabéculaire ainsi que son comportement mécanique. Une même architecture trabéculaire a donc été modélisée pour différentes conditions de groupement (Figure III.20), puis chaque modèle a été sollicité suivant les conditions précédemment décrites.

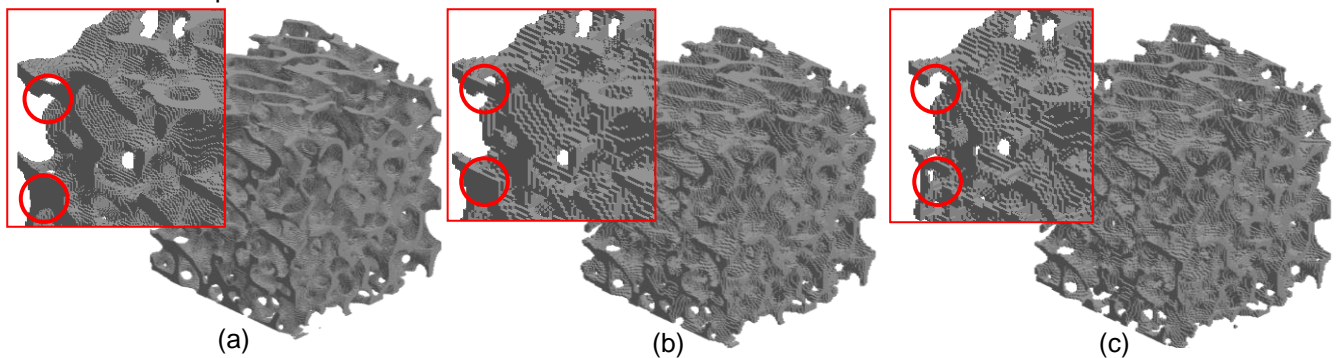


Figure III.20 - influence du groupement des voxels sur la discrétisation d'une architecture.

(a) nbmin=0 ; (b) nbmin=4 ; (c) nbmin=8

Pour les différentes modélisations simplifiées réalisées, le groupement des voxels se limite à un rassemblement d'au maximum 8 voxels voisins. Il a été montré précédemment (Tableau III.3), que l'épaisseur moyenne des travées était de 0,16 mm, soit 8 voxels par travées (la résolution d'acquisition étant de 20 µm). Dans le cas d'une modélisation par groupement, une travée osseuse est donc décrite par 4 éléments hexaédriques. Toutefois, le groupement des voxels altère inévitablement la description de l'architecture. La diminution du nombre d'éléments entraîne en effet une perte de connectivité selon la valeur de nbmin fixé. Le Tableau III.7 présente ainsi le nombre d'éléments inclus dans chacun des modèles générés d'un même échantillon, pour les différentes conditions de groupement des voxels.

Tableau III.7 - influence du critère de groupement des voxels sur le nombre d'éléments généré.

CONDITION DE GROUPEMENT (nbmin)	NOMBRE D'ELEMENTS	TAILLE D'UN ELEMENT
0	3 239 149	20 µm
1	503 508	40 µm
2	476 072	
3	444 448	
4	424 707	
5	382 157	
6	363 555	
7	334 587	
8	310 108	

D'une modélisation classique voxel/élément (nbmin=0) à une modélisation par groupement de 8 voxels pour créer un élément (nbmin=8), le nombre d'éléments diminue de 3 000 000 à 300 000 éléments. Si le gain, en termes de nombre d'éléments, est appréciable afin de ré-

duire les temps de simulation, une telle modification de la densité de maillage entraîne également une dégradation de la réponse mécanique. La Figure III.21 présente ainsi les réponses de chacun des modèles générés et la variation de module introduite par le changement de masse ou plutôt le changement de la section résistante (réduction des épaisseurs de travées). Il est précisé pour chacun des modèles, la variation de masse introduite par le groupement des voxels, par rapport au maillage voxel/élément conventionnel pris pour référence.

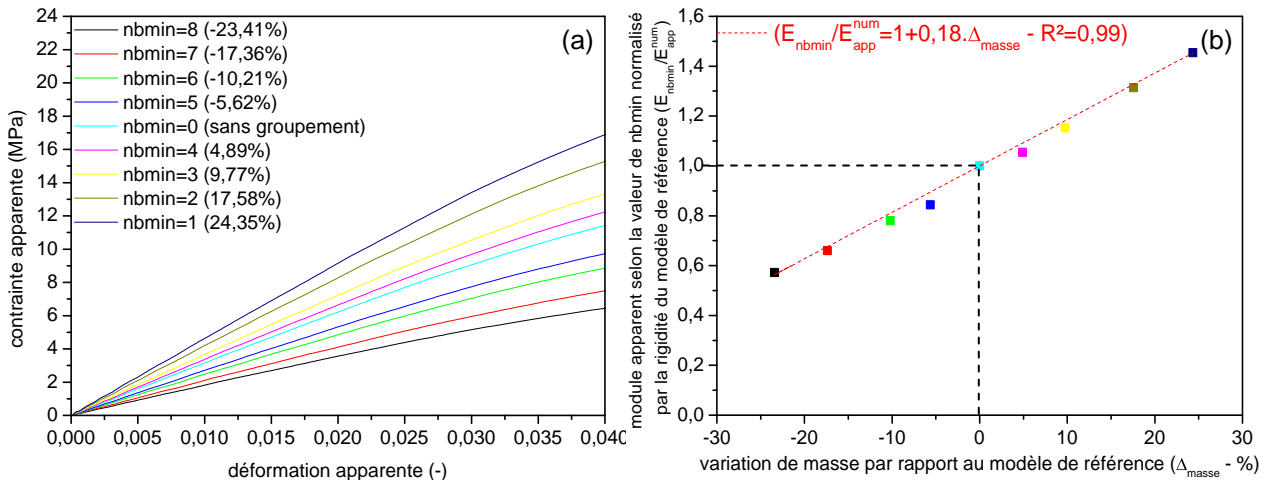


Figure III.21 - influence du groupement des voxels sur la réponse mécanique.

(a) réponses en compression pour différentes valeurs de nbmin ;
(b) influence de la variation de masse sur le module apparent

Pour ces deux graphiques, la réponse mécanique et le module apparent du modèle Eléments Finis classique (avec un maillage voxel/élément (nbmin=0)) sont associés à la couleur bleu claire. La couleur noire présente la réponse mécanique et le module apparent obtenus pour une condition conventionnelle de groupement des éléments (nbmin=8). Les autres couleurs correspondent aux réponses obtenues par chaque modèle associé à une condition particulière de groupement des voxels.

Le groupement des voxels induit une diminution ou une augmentation de la rigidité (selon une relation linéaire croissante) conditionnée par la perte ou le gain de masse engendré.

$$\frac{E_{nbmin}^{num}}{E_{app}} = 1 + 0,18 \cdot \Delta_{masse} \quad R^2 = 0,99 \quad (56)$$

avec E_{nbmin} le module apparent déterminé à partir d'une modélisation avec groupement des éléments ; E_{app}^{num} : le module apparent déterminé à partir d'une modélisation conventionnelle (voxel/élément) et Δ_{masse} : la variation de masse introduite par le groupement des voxels

Lors de la création du maillage, la procédure développée calcule la variation de masse introduite par le groupement des voxels. Selon l'équation (56), Il est alors possible de corriger le module apparent obtenu par une modélisation micro Eléments Finis simplifiée, afin de s'approcher de la valeur qui aurait été obtenue à partir d'une modélisation conventionnelle (nbmin=0). La relation ainsi identifiée a évidemment été testée sur un autre échantillon, afin d'assurer de sa validité pour n'importe quel modèle Eléments Finis.

Afin de conserver une bonne description de l'architecture et du comportement mécanique, nous avons fait le choix d'un groupement des voxels pour un critère fixé à 4 (nbmin).

Grâce à la relation identifiée (56), les résultats numériques obtenus à partir cette configuration de maillage sont corrigés afin d'améliorer leur exactitude.

b. Seuil de segmentation

Le seuil de segmentation conditionne fortement la caractérisation des propriétés architecturales, il convient donc de déterminer son influence sur la rigidité de l'os trabéculaire grâce à des modèles numériques.

Quatre des échantillons ayant servi à caractériser l'influence du seuil sur les propriétés architecturales, sont sélectionnés. Cinq modèles micro Eléments Finis sont alors générés par échantillon. Les différents modèles d'un même échantillon se caractérisent par une segmentation différente des données tomographiques (Tableau III.6). La Figure III.22 (a) présente ainsi les réponses numériques d'un de ces échantillons pour différentes valeurs de seuil. La valeur de module obtenue à chaque configuration est indiquée dans la légende. La Figure III.22 (b) présente l'influence du seuil de segmentation sur le module apparent obtenu pour différents échantillons.

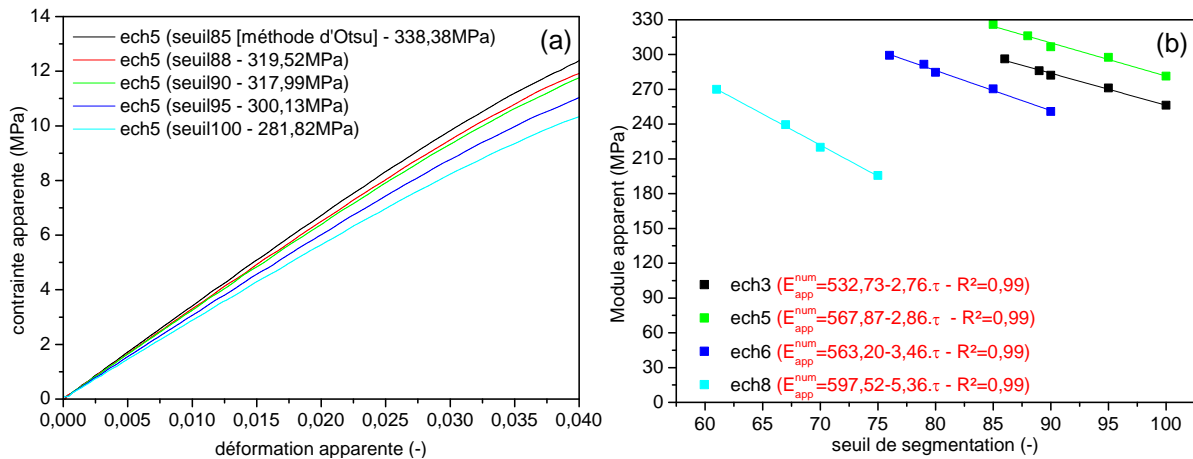


Figure III.22 - influence du seuil sur la réponse en compression.

- (a) évolution de la réponse en compression d'un même échantillon pour différents seuils ;
- (b) évolution du module apparent des quatre échantillons pour différents seuils

A l'image des résultats architecturaux, la valeur de seuil conditionne également les réponses obtenues par simulation. Pour un échantillon donné, une variation du seuil lors du traitement des données engendre une modification du module apparent selon une relation linéaire décroissante (Figure III.22 (b)). Toutefois, d'un échantillon à un autre, la pente de cette relation diffère, en raison notamment des différences d'architectures. Par exemple, plus une structure est fine, plus l'erreur introduite lors de la segmentation modifiera significativement son architecture et donc son comportement mécanique. Une segmentation automatisée est donc nécessaire si l'on souhaite comparer les réponses numériques de différents échantillons. Par la suite, les modèles ont donc été générés à partir de données tomographiques segmentées par la méthode d'Otsu automatisée.

c. Conditions limites

Au cours de la précédente étude expérimentale (chapitre II), l'influence des conditions limites entre le spécimen et les plateaux de compression s'est révélée très limitée. Afin de vérifier ces propos, des simulations numériques sont entreprises sur un même échantillon pour lesquelles le coefficient de frottement aux interfaces a été modifié.

Les plateaux de compression sont considérés par l'intermédiaire de deux murs rigides, auxquels il est possible d'associer un coefficient de frottement aux interfaces. Pour une même modélisation, nous avons donc fait varier ce coefficient (Tableau III.8) afin de déterminer son influence sur le comportement mécanique de l'os spongieux.

Tableau III.8 - variations du coefficient de frottement aux interfaces échantillon/plateaux.

CONFIGURATION	FROTTEMENT AUX INTERFACES (C_f)
1	frottement libre (condition standard)
2	0,1
3	0,2
4	0,5
5	Sans frottement (aucun mouvement entre les murs rigides et les nœuds du modèle en contact avec ces mêmes murs)

Ce coefficient n'étant pas connu avec précision, puisque dépendant des plateaux de compression utilisés, ces effets sur le comportement mécanique de l'os spongieux sont donc étudiés pour des valeurs usuelles de frottement (rencontrées pour divers matériaux). La Figure III.23 présente l'influence du coefficient de frottement sur la réponse élastique d'un même échantillon numérique. Les valeurs précisées dans la légende correspondent aux modules apparents obtenus pour chacune des configurations.

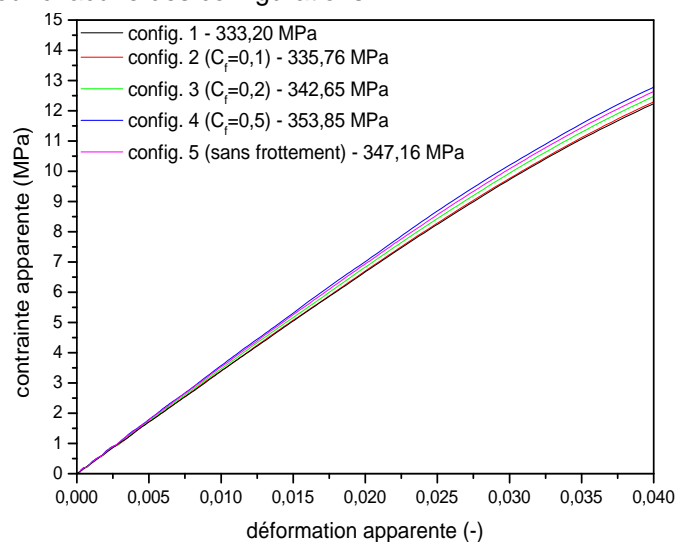


Figure III.23 - effets du coefficient de frottement entre les plateaux de compression et l'échantillon.

Comparativement aux résultats expérimentaux, la prise en compte d'un coefficient de frottement aux interfaces de contact entre l'échantillon et les plateaux, n'entraîne pas de modification de la réponse élastique du spécimen. Le module apparent moyen ainsi mesuré pour les différentes configurations est de 342,5 MPa ($\pm 8,40$ MPa). Le coefficient de frottement aux interfaces de contact entre l'échantillon et les plateaux de compression ne conditionne pas la ré-

ponse mécanique de l'architecture trabéculaire. Dans la suite de cette étude, nous considérons donc un frottement libre.

d. Géométrie de l'échantillon

Lors du deuxième chapitre, le comportement mécanique d'échantillons cylindriques a été comparé à celui d'échantillons cubiques. Il a été démontré, que la géométrie du spécimen ne conditionnait pas la réponse en compression, confirmant les conclusions formulées par Linde et al. [LIN92]. La principale raison envisageable, comme nous l'énoncions dans le premier chapitre, était l'absence d'arêtes le long des éprouvettes cubiques spongieuses (logiquement sujettes à une concentration de contraintes). Il est cependant possible que cette absence d'effets soit également une conséquence des variations inter et intra-individuelles. Afin de confirmer les résultats expérimentaux précédemment obtenus, les comportements d'une même architecture de géométrie cubique et cylindrique sont comparés numériquement. L'échantillon cubique a été modélisé directement à partir des images obtenues par micro-tomographie. Ces mêmes images ont ensuite servis à la construction d'un échantillon cylindrique (Figure III.24). Pour y parvenir, un volume d'intérêt (VOI) cylindrique a été défini afin de permettre la construction de ce modèle.

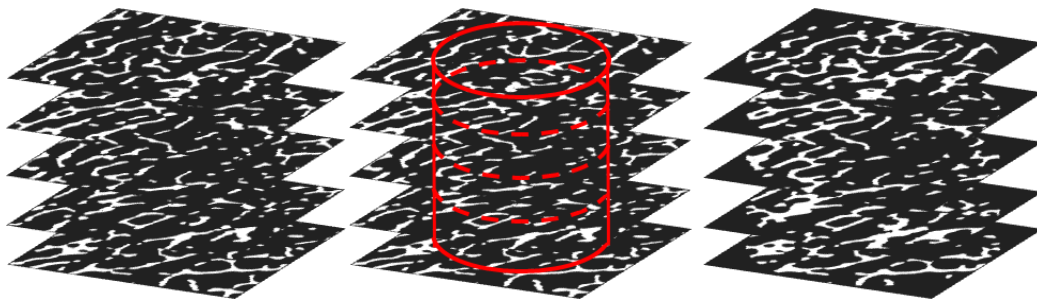


Figure III.24 - extraction d'un échantillon cylindrique à partir de données tomographiques.

Les deux modèles sont alimentés par la même loi de comportement dont les paramètres ont été identifiés par méthode inverse et décrits dans la première partie de ce chapitre. Le Tableau III.9 présente les spécificités géométriques des deux configurations simulées.

Tableau III.9 - spécificités géométriques d'un échantillon cylindrique et d'un échantillon cubique à l'organisation architecturale identique.

CONFIGURATION	GEOMETRIE	DIMENSIONS (mm)	SECTION APPARENTE (mm ²)	BV/TV (%)
1	cylindre	Ø=6,5 h=6,5	33,2	22,53
2	cube	a=b=c=6,5	42,2	22,24

Les échantillons cylindrique et cubique conservent ainsi les mêmes spécificités architecturales (faible variation de densités relatives). Leurs sections apparentes diffèrent toutefois sensiblement, contrairement aux conclusions de Linde et al. [LIN92]. La Figure III.25 présente le comportement numérique de chacune de ces géométries d'échantillons.

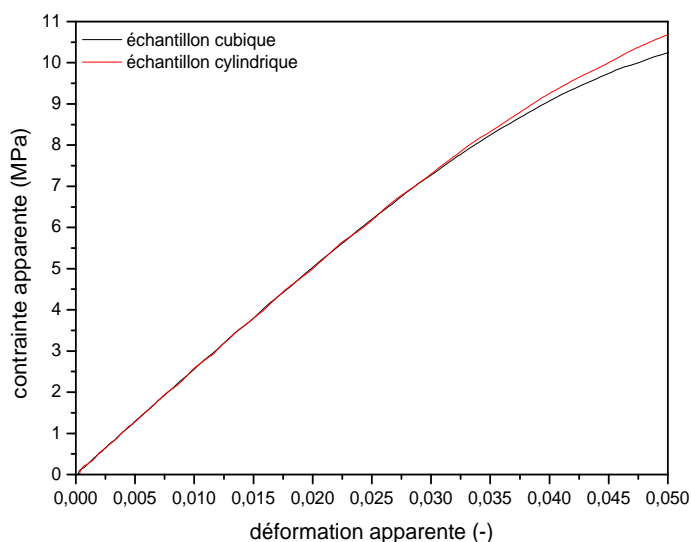


Figure III.25 - influence de la géométrie du spécimen sur la réponse mécanique.

Aucune influence de la géométrie sur les réponses élastiques de ces deux modèles, pourtant à sections apparentes différentes, n'est mise en évidence. Plusieurs raisons justifient ces résultats. Premièrement, les concentrations de contraintes apparaissent indépendamment de la géométrie du spécimen au niveau des travées de plus faibles sections (Tableau III.10). Ces concentrations sont en outre à l'origine du plan de cisaillement observé expérimentalement.

Tableau III.10 - évolution du champ de contraintes d'un échantillon cylindrique et d'un échantillon cubique à l'organisation architecturale identique.

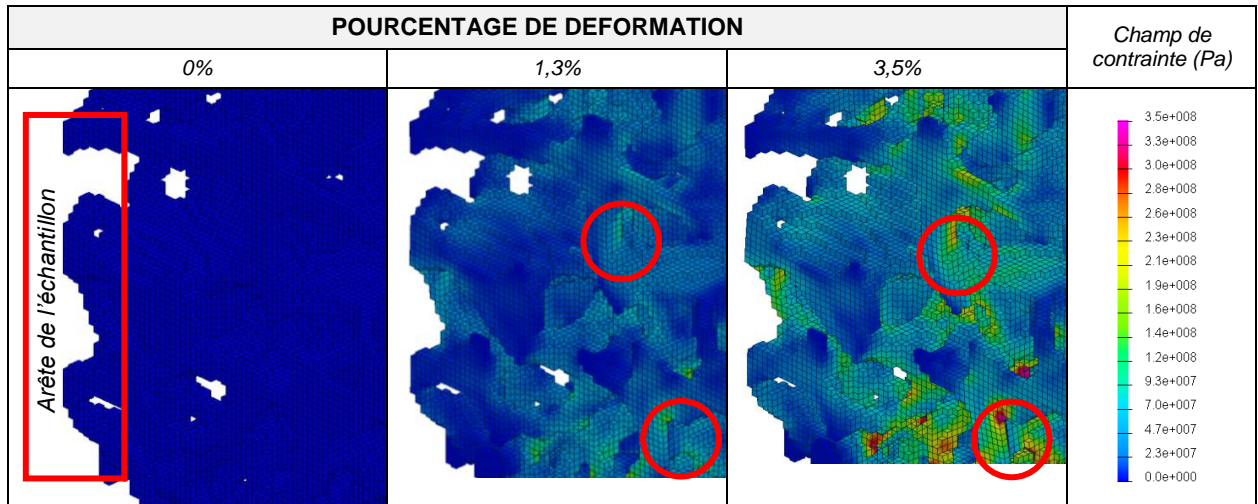
	POURCENTAGE DE DEFORMATION			Champ de contrainte (Pa)
	0%	1,3%	3,5%	
Cylindre				
cube				

Une observation locale de ce champ de contraintes met en évidence la prédominance de mécanismes de flexion des travées à l'origine des concentrations identifiées (Tableau III.11).

Chapitre III - Caractérisation numérique de l'os trabéculaire

En outre, les concentrations de contraintes apparaissent au niveau des changements de sections des trabécules et non le long des « arêtes » du spécimen.

Tableau III.11 - évolution du champ de contraintes local le long d'une arête d'un échantillon cubique.



La deuxième raison, à cette absence d'effets de la géométrie, est la similitude des échantillons en termes de densité relative. Leurs volumes d'intérêts contiennent en effet la même quantité de matière, leur section résistante moyenne est donc identique. A section résistante réelle et non à section apparente équivalente [LIN92], un échantillon cubique présentera donc un comportement élastique similaire à celui d'un échantillon cylindrique.

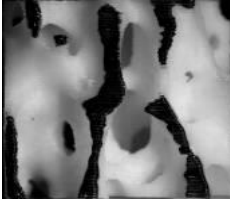

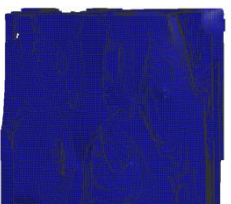
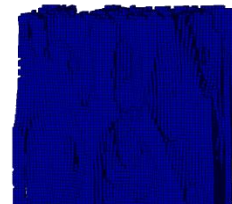

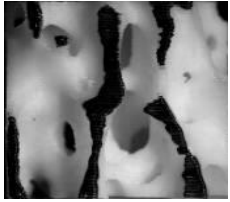

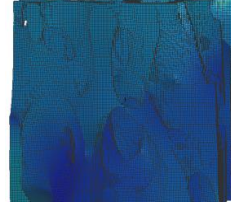

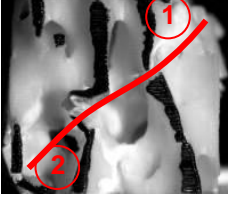

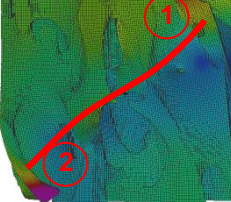
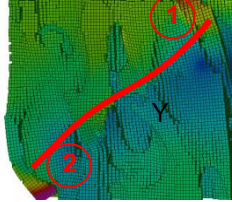
Par la suite, l'ensemble des modélisations entreprises seront réalisées sur des échantillons cubiques afin d'étudier les effets architecturaux sur les réponses élastiques selon les différentes directions de chargement.

2.2.2. Evaluation de la modélisation micro Eléments Finis simplifiée

A partir des conditions de simulations précédemment identifiées, une étude comparative du comportement en compression d'un modèle physique et de modèles numériques est menée. L'intérêt est de vérifier que le modèle proposé décrit correctement la cinématique de déformation et que la réponse en compression soit suffisamment réaliste, pour des délais de simulation acceptables comparativement à une modélisation conventionnelle.

L'ABS a été pris pour matériau constitutif des travées afin de construire le modèle physique et d'éliminer toutes variabilités dues au matériau osseux. Les modèles numériques sont alimentés par la loi matérielle de l'ABS précédemment identifiée. Les résultats obtenus sont présentés dans le Tableau III.12 en termes de cinématique de déformation. Les champs de déplacement dans les échantillons sont observés pour différents pourcentages de déformation afin de juger de leur cinématique de déformation.

Tableau III.12 - cinématique de déformation de différents modèles d'une même architecture trabéculaire.

		MODELE PHYSIQUE	MODELES NUMERIQUES			Champs de Déplacement
			Maillage tétraédrique	Maillage hexaédrique (voxel/élément)	Maillage hexaédrique (nbmin=4)	
Pourcentage de déformation	0%					
	2%					
	5%					

D'un point de vue global, un même plan de cisaillement sur les différents modèles est observé (1). La compression de cet échantillon se traduit localement par l'initiation d'une rotule plastique au niveau d'une travée (2), correctement retranscrite par les modèles numériques. Malgré le groupement de voxels (nbmin=4), le modèle simplifié traduit exactement la cinématique de déformation des modélisations Eléments Fins conventionnelles et du modèle physique. En outre, la réponse élastique contrainte/déformation de ce modèle décrit un comportement quasi-identique à celui des autres modèles (Figure III.26).

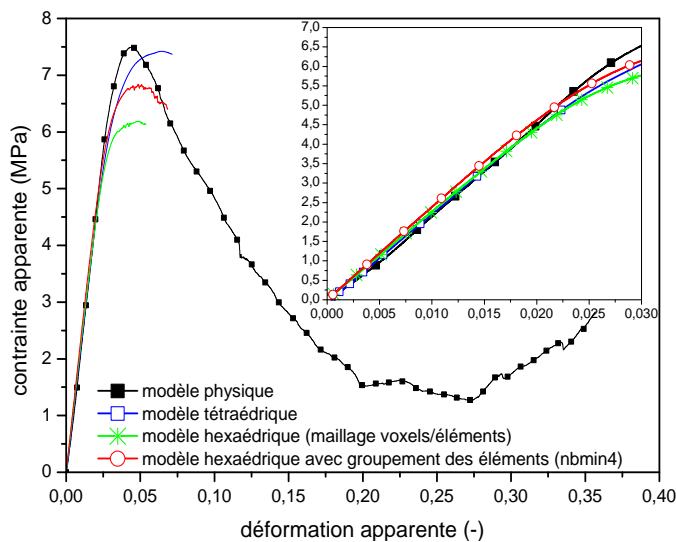


Figure III.26 - comparaison des réponses mécaniques de différents modèles d'une même architecture.

La courbe noire présente la réponse du modèle physique. Les courbes de couleurs présentent les réponses des modèles numériques. Les modélisations proposées décrivent un

comportement élastique identique à celui de l'échantillon physique (jusqu'à 3% de déformation). Ainsi, les modules apparents caractérisés sont de 234,31 MPa pour le modèle physique et de 225,61 MPa ($\pm 2,93$ MPa) pour les modèles numériques. La diminution du niveau de contrainte constatée sur les modélisations numériques à plus de 3% de déformation se justifie par le critère d'élimination d'éléments supposé représenter l'endommagement local des travées.

Si la modélisation simplifiée proposée décrit correctement le comportement mécanique d'une architecture trabéculaire (en termes de réponse élastique et de cinématique de déformation), elle permet également un gain non négligeable sur les temps de simulation. Le Tableau III.13 récapitule ainsi le nombre d'éléments des modèles EF, le pas de temps imposé par ces éléments et la durée de simulation de chacun d'entre eux.

Tableau III.13 - comparatif des modèles micro Eléments Finis.

Spécificités des modèles	NOMBRE D'ELEMENTS	INCREMENT DE TEMPS	TEMPS DE SIMULATION
maillage hexaédrique (voxel/élément)	894 423	5.86E-08 s	168 h
maillage tétraédrique	133 803	7.53E-09 s	224 h
maillage hexaédrique (nbmin=4)	105 520	2.35E-07 s	9 h

La modélisation hexaédrique proposée (nbmin=4) permet un gain non négligeable sur le nombre d'éléments (9 fois moins qu'une modélisation classique) et donc sur les durées de simulations (jusqu'à 25 fois plus rapide selon le maillage considéré). Ces résultats confirment l'intérêt de la méthodologie de maillage proposée et valident son utilisation pour une étude des effets architecturaux sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire.

2.2.3. Variables intrinsèques à l'os spongieux

a. Anisotropie structurale

La direction de chargement constitue un critère prépondérant dans la caractérisation du comportement mécanique de l'os spongieux. L'étude expérimentale a notamment montré un comportement anisotrope de l'os trabéculaire, avec une rigidité privilégiée selon la direction tangente à la courbure de la côte (Figure III.27). Ce comportement est évidemment conditionné par le matériau constitutif des travées mais surtout par l'organisation architecturale de l'os spongieux. En vue d'évaluer la contribution l'architecture sur cette anisotropie mécanique, quatre modèles Eléments Finis d'échantillons cubiques sont sollicités dans les trois directions principales.

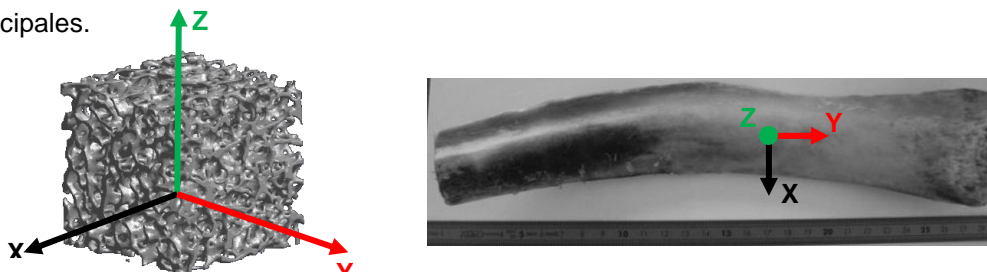


Figure III.27 - chargement d'une modélisation μ EF d'os spongieux dans chacune des directions principales.

Les modèles sont alimentés par une même loi de comportement isotrope, identifiée par méthode inverse et précédemment décrite. La Figure III.28 présente les courbes moyennes

(associées aux écart-types) obtenues dans chacune des directions de chargement pour quatre modèles.

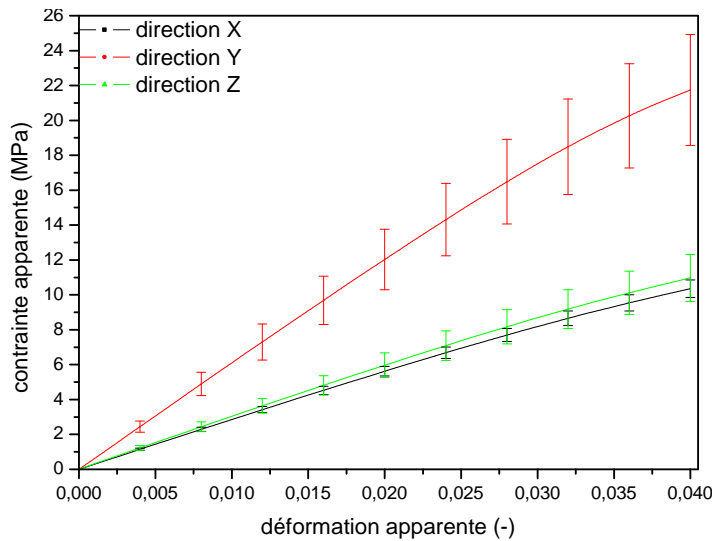


Figure III.28 - réponses élastiques moyennes dans chacune des directions principales de 4 modèles EF.

En comparaison des résultats expérimentaux, le module apparent selon la direction Y est nettement supérieur (le double) à ceux obtenus dans les deux autres directions. En outre, ces deux directions révèlent un module apparent similaire (Tableau III.14).

Tableau III.14 - modules apparents identifiés dans chacune des directions principales.

	$E_{app}^{num}(X)$ (MPa)	$E_{app}^{num}(Y)$ (MPa)	$E_{app}^{num}(Z)$ (MPa)
n	4	4	4
Moyenne (\pm SD)	274,5 (\pm 16,54)	604,5 (\pm 85,87)	294,5 (\pm 36,27)
Médiane	278,00	594,00	297,00
[min-max]	[252-290]	[515-715]	[248-336]

Numériquement, le comportement de l'architecture trabéculaire apparaît anisotrope. Il peut toutefois être considéré isotrope transverse étant donné la faible différence de module entre la direction X et la direction Z. Or, il a été identifié expérimentalement, un comportement clairement anisotrope, différent donc selon chacune des directions de chargement.

Cette différence, entre les résultats expérimentaux et les résultats numériques, se justifie essentiellement par la loi de comportement alimentant les modèles numériques. Le comportement du matériau constitutif, actuellement pris en compte dans les modèles, est isotrope. Or, des auteurs suggèrent que le matériau constitutif des travées ait, à l'image de l'os cortical, un comportement différent selon la direction de chargement [GUO00]. De plus, les ostéons présentent, à l'échelle microscopique, une différence de module élastique selon un chargement en traction ou en compression. Il conviendra donc d'identifier rigoureusement le comportement du matériau constitutif des travées afin d'améliorer la représentativité des modèles numériques.

Les modélisations Eléments Finis actuelles de l'être humain (annexe A.4) ne prennent pas en compte cette différence de comportement de l'os spongieux selon la direction de chargement. Il conviendra donc de considérer cette anisotropie en vue d'améliorer la bio fidélité de ces modèles numériques.

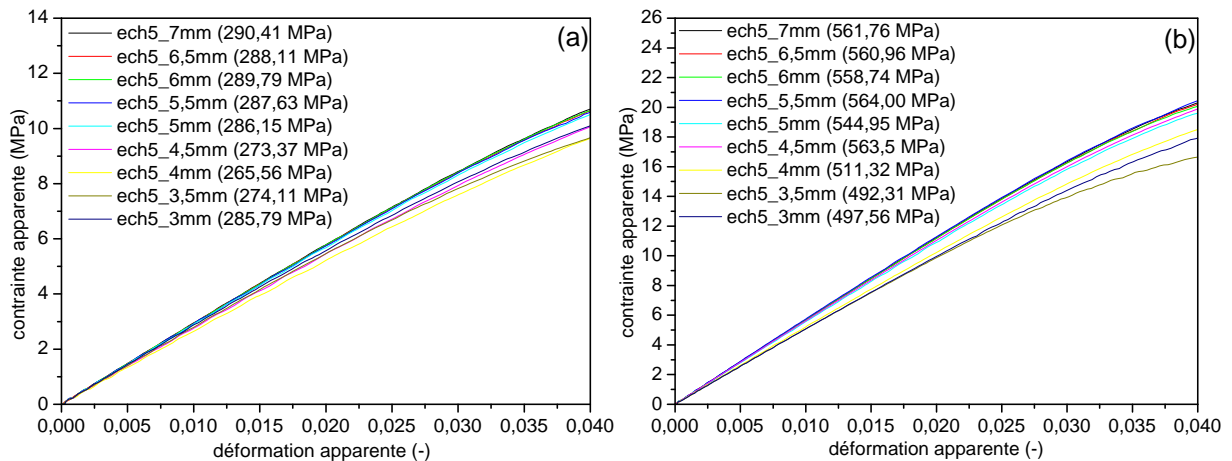
b. Vers l'identification d'un Volume Élémentaire Représentatif

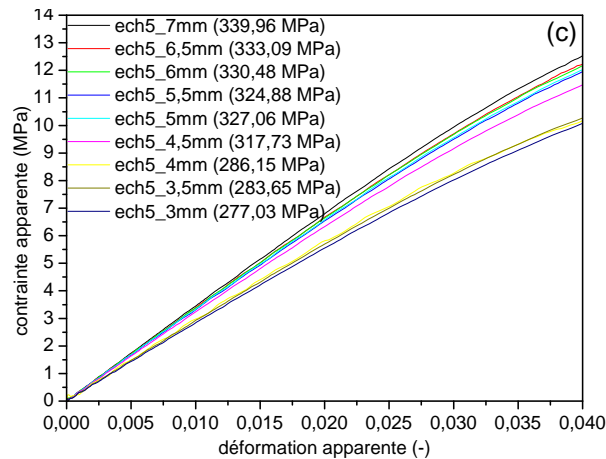
Le volume d'intérêt du spécimen constitue un point critique dans l'étude du comportement mécanique de l'os spongieux. Ses dimensions doivent assurer la bonne répétabilité de la réponse mécanique en vue d'une comparaison des échantillons. Plus que le volume d'intérêt, le Volume Élémentaire Représentatif (VER) constitue un critère prépondérant dans l'étude de structures cellulaires. Ce volume constitue la plus petite taille pour laquelle le comportement du spécimen correspondra à une réponse moyenne type, indépendamment de sa localité d'extraction ou de sa géométrie. Il convient donc d'identifier la taille minimale de ce volume pour lequel nous observons une conservation des propriétés mécaniques. Nous serons ainsi en mesure de confirmer les résultats obtenus expérimentalement comme représentatifs de l'os spongieux, mais également de définir une taille optimale de caractérisation de l'os trabéculaire pour de prochaines études.

A partir des données exploitées en vue de caractériser l'influence des dimensions du spécimen sur les propriétés architecturales, des modèles numériques sont construits. Cette étude est réalisée sur 4 spécimens distincts. Pour cela, le volume d'intérêt (VOI) de chaque échantillon est modifié à plusieurs reprises, afin de varier le volume de spongieux considéré (Figure III.17). Le VOI est ainsi modifié du volume original de l'échantillon (pris pour référence) à un volume de 3 mm de côté. Un modèle μ EF est créé pour chaque réduction du volume de $0,125 \text{ mm}^3$, soit une modification d'un côté du cube de 0,5 mm.

Comme le montre le paragraphe précédent, l'os spongieux montre un comportement différent selon la direction de sollicitation. Il convient donc d'identifier un Volume Élémentaire Représentatif, indépendamment de la direction de sollicitation. Cette étude est donc entreprise dans chacune des directions principales des différents modèles.

La Figure III.29 illustre pour un de ces échantillons (d'une taille initiale de 7 mm de côté), les réponses numériques obtenues pour différents volumes dans chacune des directions principales. Les résultats obtenus pour les autres échantillons sont présentés en annexe A.10. Les valeurs précisées dans la légende correspondent aux dimensions du volume de matière considéré et au module apparent mesuré. Par exemple, la dénomination ech5_6 mm (289,79 MPa) correspond à un modèle de 6 mm de côté extrait de l'échantillon 5 dont le module apparent identifié est de 289,79 MPa.





**Figure III.29 - variation du module apparent d'un échantillon pour différents volumes de matière considérés dans les trois directions principales (ech5).
(a) suivant X ; (b) suivant Y ; (c) suivant Z**

Indépendamment de l'échantillon considéré, la réduction du volume d'intérêt entraîne une variation du module apparent pouvant atteindre 25% par rapport à l'échantillon de référence. Dans chacune des directions, les modules apparents varient faiblement jusqu'à une certaine dimension du volume d'intérêt (soit le Volume Élémentaire Représentatif), à partir duquel il chute significativement. Toute la difficulté consiste à définir à partir de quelle variation du module, nous pouvons considérer ne plus être en présence d'un Volume Élémentaire Représentatif. Nous avons jugé qu'une variation maximale de 10% de la rigidité ne constituait pas un changement significatif du comportement (hypothèse similaire formulée lors de l'étude de l'influence de la taille des spécimens sur les propriétés architecturales). Le Tableau III.15 présente les dimensions du volume d'intérêt cubique pour chaque échantillon et pour chaque direction, en dessous desquelles la réponse élastique change significativement.

Tableau III.15 - VER caractéristique d'un échantillon et de la direction de chargement.

DIRECTION	ECHANTILLON 3	ECHANTILLON 4	ECHANTILLON 5	ECHANTILLON 6
X	5 mm de côté	4,5 mm de côté	3 mm de côté	4 mm de côté
Y	4 mm de côté	4,5 mm de côté	4 mm de côté	3,5 mm de côté
Z	5 mm de côté	3 mm de côté	4,5 mm de côté	4,5 mm de côté

Selon la direction de chargement ou le spécimen considéré, les dimensions du Volume Élémentaire Représentatif varient. La taille de VER optimale constitue la taille pour laquelle indépendamment de l'échantillon, le comportement est jugé représentatif d'une tendance moyenne pour une direction considérée. Ainsi, il est identifié un Volume Élémentaire Représentative de 5 mm de côté, confirmant par la même occasion la préconisation de [BRO80] ou [HAR88]. Il conviendra toutefois, de confronter ces résultats aux paramètres architecturaux obtenus précédemment, afin de juger si cette taille de spécimen s'avère suffisamment représentative de l'architecture trabéculaire. Ce point sera abordé dans le dernier chapitre de cette thèse.

3. Conclusions

Ce chapitre établit dans sa première partie un descriptif du protocole numérique dédié d'une part à la caractérisation de l'architecture trabéculaire et d'autre part au développement de modèles micro Eléments Finis représentatifs de l'os trabéculaire. L'analyse des différents résultats est ensuite menée.

Première étape dans cette caractérisation numérique de l'os spongieux, la binarisation des données tomographiques est apparue comme un point essentiel pour mener à bien cette étude. Les conséquences de la segmentation sur les paramètres morphologiques et topologiques mais également sur la simulation numérique ont ainsi été mises en évidence. Or, cette étape est souvent négligée. Il a ainsi été proposé de réaliser ce traitement par une procédure automatisée selon la méthode d'Otsu, permettant de segmenter les images indépendamment de variabilités externes et de manière identique pour chaque spécimen.

Suite au traitement des données tomographiques, la caractérisation architecturale de l'os spongieux a été entreprise sur 32 échantillons extraits de 6 sujets bovins différents. Contrairement aux mesures expérimentales, les paramètres architecturaux apparaissent nettement moins dispersifs. Il a été identifié une densité relative numérique (BV/TV) de 20,25%, différente de 6,75% de celle déterminée expérimentalement. Ce résultat conduit à remettre en cause les mesures densitométriques conventionnelles en raison des limitations inhérentes à ce type de mesure (dégraissage, immersion, erreur de mesure ...). Les autres propriétés extraites sont apparues en concordance avec celles obtenues lors de précédents travaux, avec quelques variations dues aux différences de localités anatomiques ou d'individus étudiés.

L'étude de sensibilité des paramètres architecturaux aux variations inter et intra-individuelles a révélé la dépendance de certains paramètres, confirmée par une recherche des coefficients de corrélation. Ainsi, la densité relative (BV/TV) est apparue comme un paramètre clef, influençant bon nombre de paramètres topologiques. Les paramètres de structure (Tb.Pf et SMI) apparaissent également comme de bons outils dans l'évaluation de certains paramètres. Les longueurs moyennes d'interception, caractérisant l'anisotropie du réseau trabéculaire, sont également apparues se corrélent entre elles.

Le volume du spécimen considéré a ensuite été modifié artificiellement, ce qui a permis de mettre en évidence une modification, inférieure à 10%, des paramètres morphologiques et d'anisotropie pour différentes tailles de spécimens. Ces faibles variations ont notamment permis de considérer les propriétés architecturales identifiées pour les échantillons testés expérimentalement, comme suffisamment représentatives de l'os trabéculaire.

La deuxième partie de ce chapitre repose sur le développement et l'exploitation de modèles EF d'échantillons d'os spongieux. Basée sur une modélisation classique μ EF à partir d'une conversion des voxels en éléments hexaédriques, la procédure de maillage développée propose de réduire la complexité des modèles générés à partir d'une condition particulière de groupement des éléments (nbmin). Une étude de sensibilité sur les conditions de groupement a suggéré de fixer ce paramètre à 4. A partir de cette procédure de maillage, l'influence des con-

ditions limites entre l'échantillon et les plateaux a été étudiée, confirmant l'absence d'effets significatifs sur la réponse en compression de l'os trabéculaire. D'autre part, la géométrie des spécimens prélevés (cylindrique ou cubique) ne modifie pas le comportement mécanique de l'os spongieux, tant que leur section réelle deumerue équivalente. En complément de ces vérifications, la procédure de maillage proposée a été évaluée par rapport à un modèle physique en ABS et des modèles micro Eléments Finis conventionnels alimentés par la même loi de comportement. Le modèle simplifié proposé a mis en évidence une bonne description de la cinématique de déformation et de la réponse en compression du modèle physique pour des temps de simulation réduits par rapport à des modélisations conventionnelles.

Suite à la validation de la modélisation proposée, les variabilités intrinsèques à l'os spongieux ont été étudiées. A l'image des résultats expérimentaux, la simulation numérique a confirmé un comportement anisotrope du réseau trabéculaire, avec une rigidité élevée selon la direction tangentielle à la courbure de la côte. Les limites de la loi de comportement alimentant les modèles ont toutefois été mises en évidence ; actuellement les modèles réalisés considèrent un comportement isotrope du matériau constitutif des travées alors que celui-ci est probablement différent selon la direction et le type de chargement. L'étude, plus précise, du comportement mécanique de l'os spongieux passera donc inévitablement par une amélioration des connaissances sur le matériau constitutif des travées. Finalement, cette étude a permis d'identifier un Volume Élémentaire Représentatif de 5 mm de côté indépendant de la direction de chargement. Il conviendra toutefois, de relier cette taille d'échantillon aux variations architecturales internes afin de s'assurer de la validité du VER établi.

Ce chapitre conclut l'investigation, entamée dans le deuxième chapitre de cette thèse, des différents outils et résultats nécessaires afin d'identifier la contribution de l'architecture spongieuse sur sa réponse mécanique. Le prochain chapitre consistera donc à croiser les différents résultats obtenus (expérimentaux et numériques) afin d'améliorer notre compréhension du comportement de l'os trabéculaire.

Chapitre IV - Effets architecturaux sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire

L'objectif de ce chapitre est de confronter les résultats expérimentaux et numériques obtenus afin d'identifier la contribution des paramètres architecturaux sur la réponse mécanique de l'os spongieux.

Les principaux paramètres morphologiques et topologiques permettent de justifier des mécanismes d'endommagement observés de l'architecture, et contribuent également aux dispersions mécaniques rencontrées. Une relation originale est proposée afin d'expliquer les dispersions de modules apparents usuellement rencontrées, en raison des variabilités inter et intra-individuelles.

1. Effets architecturaux sur la cinématique de déformation

1.1. Déformation de l'architecture trabéculaire

1.1.1. Matériels et méthodes

La démarche consiste à solliciter un échantillon dans son domaine élastique (identifié expérimentalement jusqu'à 4% de déformation macroscopique) et à suivre sa cinématique de déformation. Un échantillon cylindrique d'os trabéculaire est ainsi comprimé au moyen de la machine de compression précédemment utilisée (Hounsfield H5KT). Des acquisitions 3D de l'échantillon déformé sont réalisées par micro-tomographie à différents pourcentages de déformation. Une cellule de compression a été spécialement développée afin de mettre en charge l'échantillon et maintenir l'architecture déformée à différents pourcentages durant l'acquisition. La Figure IV.1 présente la cellule mise au point.

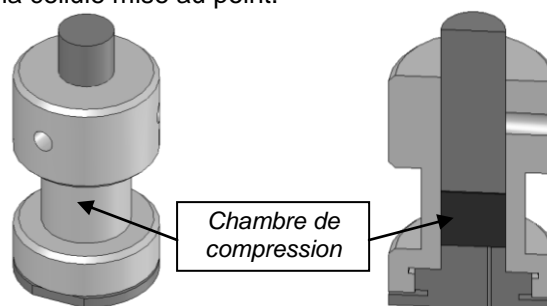


Figure IV.1 - cellule de compression pour acquisition in situ de l'architecture trabéculaire sous chargement.

Cette cellule se compose d'une chambre de compression de 9 mm de diamètre. Cette dimension a été choisie afin de faciliter la mise en position du spécimen (de 8 mm de diamètre et 8 mm de hauteur), et d'éviter toute influence du confinement sur sa cinématique de déformation. Trois perçages situés dans la partie inférieure de la cellule ont été réalisés afin d'évacuer

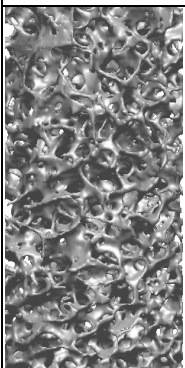
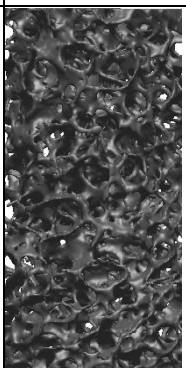
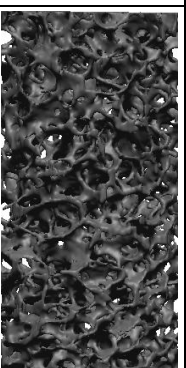
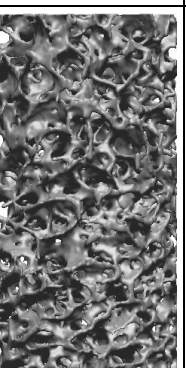
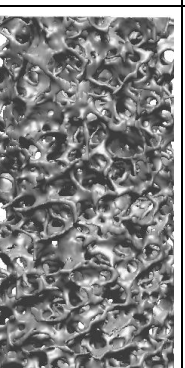
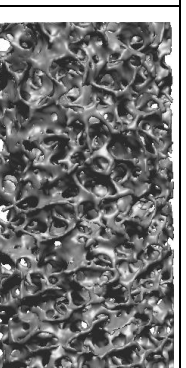
l'air emprisonné dans la chambre. Le chargement du spécimen est réalisé par l'intermédiaire d'une tige cylindrique en acier, parfaitement ajustée à la chambre de compression (contact glissant). Trois vis situées sur la périphérie de la cellule servent à brider la tige à un état donné de déformation de l'architecture.

Afin de minimiser l'atténuation du faisceau de photons lors de la traversée de la cellule, celle-ci a été fabriquée en nylon, et son épaisseur a été réduite à 3 mm, au niveau de la chambre de compression. Chaque acquisition est réalisée sous une tension de 80 kV pour une intensité du faisceau de 100 μ A. Le détecteur CCD assure une taille d'images de 600 x 880 pixels pour une résolution spatiale isotrope de 20 μ m. La cellule de compression et la caméra sont respectivement placées à 120 et 220 mm de la source. Un filtre d'aluminium et de cuivre est également placé devant la source. Chaque acquisition est réalisée sur 180° pour un pas de 0,74°. La durée d'acquisition est de 20 minutes.

A la suite de chaque acquisition, l'échantillon est déchargé afin de revenir à son état initial non-déformé. L'objectif de cette décharge est de vérifier l'absence d'endommagement de l'architecture, se traduisant le cas échéant par une pente élastique plus faible lors du prochain chargement. Au final, six acquisitions successives sont menées, une première pour laquelle l'échantillon n'a subi aucune déformation (pris pour référence), puis 5 acquisitions à 0,5, 1,5, 2, 2,5 et 4% de déformation du spécimen.

Suite aux différents chargements et acquisitions du spécimen, les données obtenues sont traitées (segmentation et lissage) selon la méthodologie décrite dans le chapitre III. Pour chaque acquisition, un modèle CAO de l'échantillon est généré (AMIRA), fournissant ainsi une représentation 3D du spécimen à différents états de déformation (Tableau IV.1). Afin de rendre cette étude techniquement possible, les modèles CAO ont été réduits pour permettre leur superposition et leur comparaison. Ainsi un « carottage » virtuel a été réalisé pour chacun des modèles, afin de suivre l'évolution de la déformation architecturale sur une zone réduite de 4 mm de diamètre pour 8 mm de hauteur.

Tableau IV.1 - modèles CAO d'un échantillon d'os spongieux à différents pourcentages de déformation.

DEFORMATION DE L'ARCHITECTURE TRABECULAIRE					
0%	0,5%	1,5%	2%	2,5%	4%
					

Chaque modèle ainsi généré est comparé numériquement à l'état non-déformé de l'architecture : l'objectif étant de suivre le déplacement relatif des travées lors du chargement du spécimen. Cette étude a été réalisée à l'aide du logiciel Rapidform®.

1.1.2. Résultats

a. Réponses élastiques

La Figure IV.2 présente les réponses élastiques du spécimen sollicité, à différents pourcentages de déformation.

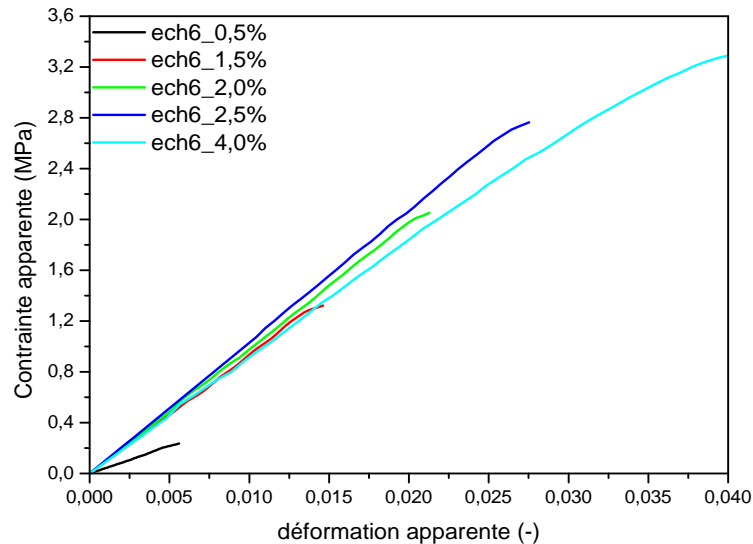


Figure IV.2 - réponses élastiques d'une même architecture pour différents pourcentages de déformation.

La réponse élastique du spécimen, chargé jusqu'à 0,5% de déformation (courbe noire), se caractérise par un module apparent plus faible que celui identifié pour des déformations plus importantes. L'échantillon se trouve en phase de positionnement ; l'architecture trabéculaire n'est donc que faiblement sollicitée.

Pour des déformations supérieures (de 1,5 à 4%), des réponses élastiques similaires ont été obtenues. On constate un accroissement du module pour une déformation du spécimen comprise entre 1,5 et 2,5% (augmentation de 12%). A 4% de déformation, le module décroît (diminution de 13%). L'architecture a subi des endommagements locaux à l'origine de cette modification de comportement. Si expérimentalement, la déformation maximale moyenne est identifiée à 4% de déformation, on constate avant cette valeur, un adoucissement de la réponse élastique caractérisant des endommagements locaux de l'architecture trabéculaire.

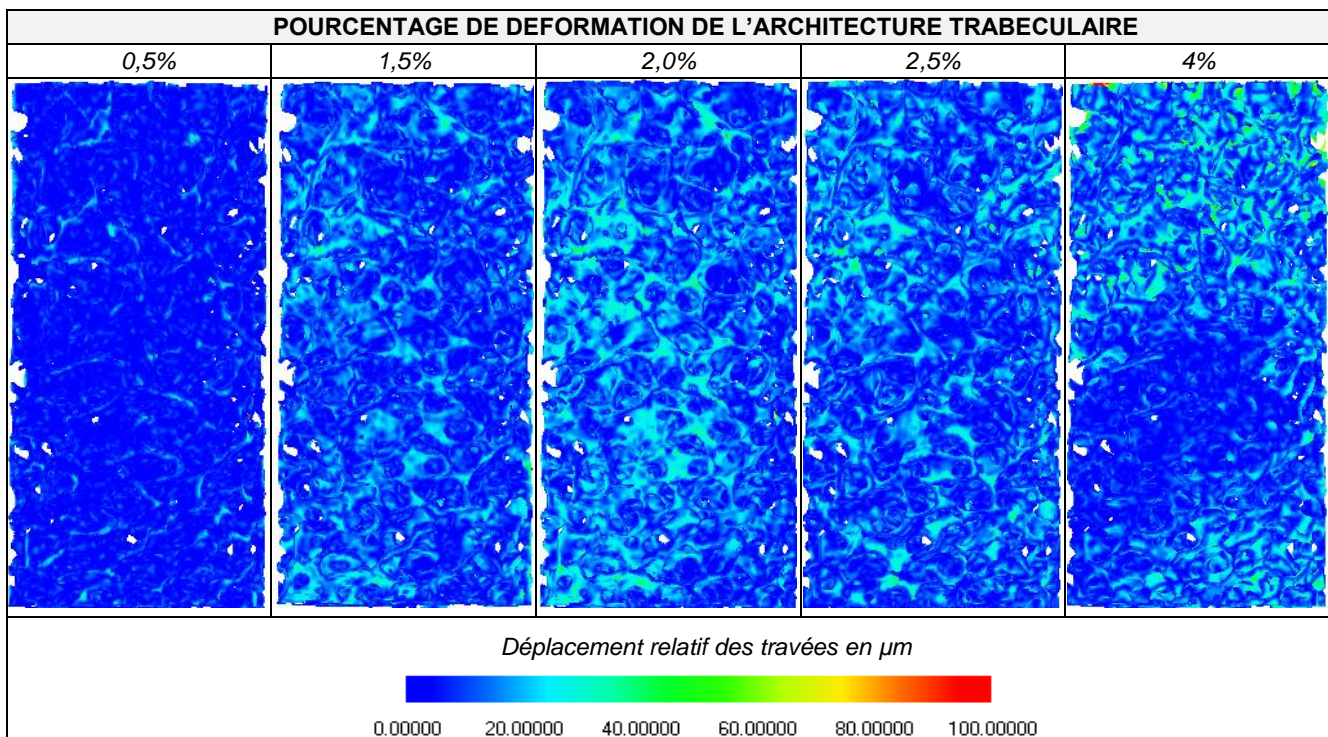
L'observation de la cinématique de déformation, menée par la suite, permettra de justifier plus précisément de ces différences de comportement.

b. Cinématique de déformation

L'architecture trabéculaire déformée a été comparée à son état initial avant sollicitation. Dans un premier temps, nous observons la cinématique de déformation globale à différents pourcentages de déformation de l'architecture (Tableau IV.2), puis nous nous intéresserons à l'évolution de cette cinématique au cœur du spécimen (Tableau IV.3) Les iso-valeurs présentées dans ces deux tableaux décrivent les déplacements relatifs des travées par rapport à l'état de référence (en bleu foncé, aucun déplacement des travées n'est observé et en rouge, le déplacement observé est de 100 μm).

De 0,5 à 2,5% de déformation, les déplacements des travées sont quasi-homogènes. Passé une déformation du spécimen de 2,5%, une localisation se produit et les déplacements dans la partie supérieure du spécimen sont plus importants (jusqu'à 80 μm). Pour la partie basse, les déplacements des travées sont moins marqués (jusqu'à 60 μm , similaires aux déplacements observés pour une déformation du spécimen de 0,5%). Entre 2,5 et 4% de déformation, l'architecture trabéculaire subit une modification significative, à l'origine des modifications du comportement élastique macroscopique ; cette tendance se confirme par une observation de la cinématique de déformation au cœur du spécimen.

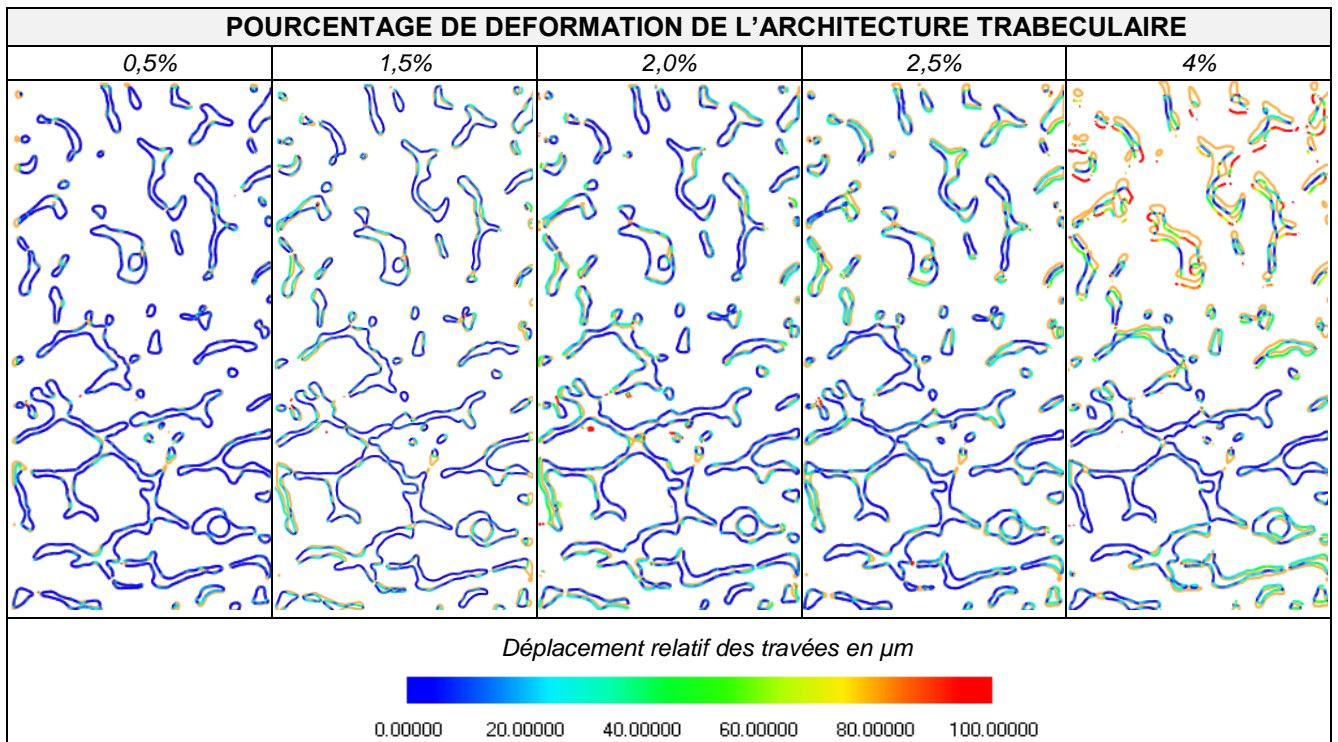
Tableau IV.2 - déplacements relatifs des travées pour différents pourcentages de déformation d'une même architecture trabéculaire (vue globale).



A l'image des observations précédentes, l'architecture au cœur du spécimen (Tableau IV.3) se déforme progressivement et de manière homogène pour les premiers pourcentages de déformation (de 0,5 à 1,5% de déformation). Ainsi, la différence de module observée à 0,5% de déformation se justifie ici par la quasi-absence de déplacement des travées. De la même manière, la diminution du module apparent observée à 4% de déformation se justifie par l'endommagement localisé de l'échantillon ; on retrouve ainsi un déplacement différent des travées entre la partie haute et la partie basse du spécimen. La zone de transition entre ces deux comportements caractérise la zone d'endommagement du spécimen.

Chapitre IV – Effets architecturaux sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire

Tableau IV.3 - déplacement relatif des travées pour différents pourcentages de déformation d'une même architecture trabéculaire (vue locale).



Afin de juger plus précisément de la différence de comportement entre la partie supérieure et la partie inférieure du spécimen, celui-ci a été séparé en deux parties de mêmes dimensions. Les déplacements relatifs moyens de chacune des parties ont été comparés à leur état non déformé (Figure IV.3).

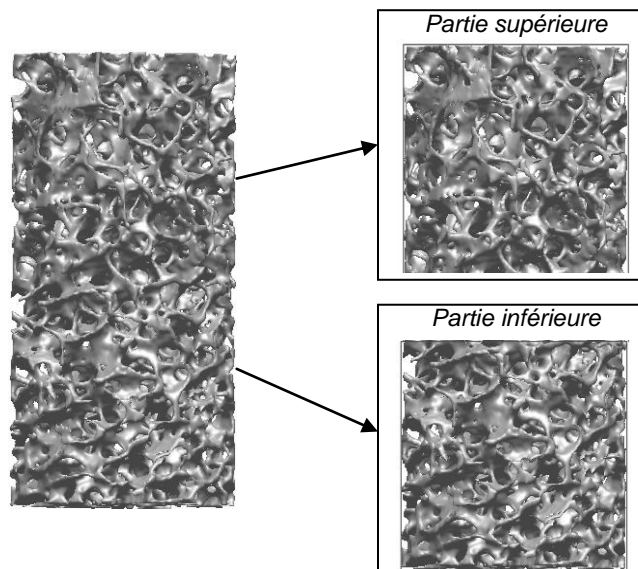


Figure IV.3 - séparation d'un échantillon en deux parties distinctes. (exemple sur l'architecture déformée à 0,5% de déformation)

La Figure IV.4 présente les résultats ainsi obtenus pour différents pourcentages de déformation de l'échantillon.

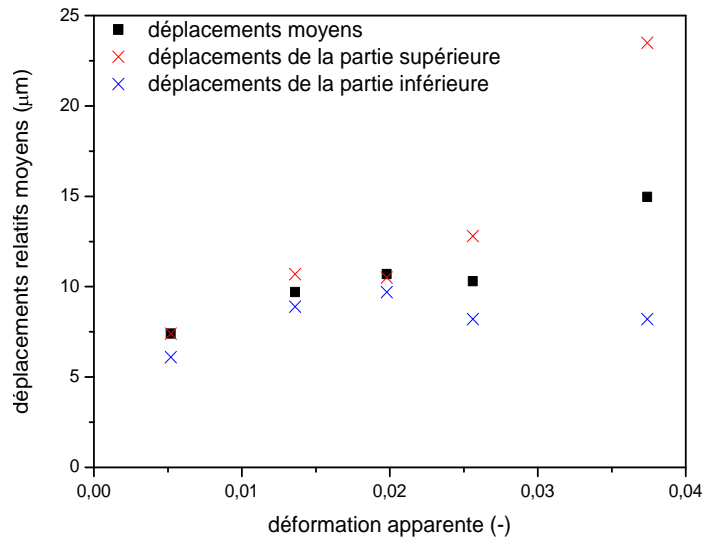


Figure IV.4 - déplacements relatifs moyens des travées pour différents pourcentages de déformation d'un même échantillon.

Les carrés noirs présentent les déplacements relatifs moyens de l'architecture trabéculaire, dans son ensemble. Les croix présentent les déplacements relatifs moyens de la partie inférieure (bleu) et de la partie supérieure (rouge) de l'échantillon.

En termes de déplacements observés sur l'ensemble de l'échantillon, le déplacement relatif des travées constaté est faible (7 µm) pour une déformation de l'architecture trabéculaire de 0,5%. De 1,5% à 2,5% de déformation, le déplacement relatif moyen des travées est similaire. A 4% de déformation, le déplacement relatif moyen augmente significativement.

Plus localement, les parties inférieure et supérieure du spécimen se déforment de manière quasi-identique, pour des pourcentages de déformation compris entre 0,5 et 2%. Pour des déformations plus importantes de l'échantillon (2,5 et 4%), le déplacement relatif de la partie supérieure se différencie plus significativement de la partie inférieure de l'échantillon. En outre, le déplacement de la zone supérieure est similaire à celui observé pour une déformation de l'échantillon de 1,5% de déformation. Contrairement aux précédentes observations, l'endommagement du spécimen s'initie dès 2,5% de déformation, sous la forme d'endommagements locaux (n'altérant pas la rigidité globale de l'architecture), pour se poursuivre à 4% par l'endommagement global de l'échantillon.

L'architecture trabéculaire se déforme donc de manière homogène jusqu'à un certain pourcentage de déformation (dans le cas ici présenté, entre 2 et 2,5% de déformation). Passé cette valeur, on observe un important déplacement des travées dans la partie supérieure de l'échantillon, alors que les travées de la partie inférieure du spécimen se déplacent plus faiblement. On constate donc une localisation de la zone d'endommagement, signe précurseur du plan de cisaillement généralement rencontré.

1.2. Prédiction du plan de cisaillement

La sollicitation en traction d'une éprouvette entaillée localise la déformation en fond d'entaille, c'est-à-dire dans la zone de faible section. De la même manière, la compression d'un longeron « triggé » (réduction locale de sa section) se traduit par l'amorce de sa déformation dans cette zone de plus faible section.

A l'image des comportements observés pour des matériaux ou des structures conventionnels, l'endommagement de l'architecture trabéculaire se localise dans des zones de faibles sections ou plus spécifiquement dans des zones de faibles densités. Contrairement à ces matériaux de l'ingénieur, l'organisation aléatoire de l'architecture spongieuse ne conduit pas nécessairement à trouver la section la plus faible, comme étant normale à la direction de chargement. Celle-ci peut se trouver orientée aléatoirement dans le volume d'intérêt du spécimen, justifiant en outre des plans de cisaillement déjà observés. L'objectif ici est donc d'identifier les zones faibles potentiellement à l'origine de l'effondrement global des échantillons.

1.2.1. Matériels et méthodes

Suite à l'acquisition d'une architecture trabéculaire par micro-tomographie, les données extraites se caractérisent par une succession d'images, perpendiculaires à l'axe d'acquisition. Toutefois, il est possible de construire à partir de ces mêmes données (organisées sous la forme d'une matrice 3D), les images caractéristiques des autres directions (Figure IV.5). En d'autres termes, les images qui auraient été obtenues si un même échantillon avait été scanné dans chacune de ces directions principales.

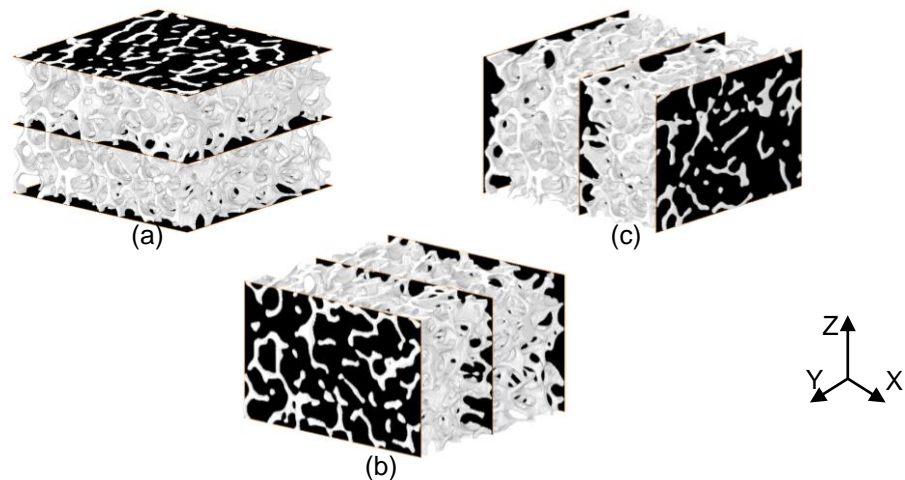


Figure IV.5 - données tomographiques d'un même échantillon dans chacune des directions principales.

(a) pour une acquisition suivant la direction Z ; (b) pour une acquisition suivant la direction Y ;
(c) pour une acquisition suivant la direction X

Nous l'avons vu dans le troisième chapitre, l'os spongieux et plus généralement, les matériaux cellulaires se caractérisent par une densité relative, paramètre définissant la porosité ou la quantité de matière présente dans un volume d'intérêt. A partir des données tomographiques, il est envisageable de caractériser des densités relatives spécifiques au sein du spécimen. Ces données se caractérisent en effet par une superposition d'images, dont il est pos-

sible d'extraire pour chacune d'entre elle une densité relative, soit la section résistante réelle pour une position donnée. La Figure IV.6 présente ainsi la distribution de densités relatives spécifiques, dans chacune des directions principales d'un même échantillon (dont la densité relative globale est de 29,39%).

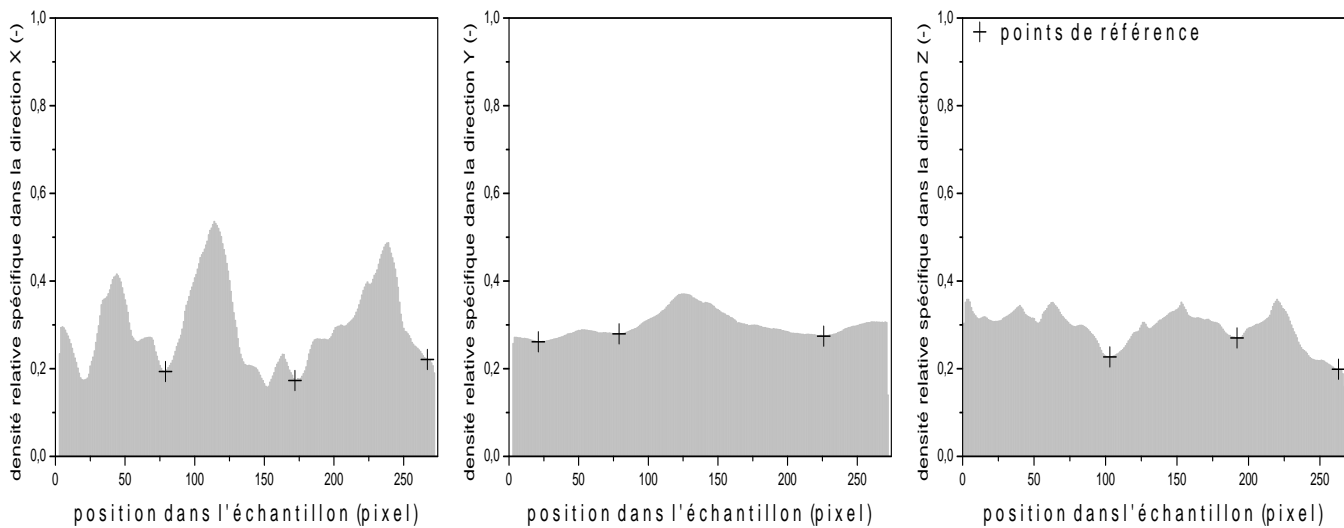


Figure IV.6 - dispersions des densités relatives spécifiques d'un échantillon dans chacune des directions principales.

La densité relative spécifique est ainsi fortement dispersive selon la direction X (BV/TV=29,39% (SD=±9,68%)), moyennement dispersive selon la direction Z (BV/TV=29,39% (SD=±4,07%)) et peu dispersive selon la direction Y d'observation (BV/TV=29,39% (SD=±2,98%)).

Comme nous l'énoncions précédemment, la zone d'endommagement est fortement dépendante des zones de faibles densités. Afin de prédire le plan de cisaillement observé lors de l'effondrement du spécimen, nous avons considéré que le plan à l'origine de ce mécanisme était une combinaison des localités de densités relatives spécifiques minimales, dans chacune des directions ; soit le point d'intersection des trois zones faibles pouvant être identifiées dans chacune des directions. Afin de définir ce plan faible et donc de caractériser potentiellement le plan de cisaillement observé, trois points sont nécessaires (soit 9 coordonnées obtenues à partir des trois directions principales).

Les trois zones dans l'échantillon, pour lesquelles les densités relatives sont les plus faibles, ont été sélectionnées dans chacune des directions. Les différentes positions identifiées dans chacune des directions ont ensuite été combinées afin de définir les trois points nécessaires à la construction du plan faible. Etant donné les différentes combinaisons, 36 plans faibles sont définissables pour un même échantillon. La densité relative spécifique de chacun de ces plans est déterminée afin de caractériser la section résistante. La Figure IV.7 présente un exemple de plan faible obtenu à partir de la méthode proposée et la densité relative associée. Un cube est couplé à la visualisation du plan faible afin de donner une représentation du volume apparent de l'échantillon.

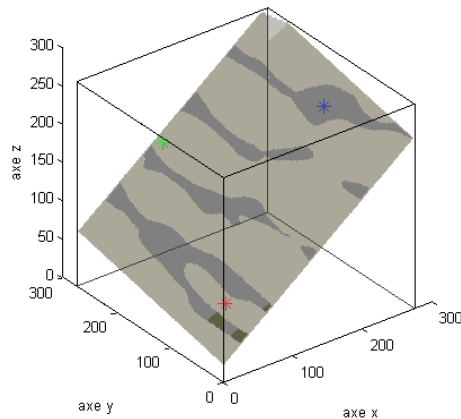


Figure IV.7 - exemple de plan de cisaillement prédit (BV/TV=24,07%).

Une étude comparative des plans de cisaillement obtenus à partir de simulations numériques et des plans faibles prédits a permis d'améliorer la procédure proposée. Il est ainsi apparu que les localités de densités relatives spécifiques élevées amélioraient la prédiction de la zone d'endommagement dans l'échantillon (et donc du plan de cisaillement). Ces positions correspondent plus spécifiquement aux localités pour lesquelles on constate un fort gradient de densités relatives entraînant une modification rapide de la section résistante. Les trois positions servant à la construction des différents plans faibles ont ainsi été choisies comme étant les localités pour lesquelles les densités relatives étaient maximales.

1.2.2. Résultats

Une première étude est menée afin de présenter concrètement la méthode proposée et prédire les plans de cisaillement à l'origine de l'endommagement global de l'échantillon. Ensuite, la méthode d'estimation des plans faibles est appliquée sur une structure spongieuse caractéristique d'échantillons à petites porosités. Les plans prédits sont comparés pour chaque cas, aux plans de cisaillement observés numériquement, dans chacune des directions de chargement du spécimen.

a. Evaluation de la méthodologie de prédiction des plans de cisaillement

Cette première étude est menée sur l'échantillon à grandes porosités ayant servi à l'évaluation de la simplification de maillage précédemment proposée et à la construction du modèle équivalent en ABS (Figure IV.8). Elle a pour intérêt de présenter concrètement la méthode d'estimation des plans faibles.

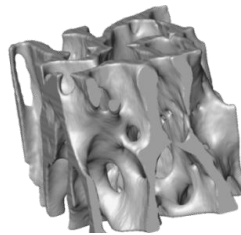


Figure IV.8 – échantillon à grandes porosités servant à l'évaluation de la méthodologie de prédiction des plans de cisaillement

Dans un premier temps, les distributions de densités relatives spécifiques sont déterminées dans chacune des directions principales de l'échantillon (Figure IV.9). Les positions de fortes densités (croix noires) sont sélectionnées dans chacune des directions, puis combinées afin de déterminer les différents plans faibles.

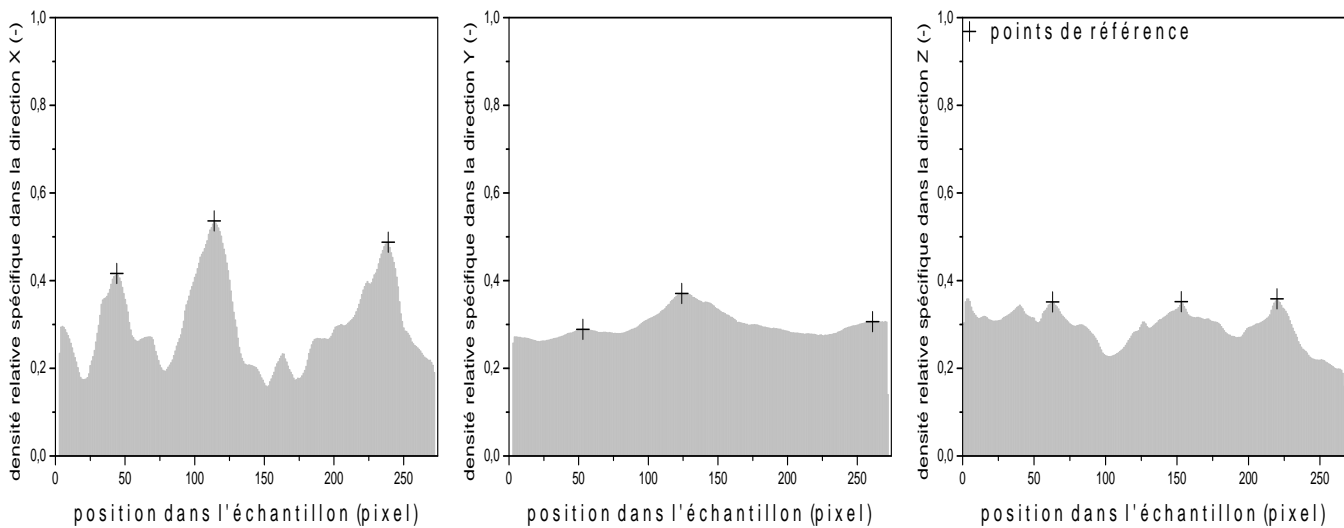


Figure IV.9 - dispersions des densités relatives spécifiques de l'échantillon ayant servi à l'évaluation de la modélisation EF, dans chacune des directions principales (BV/TV=29,39%).

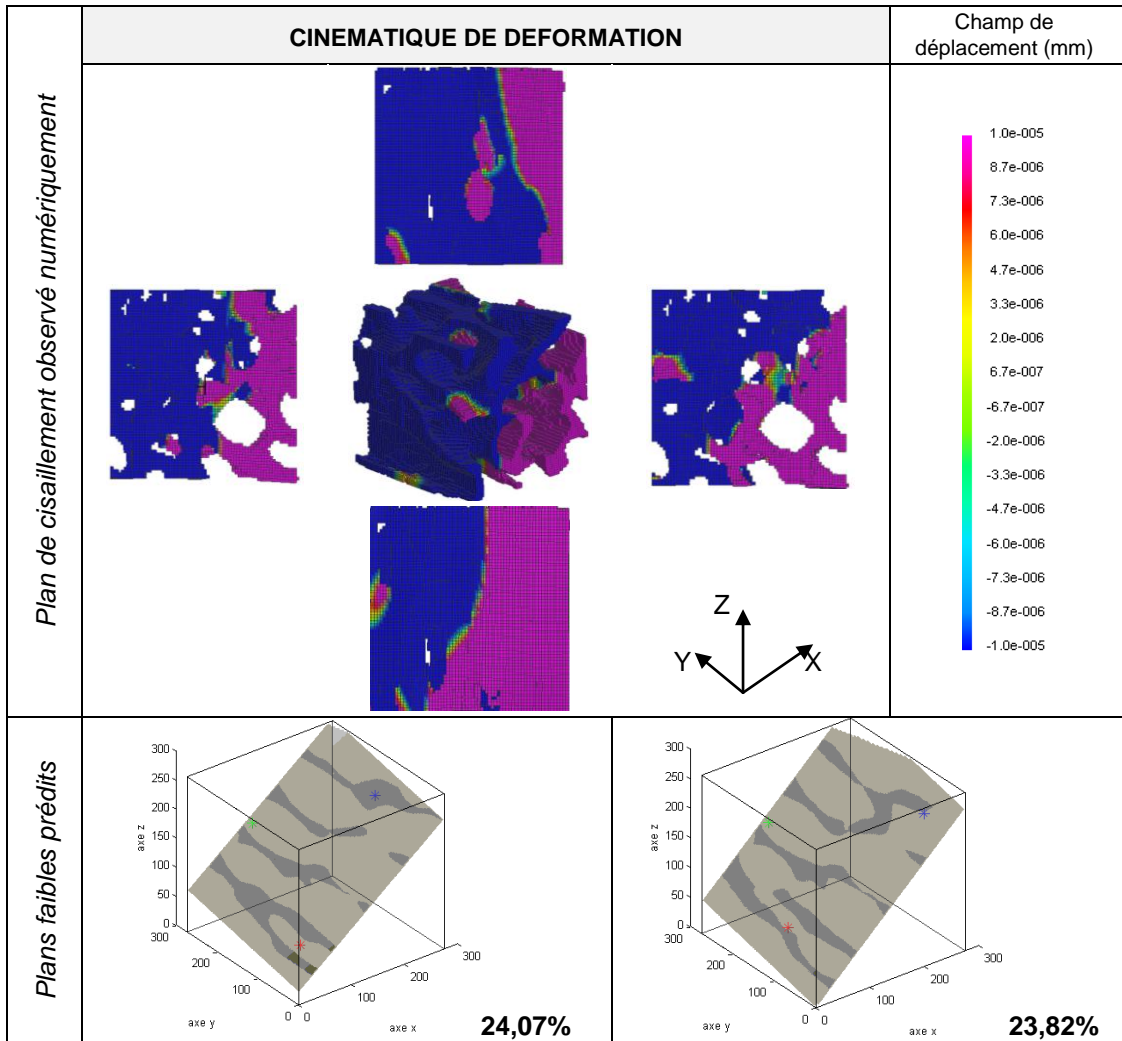
Les 36 plans faibles ainsi prédits sont comparés aux résultats Eléments Finis en termes de déplacements, afin de faciliter la visualisation du plan de cisaillement. Cette étude a été menée pour un chargement du spécimen dans chacune des directions principales afin de déterminer si les différents plans de cisaillement observés numériquement (variables selon la direction de sollicitation) pouvaient être prédits par la méthodologie proposée. Les modélisations Eléments Finis ici exploitées ont été alimentées par la même loi matérielle, précédemment identifiée par méthode inverse (chapitre III). Les conditions de sollicitations ont été reprises de celles décrites dans ce même chapitre.

Le Tableau IV.4 présente les plans de cisaillement observés numériquement dans chacune des directions, puis les différents plans faibles prédits concordant avec les résultats numériques, et ce dans chacune des directions de chargement (X, Y et Z). Pour chacun des plans faibles prédits, la densité relative spécifique est précisée.

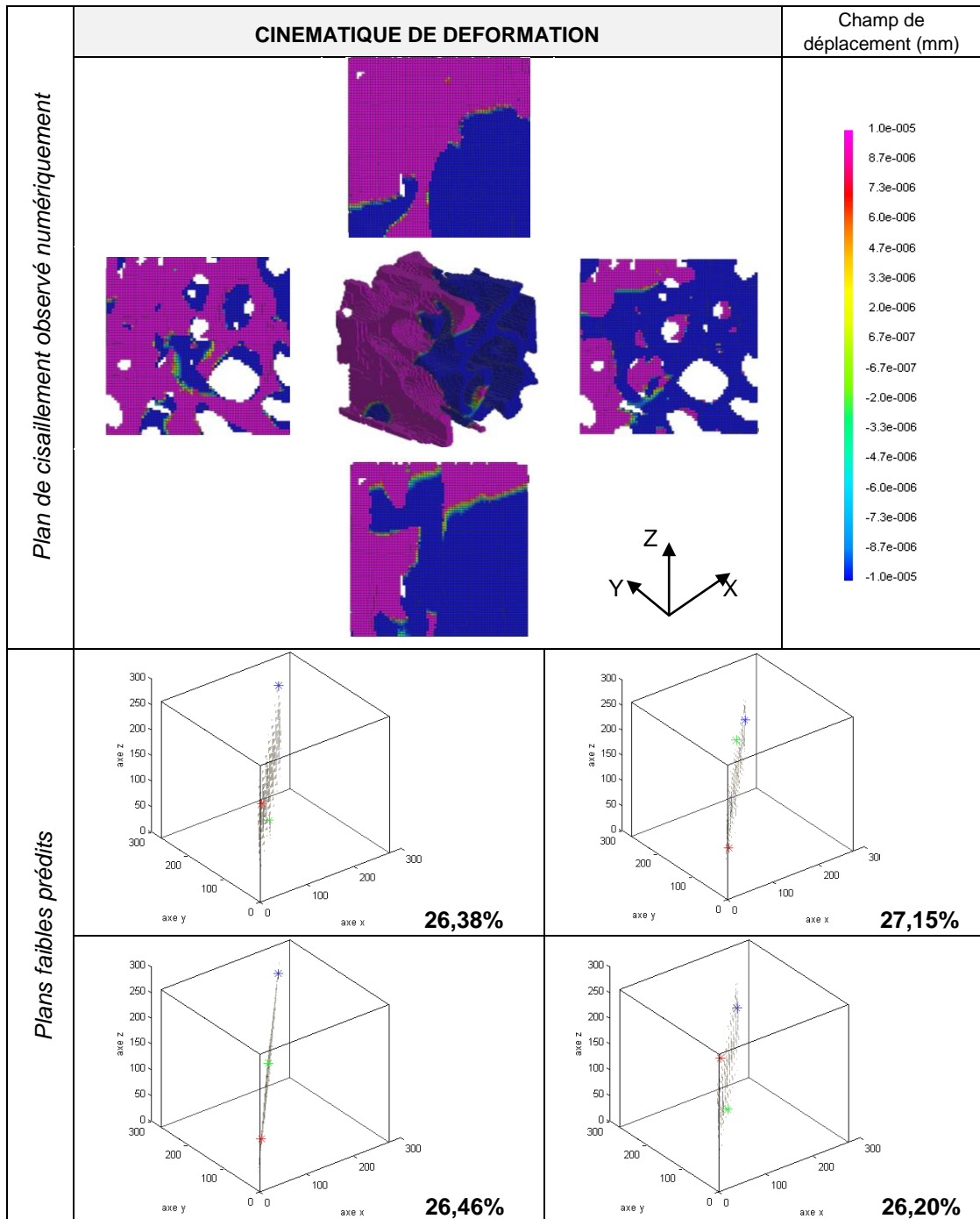
Afin de faciliter la visualisation du plan de cisaillement, la représentation Eléments Finis 3D de l'architecture trabéculaire déformée a été associée à plusieurs vues de l'échantillon (supérieure, inférieure, gauche et droite).

Tableau IV.4 - comparaison des plans de cisaillement observés numériquement et des plans faibles prédits

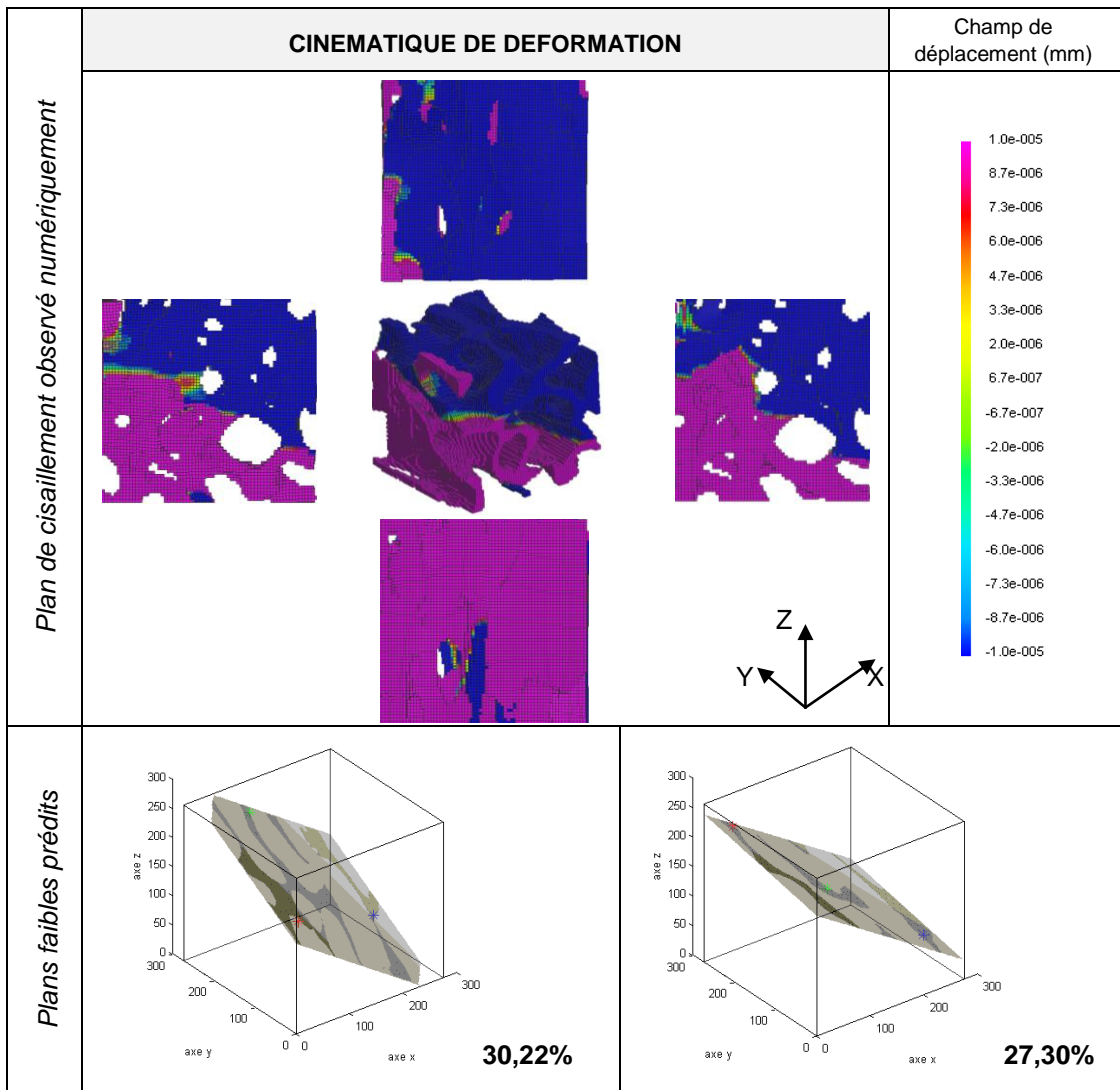
(a) prédiction du plan de cisaillement pour une sollicitation de l'échantillon dans la direction X.



(b) prédiction du plan de cisaillement pour une sollicitation de l'échantillon dans la direction Y.



(c) prédiction du plan de cisaillement pour une sollicitation de l'échantillon dans la direction Z.



Indépendamment de la direction de sollicitation, plusieurs plans faibles sont apparus en accord avec le plan de cisaillement observé numériquement. Il est toutefois intéressant de noter que les différents plans faibles identifiés sont similaires ; d'une part, ils sont localisés dans la même zone de l'échantillon, et d'autre part, la description architecturale des sections identifiées sont proches les unes des autres (densités relatives peu dispersives). La méthode développée permet donc, à partir des zones de densités maximales, de prédire les plans de cisaillement rencontrés lors de la sollicitation en compression d'un échantillon d'os spongieux. Plutôt que de définir un unique plan de cisaillement, il pourrait être intéressant de définir un volume faible basé sur l'ensemble des plans identifiés, pour une direction de chargement donnée, afin de caractériser une zone d'endommagement privilégié du spécimen.

Il convient maintenant de valider la procédure proposée sur une architecture représentative de la majeure partie des échantillons traités dans ces travaux, soit des échantillons d'os spongieux à petites porosités.

b. Validation des plans de cisaillement prédits sur une structure à petites porosités

Les plans faibles caractéristiques d'un échantillon à petites porosités (représentatif des architectures observées expérimentalement) sont ici évalués et comparés aux cinématiques de déformations observées numériquement, et ce dans les trois directions. Les simulations numériques ont été menées dans les mêmes conditions que celles précédemment décrites.

Dans un premier temps, des dispersions de densités relatives spécifiques sont observées dans chacune des directions principales de l'échantillon (densité relative globale de l'échantillon de 22.97%) afin de sélectionner les points nécessaires à la construction des plans faibles (Figure IV.10 - points de référence).

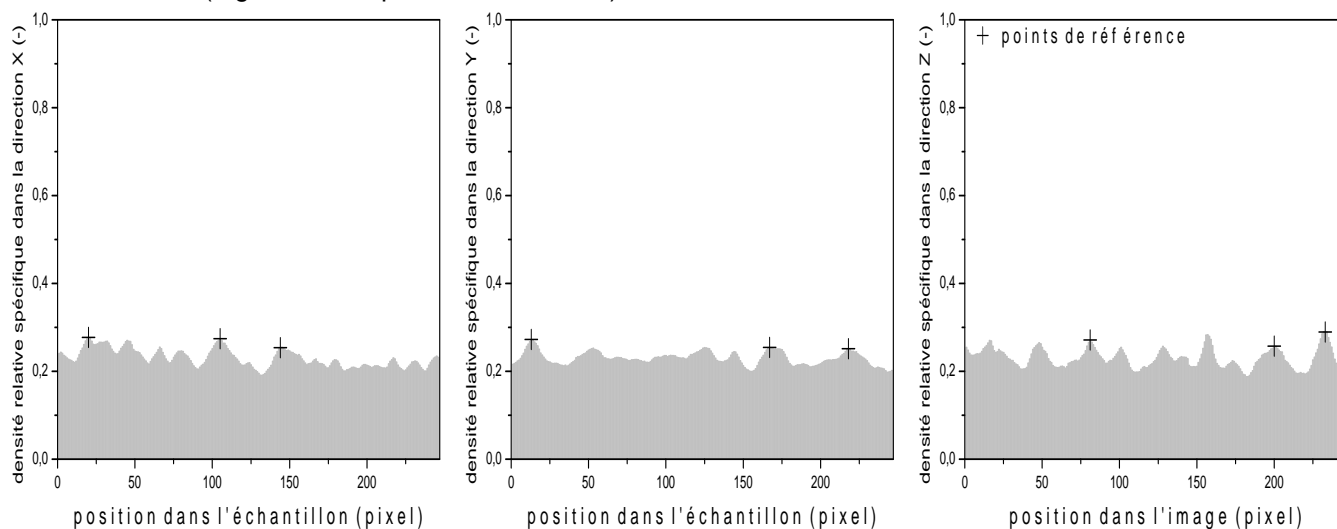


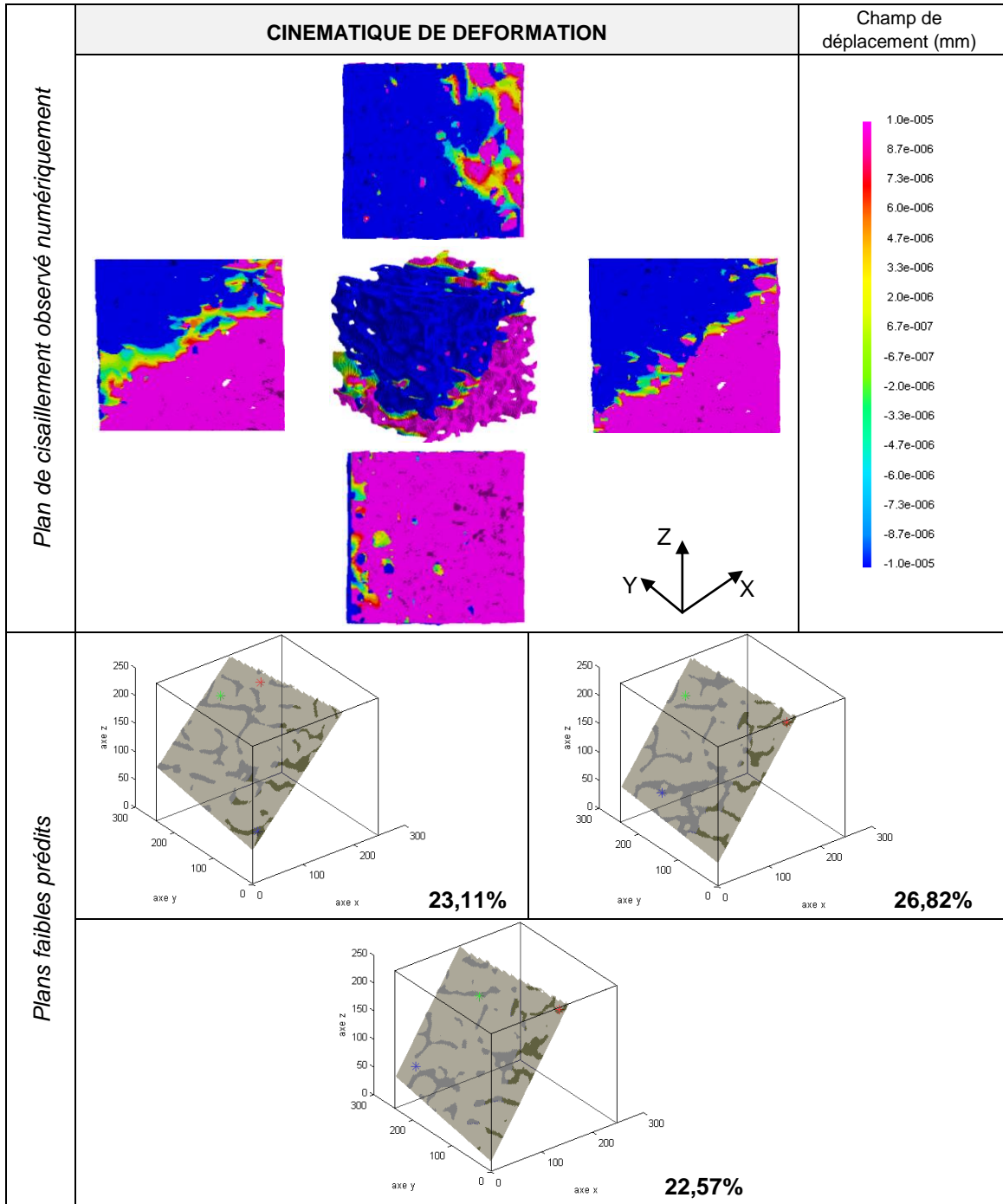
Figure IV.10 - dispersions des densités relatives spécifiques d'un échantillon à petites porosités, dans chacune des directions principales (BV/TV=29,39%).

Les dispersions des densités relatives spécifiques sont nettement moins importantes que celles observées pour l'échantillon précédent à grandes porosités (dans ce cas, $SD=\pm 2,05\%$ dans la direction X, $SD=\pm 1,50\%$ dans la direction Y et $SD=\pm 2,26\%$ dans la direction Z). Selon la direction Y, l'échantillon est moins sujet à des variations de densités et donc de sections résistantes. Cet échantillon sera, selon cette direction, plus rigide; ce qui est a priori le cas, puisque pour différents échantillons, il a été identifié une valeur de module apparent supérieure selon Y (constatée expérimentalement et numériquement).

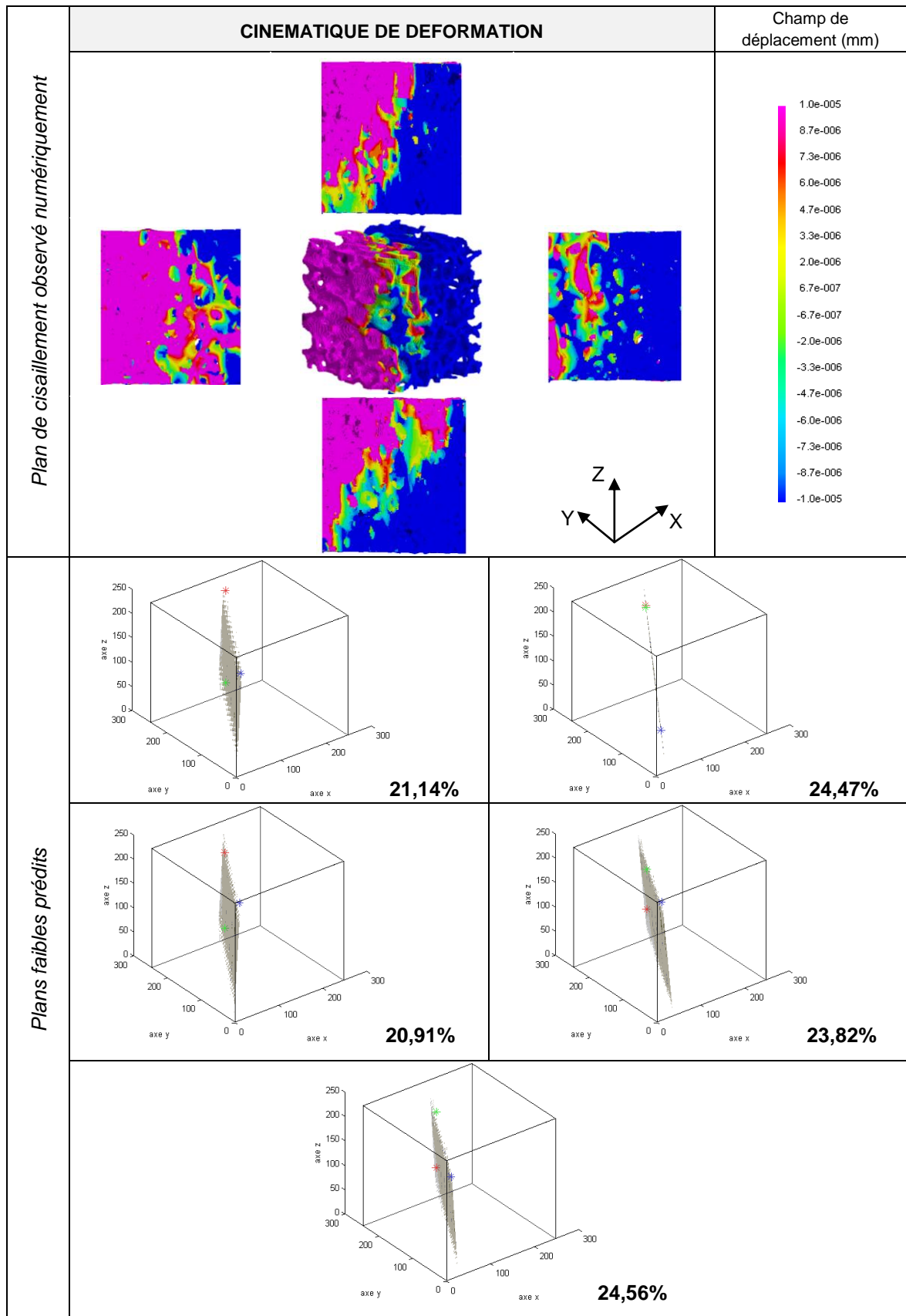
Les différents plans faibles sont ensuite construits, toujours à partir des localités de fortes densités. Les différents plans obtenus sont comparés aux plans de cisaillements observés dans chacune des directions de chargement du spécimen (Tableau IV.5 a, b et c). Pour chacun des plans faibles concordant avec les cinématiques de déformations observées numériquement, les densités relatives spécifiques sont déterminées.

Tableau IV.5 - comparaison des plans de cisaillement observés numériquement et des plans faibles prédits pour un échantillon à petites porosités

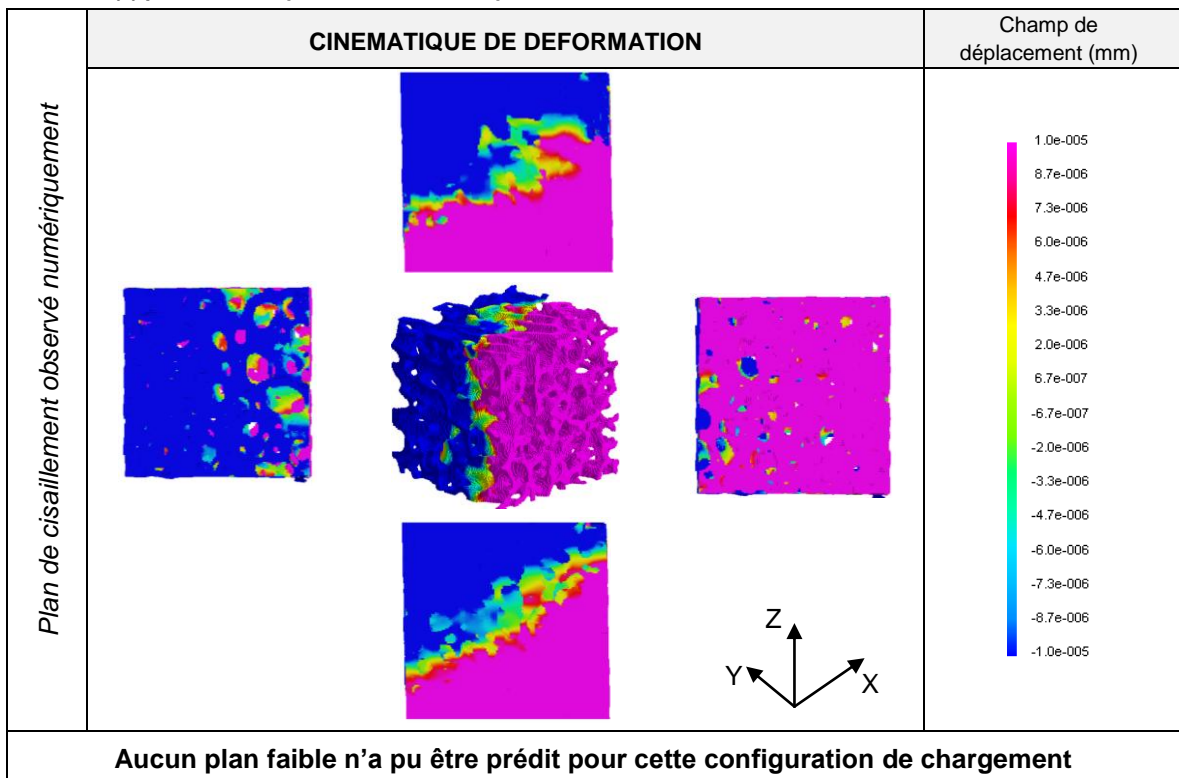
(a) prédiction du plan de cisaillement pour une sollicitation de l'échantillon dans la direction Z.



(b) prédiction du plan de cisailage pour une sollicitation de l'échantillon dans la direction X.



(c) prédiction du plan de cisaillement pour une sollicitation de l'échantillon dans la direction Y.



Les plans faibles identifiés à partir des dispersions de densités relatives spécifiques prédisent les plans de cisaillement observés, pour un chargement selon la direction X ou Z. Comme pour l'échantillon à grandes porosités, différents plans ont été obtenus. Toutefois, les différences de densités spécifiques de ces plans sont plus significatives. La présence de petites porosités au cœur de l'échantillon entraîne une modification rapide de la section résistante et donc de la densité, justifiant des différences constatées.

Toutefois, la méthode proposée n'a pas permis d'identifier le plan de cisaillement pour un chargement du spécimen dans la direction Y. Une explication réside dans la difficulté de sélectionner les points utilisés pour la construction des plans faibles. Si pour l'échantillon à grandes porosités (Figure IV.9), l'analyse des zones de dispersions des densités spécifiques facilite l'identification des zones de fortes densités (maximas et fort gradient facilement observables), la dispersion limitée des densités spécifiques, pour le cas traité ici, ne permet pas de choisir efficacement ces points. Des travaux restent donc à entreprendre pour améliorer la démarche proposée. Actuellement, la sélection des zones est réalisée manuellement, une démarche automatique par une analyse précise des gradients de densité améliorerait sensiblement la sélection des points utiles à la construction des plans faibles.

Ce paragraphe conclut la première partie de ce chapitre, dédiée à l'influence de l'architecture sur la cinématique de déformation de l'os trabéculaire. L'observation de cette cinématique par micro-tomographie a mis en évidence une localisation des déformations, se traduisant par la formation de plans de cisaillement. Une analyse poussée des densités spéci-

fiques a permis d'identifier certains de ces plans. En plus d'améliorer notre compréhension de son comportement, cette étude confirme donc les effets non négligeables de l'architecture sur les mécanismes d'endommagements de l'os trabéculaire, conduisant à son effondrement. Il convient donc maintenant de s'intéresser plus précisément aux effets de l'architecture sur le comportement mécanique de l'os spongieux.

2. Effets architecturaux sur les réponses mécaniques expérimentales

L'objectif est de confronter les propriétés architecturales des échantillons avec leurs propriétés mécaniques. Une interprétation « qualitative » est dans un premier temps menée à partir des résultats architecturaux en vue de justifier des variations mécaniques à partir des variations architecturales. Une étude « quantitative » est ensuite réalisée afin d'identifier de réels effets architecturaux sur la réponse mécanique.

2.1. Influence des variabilités architecturales inter et intra-individuelles sur le comportement mécanique de l'os spongieux

Les propriétés architecturales (Tableau IV.6) et mécaniques (Tableau IV.7) de cinq sujets différents sont comparées qualitativement, afin d'observer l'influence de paramètres architecturaux sur les propriétés mécaniques. Cette comparaison est réalisée à partir des valeurs médianes, plus représentatives dans le cas d'études avec peu d'échantillons.

Tableau IV.6 - propriétés architecturales de 5 sujets distincts.

		paramètres morphologiques				paramètres topologiques						
		BV/TV (%)	Tb.Th (mm)	Tb.n (mm ⁻¹)	Tb.Sp (mm)	Tb.Pf (mm ⁻¹)	SMI (-)	MIL ₁ (mm)	MIL ₂ (mm)	MIL ₃ (mm)	DA (-)	FD (-)
n	sujet 1	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Moyenne (±SD)		20,57 (±1,24)	0,16 (±0,012)	1,29 (±0,094)	0,52 (±0,029)	3,59 (±0,47)	1,20 (±0,057)	0,39 (±0,037)	0,33 (±0,03)	0,27 (±0,026)	1,41 (±0,07)	2,22 (±0,012)
Médiane		20,60	0,17	1,27	0,51	3,68	1,21	0,4	0,35	0,29	1,4	2,21
[min-max]		[18,96-22,38]	[0,14-0,17]	[1,18-1,43]	[0,46-0,56]	[2,88-4,15]	[1,13-1,26]	[0,33-0,42]	[0,29-0,35]	[0,24-0,29]	[1,31-1,50]	[2,21-2,23]
n		6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6
Moyenne (±SD)	sujet 3	21,07 (±5,41)	0,16 (±0,025)	1,31 (±0,20)	0,51 (±0,065)	3,86 (±1,64)	1,20 (±0,23)	0,39 (±0,066)	0,33 (±0,06)	0,28 (±0,042)	1,39 (±0,053)	2,21 (±0,0361)
Médiane		21,16	0,16	1,35	0,51	3,58	1,14	0,38	0,33	0,28	1,4	2,23
[min-max]		[14,52-27,50]	[0,13-0,19]	[1,04-1,52]	[0,43-0,58]	[2,24-6,02]	[0,99-1,52]	[0,32-0,45]	[0,27-0,43]	[0,23-0,32]	[1,30-1,45]	[2,16-2,25]
n		9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9
Moyenne (±SD)		sujet 4	16,78 (±1,01)	0,15 (±0,011)	1,13 (±0,095)	0,57 (±0,050)	4,98 (±0,63)	1,39 (±0,11)	0,35 (±0,039)	0,30 (±0,028)	0,27 (±0,023)	1,31 (±0,06)
Médiane	16,74		0,15	1,17	0,55	5,04	1,35	0,34	0,30	0,26	1,32	2,19
[min-max]	[15,23-18,26]		[0,13-0,17]	[0,93-1,21]	[0,51-0,67]	[4,18-6,04]	[1,27-1,58]	[0,29-0,42]	[0,26-0,34]	[0,24-0,31]	[1,23-1,42]	[2,17-2,20]
n	4		4	4	4	4	4	4	4	4	4	4
Moyenne (±SD)	sujet 9		20,98 (±2,41)	0,18 (±0,0083)	1,19 (±0,10)	0,61 (±0,041)	2,74 (±0,63)	1,00 (±0,16)	0,44 (±0,031)	0,38 (±0,01)	0,34 (±0,02)	1,30 (±0,015)
Médiane		20,69	0,18	1,16	0,61	2,67	1,00	0,45	0,39	0,35	1,3	2,22
[min-max]		[18,39-24,15]	[0,17-0,19]	[1,09-1,33]	[0,56-0,64]	[2,06-3,56]	[0,82-1,18]	[0,40-0,47]	[0,37-0,40]	[0,31-0,36]	[1,27-1,31]	[2,20-2,24]
n		6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6
Moyenne (±SD)		sujet 11	23,35 (±1,59)	0,19 (±0,0079)	1,25 (±0,10)	0,60 (±0,043)	2,44 (±0,37)	0,98 (±0,13)	0,54 (±0,07)	0,42 (±0,051)	0,39 (±0,042)	1,39 (±0,083)
Médiane	22,57		0,19	1,25	0,58	2,55	1,00	0,53	0,44	0,39	1,4	2,22
[min-max]	[21,98-25,46]		[0,18-0,20]	[1,10-1,37]	[0,55-0,65]	[1,97-2,78]	[0,82-1,10]	[0,46-0,62]	[0,33-0,47]	[0,33-0,44]	[1,27-1,94]	[2,20-2,24]

Chapitre IV – Effets architecturaux sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire

Tableau IV.7 - propriétés mécaniques identifiées pour ces 5 mêmes sujets.

		E_{app} (MPa)	$\sigma_{max}(app)$ (MPa)	$\epsilon_{max}(app)$ (-)	$\sigma_{moy}(app)$ (MPa)	ω (mJ)	ω_{vol} (mJ/m ³)	E_{dens} (MPa)
n		7	7	7	7	5	5	5
Moyenne (\pm SD)	sujet 1	274,17 (\pm 80,09)	5,89 (\pm 0,74)	0,038 (\pm 0,0078)	5,08 (\pm 0,84)	1525,40 (\pm 236,84)	3,18 (\pm 0,44)	268,26 (\pm 142,04)
Médiane		247,94	5,46	0,04	4,97	1609,43	3,39	276,13
[min-max]		[208,85-439,98]	[5,28-7,21]	[0,035-0,056]	[3,91-6,49]	[1147,65-1725,11]	[2,45-3,54]	[76,6-407,43]
n		4	4	4	4	4	4	4
Moyenne (\pm SD)	sujet 3	188,98 (\pm 111,3)	6,41 (\pm 4,59)	0,049 (\pm 0,0065)	5,80 (\pm 4,26)	1258,93 (\pm 1017,25)	3,81 (\pm 3,04)	58,97 (\pm 37,95)
Médiane		175,37	5,22	0,05	4,66	959,38	2,92	52,79
[min-max]		[73,70-331,46]	[2,39-12,77]	[0,0451-0,059]	[2,14-11,75]	[413,09-2703,92]	[1,27-8,11]	[21,04-109,28]
n		4	4	4	4	4	4	4
Moyenne (\pm SD)	sujet 4	144,05 (\pm 19,47)	4,09 (\pm 0,48)	0,040 (\pm 0,0034)	4,0 (\pm 0,53)	1383,17 (\pm 210,23)	2,59 (\pm 0,33)	123,57 (\pm 33,94)
Médiane		138,06	4,10	0,04	3,98	1376,36	2,57	115,65
[min-max]		[127,75-172,33]	[3,65-4,51]	[0,038-0,045]	[3,49-4,58]	[1134,24-1645,72]	[2,22-3,00]	[91,76-171,23]
n		4	4	4	4	4	4	4
Moyenne (\pm SD)	sujet 9	269,47 (\pm 31,45)	8,02 (\pm 0,77)	0,042 (\pm 0,003)	6,18 (\pm 0,96)	1209,62 (\pm 268,16)	3,96 (\pm 0,73)	57,19 (\pm 41,99)
Médiane		277,35	8,03	0,04	6,17	1203,43	3,89	42,26
[min-max]		[224,07-298,20]	[7,08-8,92]	[0,039-0,046]	[5,15-7,21]	[890,2-1541,4]	[3,16-4,90]	[25,72-118,51]
n		5	5	5	5	5	5	5
Moyenne (\pm SD)	sujet 11	242,64 (\pm 23,74)	9,98 (\pm 1,18)	0,054 (\pm 0,003)	8,13 (\pm 0,91)	3049,82 (\pm 1247,28)	5,13 (\pm 0,88)	295,19 (\pm 48,35)
Médiane		249,10	0,68	0,05	8,21	3455,70	5,01	304,64
[min-max]		[207,71-270,92]	[8,5-11,74]	[0,051-0,058]	[7,01-9,04]	[1663,81-4379,64]	[4,15-6,28]	[215,94-347,66]

Comme il s'agit de sujets différents, les propriétés du matériau constitutif des travées peuvent également être très différentes et expliquer les dispersions des propriétés mécaniques. Il doit donc y avoir une compétition entre les paramètres architecturaux et les propriétés du matériau constitutif. Toutefois, une partie des dispersions mécaniques peuvent également s'expliquer à partir des variations architecturales. Par exemple, les échantillons du sujet 3 présentent une importante variation de leurs propriétés mécaniques à l'image des dispersions observées sur les paramètres architecturaux. Les échantillons du sujet 4 se caractérisent quant à eux par de faibles densités relatives (en comparaison des densités mesurées chez les autres sujets), justifiant des faibles propriétés mécaniques obtenues expérimentalement. On retrouve ici l'effet de la densité relative, déjà mis en évidence dans plusieurs travaux [EIJ06], [LEN06].

La densité relative ne permet pas, non plus à elle seule, d'expliquer l'ensemble des variations constatées. Ainsi, les échantillons des sujets 1 et 11 présentent un module apparent médian similaire pourtant (respectivement 247,94 MPa et 242,64 MPa). Leurs densités relatives diffèrent (respectivement 20,6% et 22,57%). Il y a donc à priori, au moins, une autre propriété architecturale venant compenser ces différences de densités et permettant d'aboutir à des valeurs similaires de module. De la même manière, les échantillons des sujets 1 et 9 présentent des densités relatives médianes identiques (respectivement 20,6% et 20,69%), pourtant les différences de modules sont beaucoup plus importantes (soit respectivement 247,94 MPa et 277,35 MPa).

Des constats similaires peuvent être faits à partir des autres propriétés mécaniques. Le sujet 9 présente par exemple des propriétés mécaniques nettement supérieures à celles obtenues par les autres sujets. Or, aucune différence significative entre les paramètres morphologiques ou topologiques des différents sujets n'est constatée ; à l'exception peut être des paramètres de connectivités (Tb.Pf et SMI) supérieurs à ceux des autres sujets.

Cette première étude qualitative confirme l'influence évidente des paramètres architecturaux sur les paramètres mécaniques. Toutefois, il apparaît difficile d'identifier précisément un paramètre conditionnant les propriétés mécaniques. Une recherche quantitative, par le biais d'une matrice de corrélation, permettra donc de déterminer plus précisément, le rôle de chacun des paramètres architecturaux sur les propriétés mécaniques.

2.2. Corrélations entre les propriétés mécaniques et les propriétés architecturales

Cette étude est menée sur 24 échantillons à petites porosités dont les propriétés mécaniques et architecturales sont identifiées. Un test de Spearman est réalisé afin de distinguer toutes relations monotones positives ou négatives. Le coefficient de significativité est évalué à $p < 0,05$. Le Tableau IV.8 présente la matrice des coefficients de corrélations de Spearman établi entre les paramètres architecturaux et les propriétés mécaniques (encadré rouge), pris deux à deux. On retrouve également, les deux matrices de corrélations identifiées (encadré noir) entre les paramètres mécaniques d'une part (chapitre II), et les paramètres architecturaux d'autre part (chapitre III).

Tableau IV.8 - matrice des coefficients de corrélations de Spearman entre les paramètres architecturaux et les propriétés mécaniques.

n=24 échantillons		paramètres architecturaux											paramètres mécaniques							
		BV/TV (%)	Tb.Th (mm)	Tb.n (mm ⁻¹)	Tb.Sp (mm)	Tb.Pf (mm ⁻¹)	SMI (-)	MIL ₁ (mm)	MIL ₂ (mm)	MIL ₃ (mm)	DA (-)	FD (-)	σ_{max} (MPa)	$\epsilon_{max}(app)$ (-)	$\sigma_{moy}(app)$ (MPa)	E_{app} (MPa)	E_{dens} (MPa)	ω (mJ)	ω_{vol} (mJ/m ³)	
paramètres architecturaux	BV/TV (%)	ρ	1,00	0,81	0,68	0,04	-0,93	-0,87	0,83	0,73	0,67	0,50	0,83	0,90	0,70	0,88	0,73	0,46	0,77	0,89
		p-value	--	0,0000	0,0015	0,8753	0,0000	0,0000	0,0000	0,0004	0,0016	0,0293	0,0000	0,0000	0,0008	0,0000	0,0004	0,0497	0,0001	0,0000
	Tb.Th (mm)	ρ		1,00	0,18	0,46	-0,92	-0,90	0,94	0,92	0,88	0,27	0,52	0,94	0,63	0,96	0,83	0,44	0,72	0,94
		p-value		--	0,4654	0,0470	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0000	0,2693	0,0239	0,0000	0,0038	0,0000	0,0000	0,0567	0,0005	0,0000
	Tb.n (mm ⁻¹)	ρ			1,00	-0,64	-0,45	-0,38	0,23	0,12	0,00	0,62	0,74	0,36	0,39	0,32	0,28	0,28	0,43	0,36
		p-value			--	0,0030	0,05	0,10	0,3401	0,6114	0,9886	0,0048	0,0003	0,1265	0,0974	0,1802	0,2413	0,2506	0,0638	0,1325
	Tb.Sp (mm)	ρ				1,00	-0,28	-0,34	0,46	0,46	0,64	-0,44	-0,15	0,33	0,18	0,35	0,27	-0,02	0,04	0,31
		p-value				--	0,24	0,15	0,0497	0,0487	0,0033	0,0626	0,5328	0,1679	0,4644	0,1429	0,2569	0,9489	0,8697	0,1930
	Tb.Pf (mm ⁻¹)	ρ					1,00	0,99	-0,89	-0,86	-0,83	-0,29	-0,74	-0,94	-0,67	-0,93	-0,85	-0,36	-0,70	-0,93
		p-value					--	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,2206	0,0003	0,0000	0,0016	0,0000	0,0000	0,1284	0,0008	0,0000
	SMI (-)	ρ						1,00	-0,86	-0,84	-0,83	-0,20	-0,75	-0,90	-0,58	-0,89	-0,87	-0,30	-0,63	-0,90
		p-value						--	0,0000	0,0000	0,0000	0,4117	0,0002	0,0000	0,0008	0,0000	0,0000	0,2149	0,0036	0,0000
	MIL ₁ (mm)	ρ							1,00	0,86	0,92	0,36	0,51	0,92	0,62	0,92	0,73	0,53	0,77	0,91
		p-value							--	0,0000	0,0000	0,13	0,0261	0,0000	0,0044	0,0000	0,0004	0,0206	0,0001	0,0000
MIL ₂ (mm)	ρ								1,00	0,85	0,19	0,49	0,91	0,54	0,89	0,80	0,37	0,61	0,86	
	p-value								--	0,0000	0,43	0,0342	0,0000	0,0161	0,0000	0,0000	0,1206	0,0059	0,0000	
MIL ₃ (mm)	ρ									1,00	0,02	0,37	0,82	0,56	0,85	0,66	0,41	0,64	0,84	
	p-value									--	0,94	0,1206	0,0000	0,0136	0,0000	0,0020	0,0780	0,0033	0,0000	
DA (-)	ρ										1,00	0,33	0,32	0,34	0,28	0,11	0,46	0,48	0,27	
	p-value										--	0,1703	0,1827	0,1537	0,2413	0,6524	0,0497	0,0380	0,2569	
FD (-)	ρ											1,00	0,66	0,42	0,61	0,70	0,05	0,42	0,65	
	p-value											--	0,0019	0,0750	0,0055	0,0008	0,8473	0,0700	0,0028	
paramètres mécaniques	σ_{max} (MPa)	ρ												1,00	0,70	0,98	0,84	0,42	0,76	0,97
		p-value												--	0,0008	0,0000	0,0000	0,0726	0,0002	0,0000
	ϵ_{max} (-)	ρ													1,00	0,71	0,37	0,24	0,58	0,70
		p-value													--	0,0007	0,1138	0,3146	0,0095	0,0008
	σ_{moy} (MPa)	ρ														1,00	0,82	0,46	0,81	0,99
		p-value														--	0,0000	0,0468	0,0000	0,0000
	E_{app} (MPa)	ρ															1,00	0,14	0,50	0,82
		p-value															--	0,5715	0,0299	0,0000
	E_{dens} (MPa)	ρ																1,00	0,78	0,47
		p-value																--	0,0001	0,0422
ω (mJ)	ρ																	1,00	0,83	
	p-value																	--	0,0000	
ω_{vol} (mJ/m ³)	ρ																		1,00	
	p-value																		--	--

Pour un coefficient de corrélation $|\rho| \geq 0,8$ (en rouge), les variables corrélées présentent une forte dépendance. Pour une valeur de $0,7 \leq |\rho| \leq 0,8$ (en bleu), la dépendance des deux paramètres est moyenne. Finalement, pour une valeur de $0,6 \leq |\rho| \leq 0,7$ (valeur en vert), la relation est considérée d'intensité faible. Les qualificatifs employés (intensité forte, moyenne ou faible) ne sont utilisés qu'à des fins de comparaison, et non dans le but d'évaluer l'intensité de la relation entre deux variables.

Cette matrice met clairement en évidence l'influence des différents paramètres architecturaux sur les propriétés mécaniques. D'une part, on constate que le nombre de travées, l'épaisseur des travées ou encore le degré d'anisotropie ne permettent pas de justifier des variations mécaniques obtenues expérimentalement. D'autre part, aucun des paramètres architecturaux ici pris en compte ne permet de justifier des variations du module de densification. L'ensemble des porosités étant détruit, il n'y a donc aucune raison évidente pour laquelle les propriétés architecturales influenceraient le module de densification.

Les autres propriétés mécaniques (module apparent, déformation maximale, contraintes maximale et moyenne, énergie spécifique) se trouvent quant à elles efficacement justifiées par les paramètres architecturaux. L'ensemble de ces propriétés mécaniques se corrélient en effet à la densité relative, aux épaisseurs de travées, aux paramètres de connectivités (Tb.Pf et SMI), aux paramètres d'anisotropie (par l'intermédiaire des longueurs moyennes d'interception) ou à la dimension fractale. Dans le deuxième chapitre, nous avons montré la forte dépendance des propriétés mécaniques entre elles. D'autre part, l'ensemble des paramètres architecturaux se corrélient significativement à la densité relative. Etant donné, la dépendance de la densité relative avec les propriétés mécaniques, les résultats ici obtenus sont donc cohérents.

Afin d'approfondir l'influence des propriétés architecturales sur les propriétés mécaniques, une recherche de relations (linéaires ou non linéaires) a donc été menée entre les différents paramètres architecturaux et mécaniques, présentant une forte corrélation.

2.3. Evolution des propriétés mécaniques en fonction des propriétés architecturales

Les relations établies entre les paramètres mécaniques et les paramètres architecturaux ont été déterminées à partir de lois linéaires ou de type puissance. L'intérêt de ce type de relations est de minimiser le nombre de paramètres, facilitant leur interprétation et leur identification. L'ensemble des échantillons inclus dans cette étude étant testé expérimentalement dans la même direction, les paramètres d'anisotropie ne seront pas ici pris en compte. Les Figure IV.11 à IV.14 présentent pour chaque propriété mécanique (module apparent, contrainte maximale, contrainte moyenne, énergie spécifique), les relations identifiées avec les principaux paramètres architecturaux (BV/TV, Tb.Th, Tb.Pf et SMI).

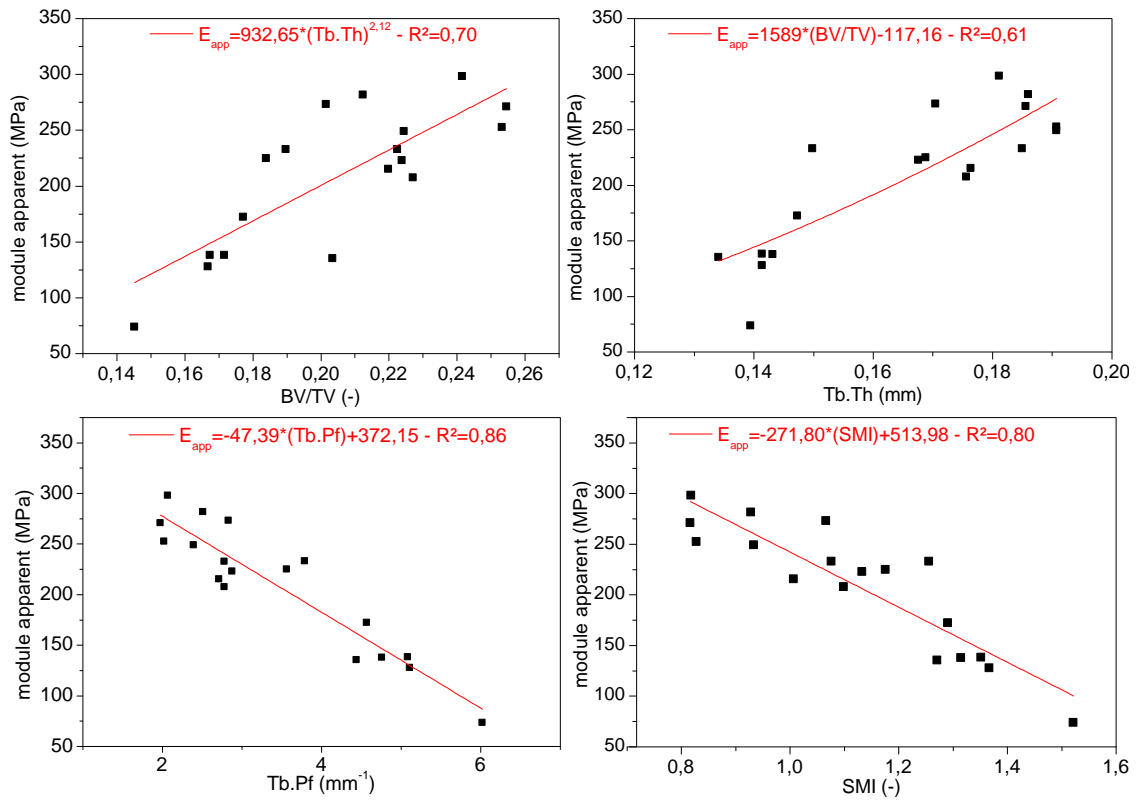


Figure IV.11 - influences des paramètres architecturaux sur le module apparent.

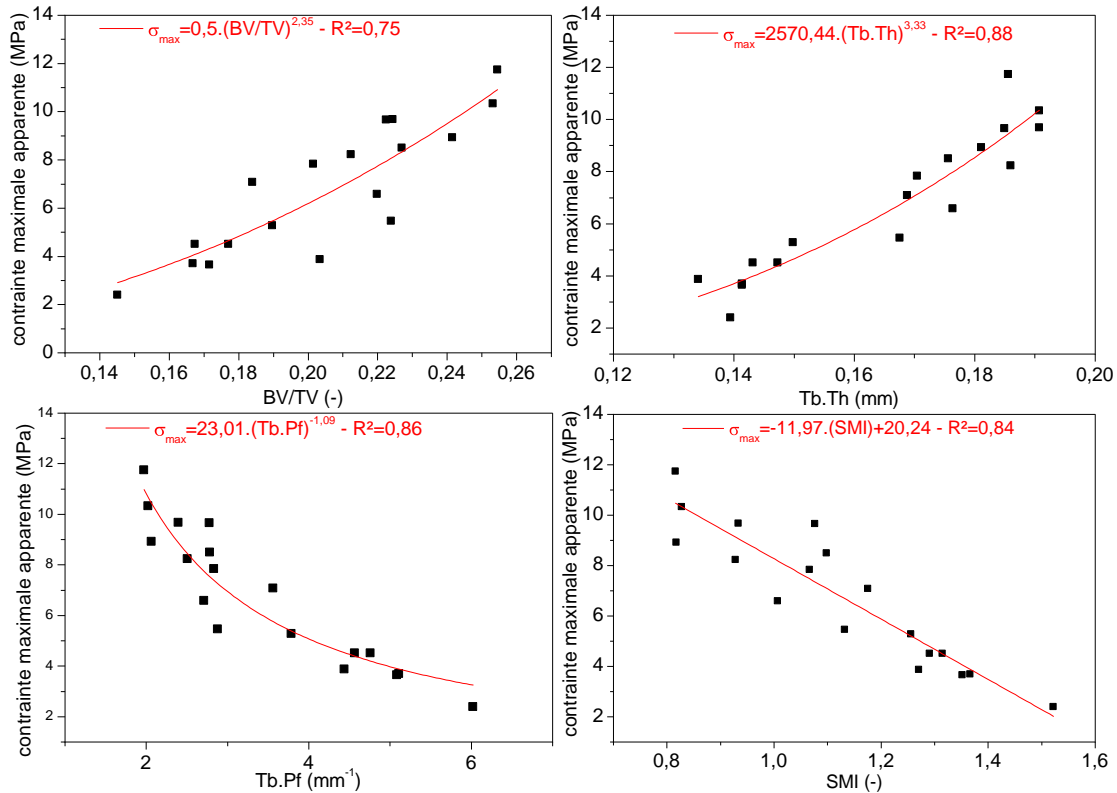


Figure IV.12 - influences de paramètres architecturaux sur la contrainte maximale apparente.

Chapitre IV – Effets architecturaux sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire

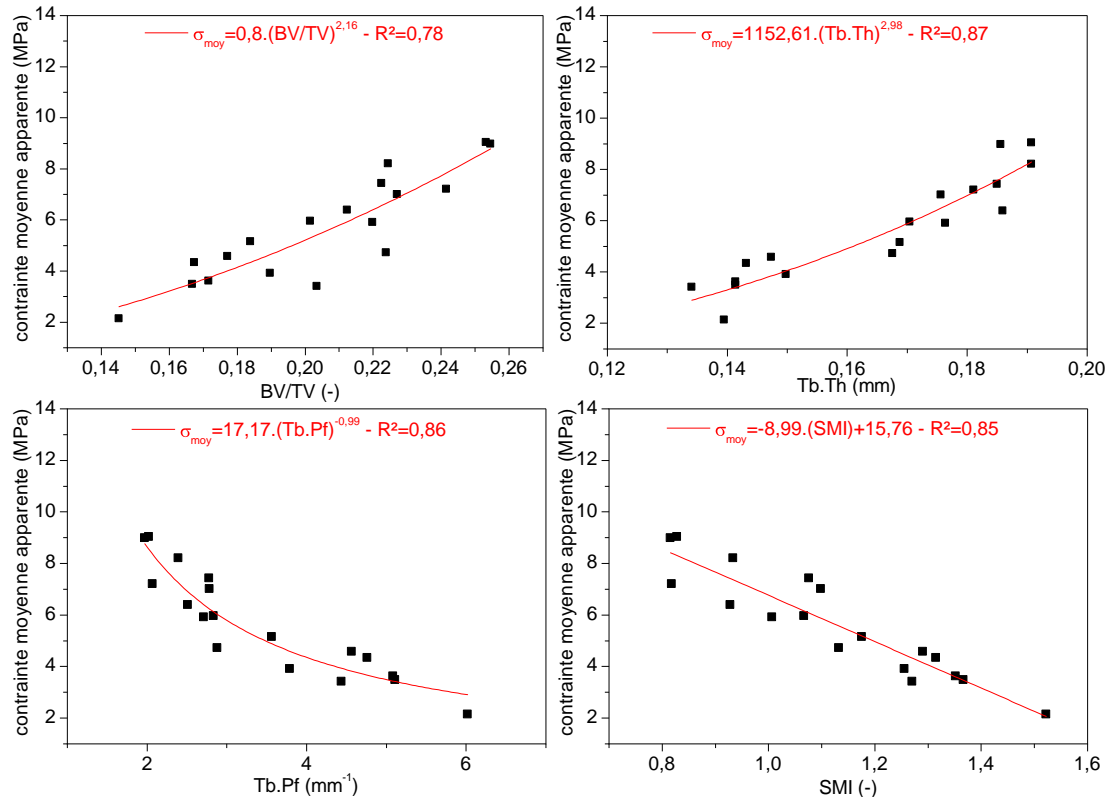


Figure IV.13 - influences de paramètres architecturaux sur la contrainte moyenne apparente.

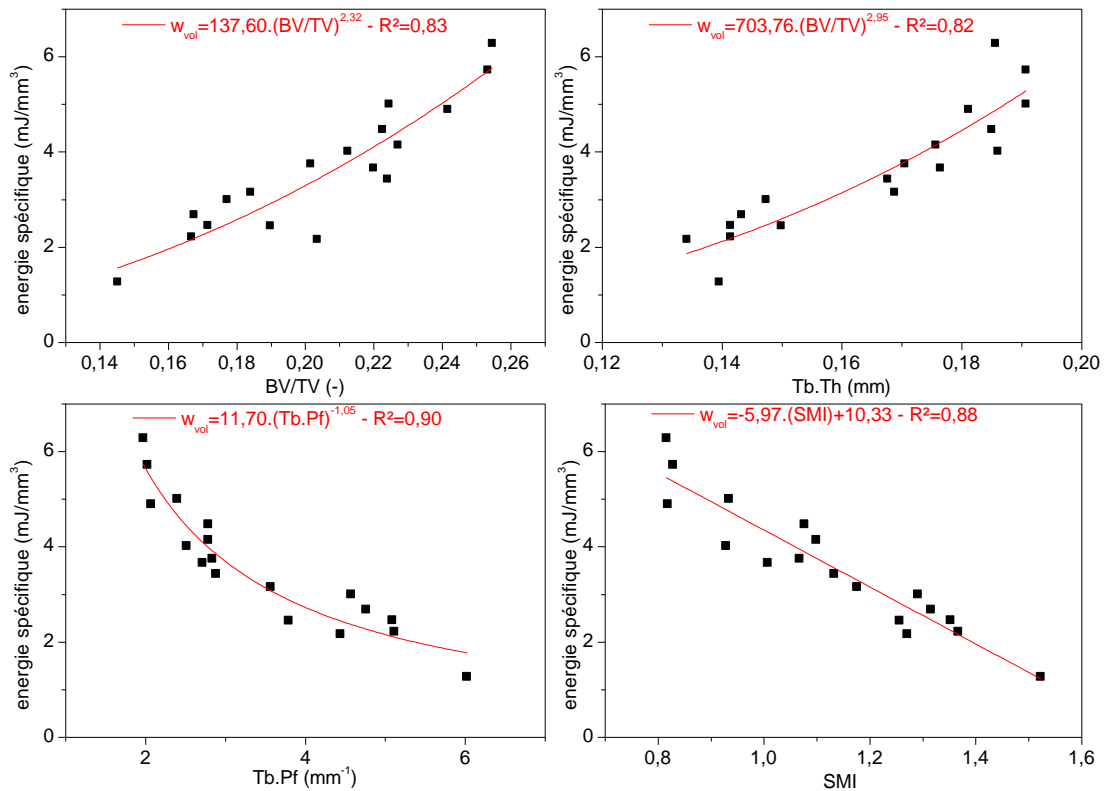


Figure IV.14 - influences de paramètres architecturaux sur l'énergie spécifique.

Comme identifié dans la littérature [GIB97], [PER08], les dispersions de modules apparents se justifient par des variations de densités relatives. Les variations des autres propriétés mécaniques (contrainte maximale, contrainte moyenne et énergie spécifique) s'expliquent également par les variations de densités relatives. Il est d'ailleurs établi que les variations de ce paramètre morphologique expliquent plus précisément les variations de contraintes maximales, contraintes moyennes et d'énergie spécifique (meilleurs coefficients de déterminations) que les variations de modules apparents.

Plus spécifiquement, il est également apparu que d'autres paramètres architecturaux justifient efficacement des variabilités mécaniques. En outre, les différentes propriétés mécaniques ici traitées se justifient par les variations de Tb.Th, de Tb.Pf ou de SMI. Ce sont notamment ces derniers paramètres qui semblent les plus adéquats dans l'explication des variations mécaniques (coefficients de détermination supérieurs à 0,80 et dans certains cas proche de 0,90). En d'autres termes, les relations établies à partir des paramètres de connectivités permettent de justifier de 80 à 90% des variations mécaniques usuellement rencontrées.

Les relations précédemment identifiées expriment judicieusement les variations mécaniques en fonction des propriétés architecturales. Elles restent toutefois spécifiques aux travaux ici menés et ne permettent pas de justifier des variations inter et intra-individuelles observées entre différents segments anatomiques (tête, fémur, scapula ...). En effet, selon la localité anatomique, les propriétés architecturales et les propriétés du matériau constitutif présentent des différences significatives ne pouvant ici être prises en compte. Le prochain paragraphe consistera donc à établir un modèle permettant de prédire des variations de paramètres mécaniques à partir des propriétés intrinsèques à l'os trabéculaire, soit son architecture (orientation, densité) et son matériau constitutif.

3. Effets architecturaux sur les réponses mécaniques numériques

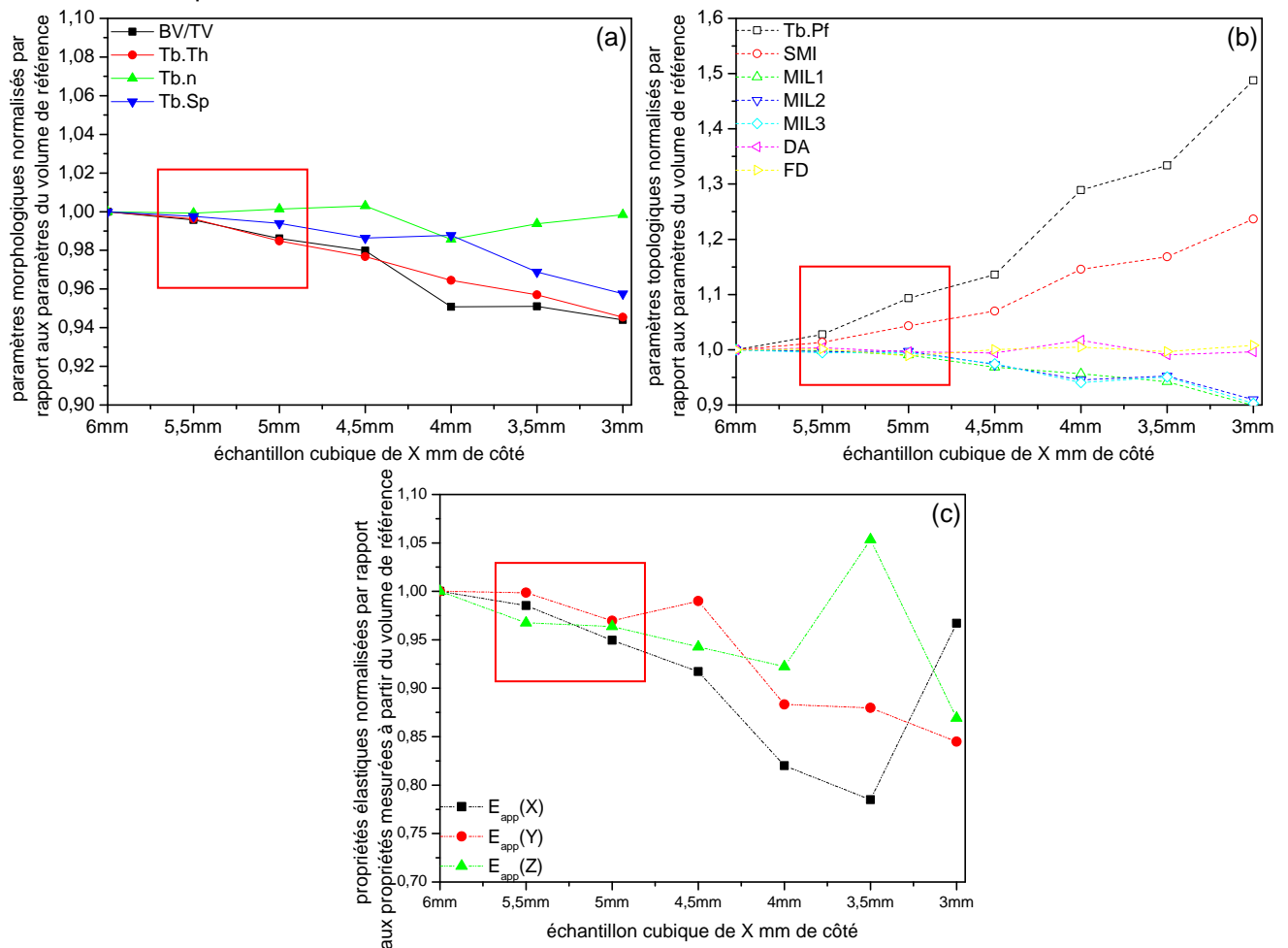
Le Volume Élémentaire Représentatif (VER) défini dans le chapitre III sera dans un premier temps validé. Il est en effet nécessaire pour aboutir à la définition d'un réel VER, de s'assurer de la conservation des propriétés architecturales pour la taille de 5 mm identifiée à partir de simulations numériques (chapitre III - paragraphe 2.2.3). L'influence des paramètres architecturaux sur les réponses Eléments Finis sera ensuite étudiée.

3.1. Identification d'un Volume Élémentaire Représentatif de l'os spongieux

L'influence des dimensions du spécimen sur les propriétés architecturales a été étudiée à partir de modélisations numériques (chapitre III). L'objectif était de faire varier le volume d'intérêt d'un même échantillon, afin d'identifier les dimensions pour lesquelles les propriétés

Chapitre IV – Effets architecturaux sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire

mécaniques ne changent pas significativement. Cette étude a été réalisée sur 4 spécimens distincts et a permis d'aboutir à un VER cubique de 5 mm de côté. Afin de valider ce Volume Élémentaire Représentatif, il s'avère néanmoins nécessaire de vérifier la conservation des propriétés architecturales pour les dimensions identifiées. La Figure IV.15 présente ainsi pour différentes dimensions du volume d'intérêt d'un même échantillon, les variations architecturales et mécaniques. A l'image de la précédente étude (chapitre III), les propriétés architecturales et mécaniques des différents volumes d'intérêt sont comparées aux spécificités obtenues à partir du volume original de l'échantillon pour lequel nous considérons les dimensions suffisamment importantes pour qu'un VER s'y trouve inscrit. Cette étude a été menée sur 4 échantillons distincts et pour chacun d'entre eux, une tendance similaire a été observée.



Pour l'ensemble des cas traités, un volume d'intérêt cubique de 5 mm de côté présente des variations des propriétés élastiques inférieures à 10%. Pour un même volume d'intérêt, les paramètres morphologiques et les paramètres d'anisotropie ont variés de 2% et les paramètres de structure ont variés de 10%. Précédemment, nous avons mis en évidence les effets non négligeables des paramètres de structure sur les propriétés mécaniques (caractérisés sous la forme d'une relation décroissante). Une telle variation ne peut être négligée. Elle engendre iné-

vitablement une variation des propriétés mécaniques pour un changement du volume d'intérêt (d'où la modification de modules apparents constatée).

Afin de minimiser les variabilités architecturales, notamment celles des paramètres de structures, il convient de définir un Volume Élémentaire Représentatif de l'os trabéculaire de 5,5 mm de côté. Dans ces conditions, on constate une variation du module inférieure à 5%, indépendamment de la direction de chargement, pour une modification des paramètres morphologiques et topologiques également inférieure à 5%.

Le Volume Élémentaire Représentatif identifié permettra, dans de prochaines expérimentations, de réduire la taille des spécimens prélevés et donc d'augmenter le nombre d'échantillons pouvant être extraits. Cette taille de VER permet également de justifier de l'étude expérimentale entreprise dans le deuxième chapitre. En effet, les essais mécaniques ont été réalisés sur des échantillons cubiques de 8 mm de côté ou sur des échantillons cylindriques de 9 mm de diamètre et 9 mm de haut. Selon la taille de VER identifié, nous sommes donc sûrs que les dimensions des échantillons prélevés étaient suffisamment importantes pour identifier un comportement mécanique représentatif de l'os trabéculaire. En outre, cette taille de VER garantit également la validité des modélisations numériques entreprises, et notamment l'étude, réalisée dans le prochain paragraphe, des effets architecturaux sur les propriétés élastiques obtenues par Eléments Finis.

3.2. Influence des paramètres architecturaux sur les propriétés élastiques obtenues par Eléments Finis

3.2.1. Effets de la densité relative

L'objectif de ce paragraphe est d'étudier l'influence de la densité relative sur le module apparent. Plutôt que de travailler sur différents échantillons, cette étude a été menée sur une même architecture. L'intérêt est de déterminer précisément les effets de la densité relative sur des échantillons à l'organisation architecturale rigoureusement identiques. L'influence identifiée sera clairement due à la densité relative, contrairement à une étude similaire sur des échantillons différents, à la distribution architecturale fortement variable. Au cours du deuxième chapitre, le seuil de segmentation s'est révélé conditionner la densité relative de l'échantillon. Sur ce principe, le seuil de segmentation des données tomographiques a donc été modifié à plusieurs reprises afin de modifier la densité relative de l'échantillon. La variation des autres paramètres architecturaux a été contrôlée et identifiée inférieure à 2%. Pour chaque seuil appliqué, une modélisation Eléments Finis de l'architecture trabéculaire a été menée, puis simulée toujours dans les mêmes conditions préalablement définies. La Figure IV.16 présente ainsi l'influence de la densité relative sur le module apparent d'une même architecture.

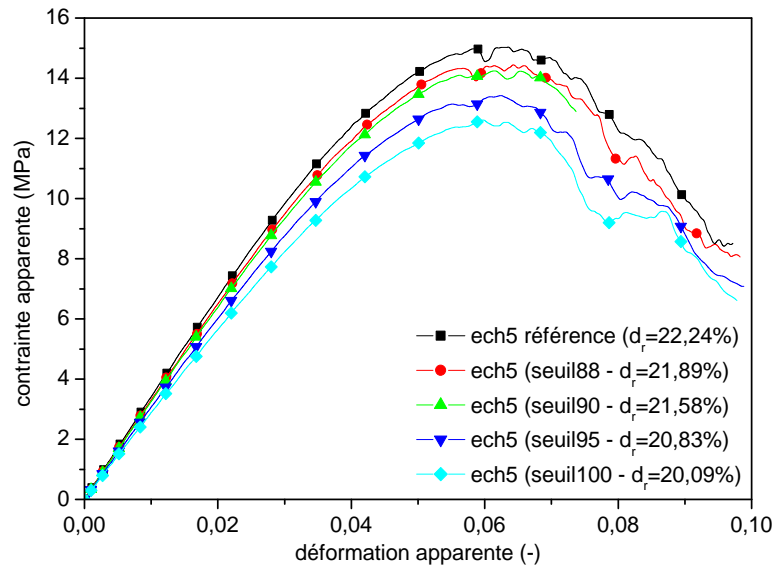


Figure IV.16 - influence de la densité relative d'un échantillon d'os spongieux sur sa réponse mécanique.

Les résultats obtenus mettent clairement en évidence une influence de la densité relative sur le module apparent. Une diminution de la densité introduit ainsi une diminution de la rigidité du spécimen, qu'il est possible de représenter aisément sous la forme d'une relation en puissance ou d'une relation linéaire (Figure IV.17). Ces résultats sont en concordance avec ceux obtenus expérimentalement, pour des échantillons à l'organisation architecturale toutefois différente.

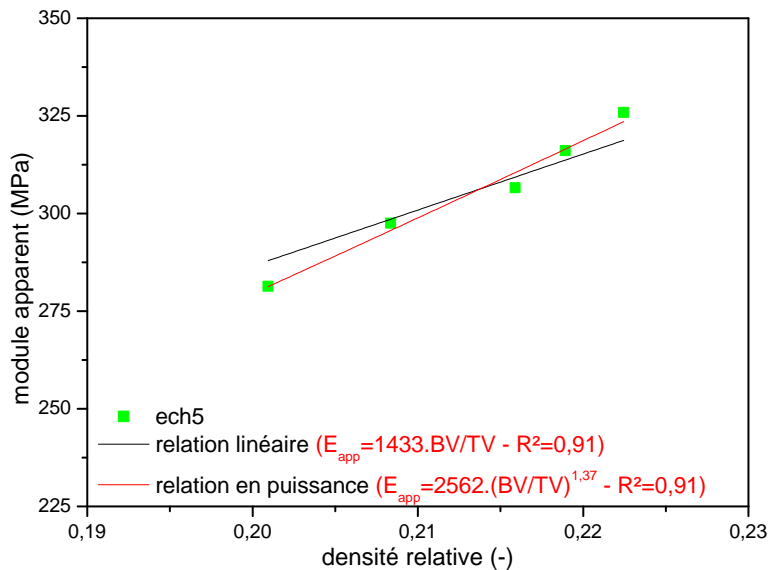


Figure IV.17 - influence de la densité relative sur le module apparent.

Cette étude a été menée sur quatre autres spécimens. L'ensemble des échantillons ont été modélisés pour différentes valeurs de densités relatives puis sollicités suivant la même direction de chargement (direction Z), à l'exception de l'échantillon 4 volontairement sollicité dans la direction Y. L'intérêt est de mettre en évidence les effets de la densité relative dans une configuration de chargement différente. La Figure IV.18 présente les variations de modules introduites par le changement de densité.

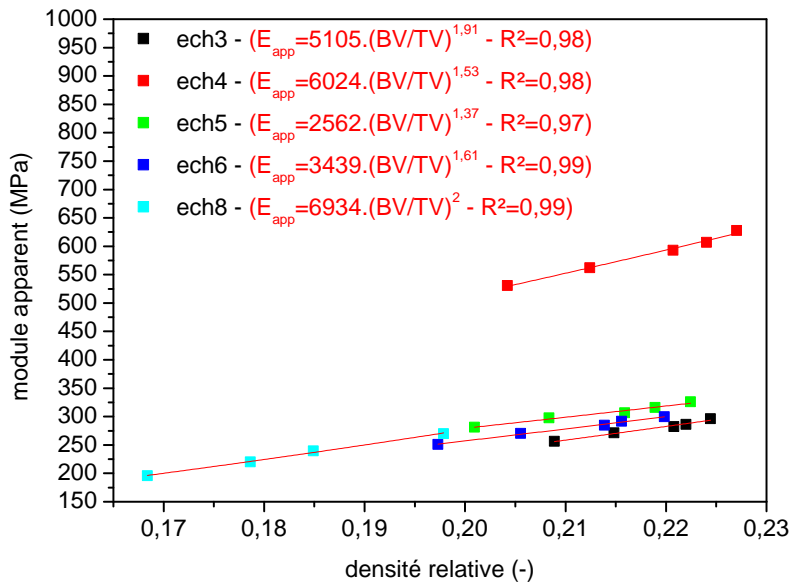


Figure IV.18 - influence de la densité relative sur le module apparent de différents échantillons.

En comparaison des résultats obtenus dans le paragraphe 2.3 de ce chapitre, les variations de densités relatives engendrent une modification similaire du module apparent (sous forme de relations linéaires ou de type puissance). Les résultats obtenus à partir des échantillons 3, 5, 6 et 8 permettent évidemment d'aboutir à une relation expliquant les variations de module pour les différentes densités. Toutefois, cette relation ne permettrait pas de prendre en compte les variations de modules observées pour l'échantillon 4, sollicité dans une direction différente. Il convient donc d'identifier un paramètre permettant de justifier des différences de comportement selon la direction de sollicitation.

3.2.2. Effets des longueurs moyennes d'interception

Nous l'avons constaté expérimentalement et numériquement, l'architecture trabéculaire introduit une modification de la réponse élastique selon la direction de sollicitation. Si la variation de densité relative explique aisément les variations de modules apparents, pour une même direction de chargement, elle n'explique pas à elle seule l'ensemble des variations, notamment selon la direction de chargement.

L'architecture trabéculaire est définie par un tenseur de Fabrication dont les valeurs et les vecteurs propres définissent un ellipsoïde représentatif de l'orientation de l'architecture. Il convient donc de déterminer si une relation peut être déterminée entre les modules apparents déterminés dans chacune des directions, et les longueurs moyennes d'interception représentatives des dimensions de cet ellipsoïde (Figure IV.19).

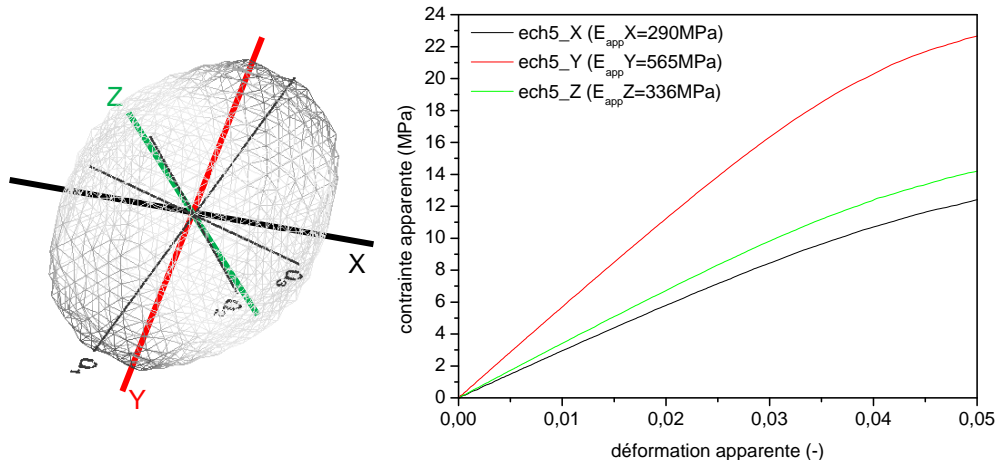


Figure IV.19 - ellipsoïde caractéristique de l'orientation du réseau trabéculaire et réponses mécaniques associées à chacune des directions principales (X, Y et Z).

Ainsi, 8 modèles Eléments Finis de différentes architectures trabéculaires ont été sollicités dans les trois directions principales de chargement. Chacun des modèles ont été alimentés par la même loi de comportement, précédemment identifiée par méthode inverse, puis simulés dans les conditions précédentes (chapitre III). Les modules apparents ont ensuite été déterminés, pour chacune des directions principales et ce pour chaque échantillon. Une recherche de relation entre les différents modules et les longueurs moyennes d'interception a ensuite été entreprise. La longueur moyenne d'interception spécifique à une direction principale de l'échantillon a été associée au module apparent mesuré dans cette même direction. La Figure IV.20 présente ainsi, l'évolution du module apparent en fonction de la longueur moyenne d'interception associée, pour les 8 échantillons.

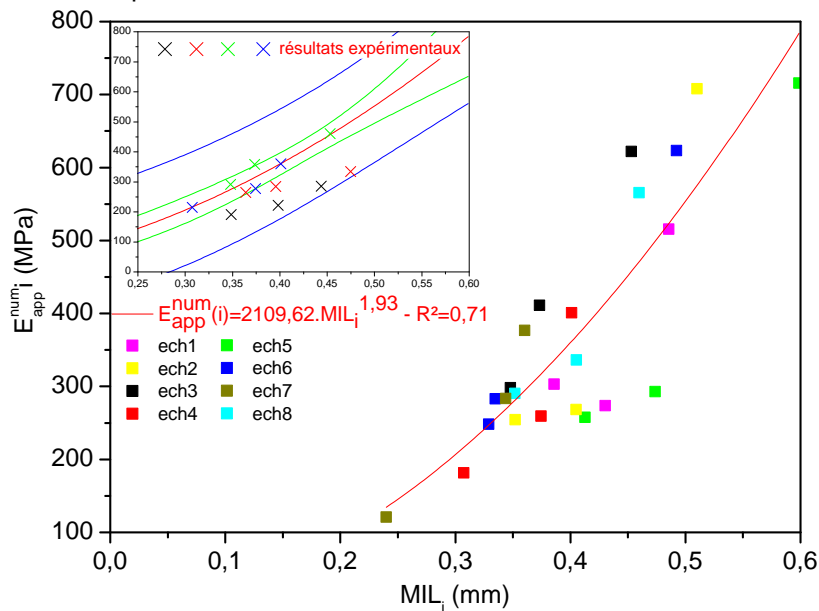


Figure IV.20 - influence des longueurs moyennes d'interception sur les modules apparents déterminés dans les directions principales (i=1,2 ou 3).

Les carrés d'une même couleur représentent les modules apparents obtenus pour un même échantillon dans chacune de ces directions principales. La longueur moyenne

d'interception la plus grande caractérise le module apparent le plus élevé pour un échantillon donné.

A partir de ces résultats, une relation entre la longueur moyenne d'interception et le module apparent associé a ainsi pu être mise en évidence. 71% des variations de modules, entre les différentes directions de chargement, se justifient par les longueurs moyennes d'interception correspondantes. Cette relation a en outre été comparée à des mesures expérimentales réalisées sur 4 échantillons distincts (figure II.15). Il est ainsi apparu que la relation mise en évidence permettait également de justifier correctement des variations de modules observées expérimentalement, toujours à partir des longueurs moyennes d'interception.

Nous avons vu précédemment que les variations de densité relative permettent d'exprimer précisément les variations de modules d'un spécimen à un autre. Il peut donc être intéressant de rechercher une relation permettant à la fois de prendre en compte la densité relative et les longueurs moyennes d'interception afin de justifier des variations de modules entre les différents échantillons sollicités ou pour un même échantillon sollicité dans les différentes directions de chargement ; en d'autres termes, une relation permettant de prendre en compte les dispersions de modules apparents dues aux variations inter et intra-individuelles.

3.2.3. Prédiction du module apparent

a. Recherche d'une relation entre le module apparent, la densité relative et les longueurs moyennes d'interception

L'objectif ici est de corrélérer le module apparent d'un échantillon à ses propriétés morphologiques et topologiques. Afin de prendre en compte toutes les corrélations fortes avec un minimum de variables à identifier, nous avons intégré les paramètres suivants :

- Les propriétés du matériau constitutif des travées, notamment par l'intermédiaire de son module élastique. Puisque l'on utilise les résultats obtenus par simulation numérique, les propriétés élastiques du matériau constitutif des travées sont ici connues (soit $E=7000$ MPa).
- La densité relative en vue de caractériser la quantité de matière dans l'échantillon. D'après les résultats obtenus dans cette thèse et dans les travaux antérieurs, l'influence de ce paramètre semble prédominante pour une direction de chargement donnée.
- Les longueurs moyennes d'interception afin de tenir compte de l'orientation du réseau trabéculaire selon la direction de chargement. Ce paramètre a été couplé aux nombres de travées en vue de définir une nouvelle variable représentant le nombre de travées dans une direction de l'ellipsoïde.
- Le Structural Model Index afin de considérer la forme des travées et notamment différencier les échantillons selon leurs porosités (grandes porosités : cellules ouvertes et fermées formées de poutres et plaques ; petites porosités : cellules ouvertes formées de poutres).

Chapitre IV – Effets architecturaux sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire

Au final, la relation identifiée doit donc inclure les variables suivantes :

$$\frac{E_{app}(i)}{E} = f(SMI, BV/TV, MIL_j, Tb.n) \quad (57)$$

Une recherche de relations linéaire et non linéaire (DATAFIT) a donc été entreprise à partir de ces différents paramètres. La relation suivante a ainsi pu être identifiée :

$$E_{app}(i) = E \cdot SMI \cdot \frac{BV}{TV} \cdot (MIL_j \times Tb.n)^{2,07} \quad R^2 = 0,83 \quad (58)$$

avec $E_{app}(i)$ le module apparent recherché dans une direction donnée (avec $i=X, Y$ ou Z),

E le module du matériau constitutif des travées (7 000 GPa dans le cas des modélisations *Eléments Finis* ici utilisées),

SMI le paramètre de structure caractérisant la forme des travées

BV/TV , la densité relative ou la quantité de matière incluse dans l'échantillon,

$MIL_j \times Tb.n$, le nombre de travées dans une direction de l'ellipsoïde (avec $j=1$ à 3).

Il est en outre possible de donner à cette relation (58), une représentation graphique (Figure IV.21) ; les points sur ces graphiques correspondent aux valeurs utilisées pour identifier la relation et la surface qui correspond au modèle de prédiction du module apparent.

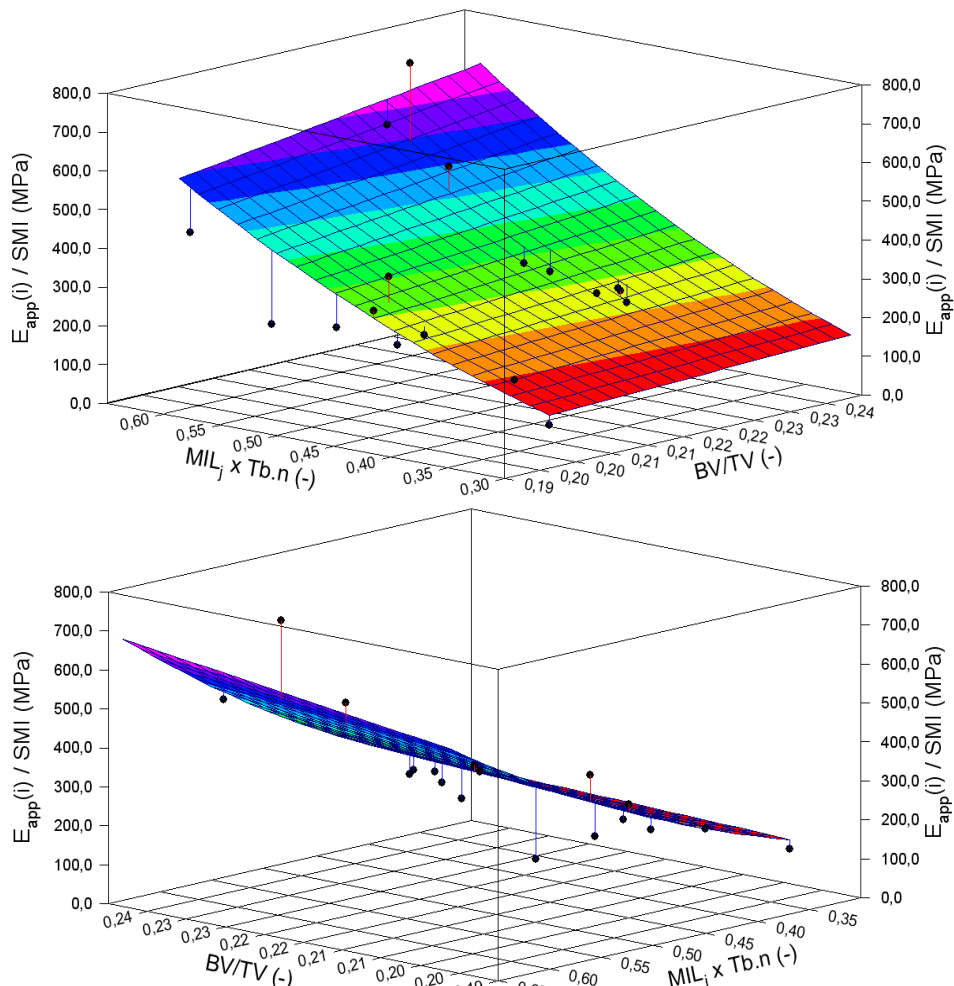


Figure IV.21 - influence des variabilités inter et intra-individuelles sur les dispersions de modules apparents ($i=X, Y, Z$ et $j=1, 2, 3$).

Il convient d'évaluer la validité de la relation (58) identifiée (à partir des résultats numériques) en l'appliquant à des résultats expérimentaux (indépendants) et de vérifier la bonne prédiction des modules apparents. D'autre part, il est nécessaire de comparer cette relation à celles reportées dans la littérature, afin de juger de sa pertinence.

b. Evaluation de la relation identifiée

- *Par rapport à des résultats expérimentaux*

L'architecture de deux échantillons a été caractérisée à partir de données tomographiques, puis chaque spécimen a été chargé élastiquement dans chacune des trois directions principales. Les propriétés architecturales ont été introduites dans la relation précédemment identifiée afin de prédire les modules apparents dans chacune des trois directions. Les résultats expérimentaux et analytiques ont ainsi été comparés afin de juger de la validité de la relation (Tableau IV.9).

Tableau IV.9 - comparaison des modules apparents déterminés analytiquement (équation 59) et des modules mesurés expérimentalement.

	SMI (-)	BV/TV (-)	MIL _j (mm)	Tb.n (1/mm)	E _{app} (prédit) (MPa)	E _{app} (MPa)	erreur relative (%)
ech3_X	0,82	0,24	0,37	1,33	328,60	358,06	-8,23
ech3_Y			0,45		491,53	460,87	6,65
ech3_Z			0,35		283,73	291,64	-2,71
ech4_X	1,07	0,20	0,31	1,18	186,36	214,47	-13,11
ech4_Y			0,40		324,04	360,23	-10,05
ech4_Z			0,37		280,74	277,31	1,24

La relation originale ici identifiée (59) permet de prédire correctement le module apparent obtenu expérimentalement, indépendamment de la direction de sollicitation de l'échantillon (erreur relative maximale de 13%). Elle prédit toutefois plus précisément les modules apparents pour une sollicitation de l'échantillon dans la direction Z (erreur relative inférieure à 5%). Cette meilleure prédiction s'explique par le fait que les propriétés du matériau constitutif des travées ont été identifiées dans cette direction de chargement. On peut donc ici y voir l'influence de l'anisotropie mécanique du matériau constitutif des travées, observée dans de précédents travaux et pas encore prise en compte dans les modélisations actuelles. Il conviendra donc de déterminer plus précisément le comportement du matériau constitutif afin d'améliorer la relation proposée.

- *Par rapport à des relations reportées dans la littérature*

Des relations entre la densité relative et le module apparent ont été identifiées, justifiant pour les auteurs des variations de modules observées. D'autre part, la différence de comportement selon la direction de chargement a également été déterminée à partir des longueurs moyennes d'interception. Dans ce cas, les relations spécifiques ont été identifiées pour chacune des directions de chargement. Le Tableau IV.10 reprend ainsi certaines de ces lois.

Chapitre IV – Effets architecturaux sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire

Tableau IV.10 - relations bibliographiques permettant de prédire le module apparent.

AUTEURS	[REF]	LOCALITE		n	RELATIONS	R ²	UNITES
Goulet et al. 1994	[GOU94]	Humain	-Tibia proximal -Fémur distal -Fémur proximal -Crête iliaque -Radius distal -Humérus proximal	104	$\text{Log}(E_{\text{app}}(11))=3,84+2,54.\text{log}(BV/TV)$ $\text{Log}(E_{\text{app}}(22))=3,76+2,61.\text{log}(BV/TV)$ $\text{Log}(E_{\text{app}}(33))=3,80+2,10.\text{log}(BV/TV)$ $\text{Log}(E_{\text{app}}(11))=4,52+4,75.\text{log}(MIL_{11})$ $\text{Log}(E_{\text{app}}(22))=5,04+5,37.\text{log}(MIL_{22})$ $\text{Log}(E_{\text{app}}(33))=4,18+4,19.\text{log}(MIL_{33})$	0,76 0,70 0,69 0,70 0,57 0,65	E _{app} (MPa) BV/TV (-) MIL _{ii} (mm)
Van Eijden et al. 2006	[EIJ06]	Condyle mandibulaire humain		-	$E_{11}=16214.(BV/TV)^{1,94}$ $E_{22}=16409.(BV/TV)^{2,15}$ $E_{33}=52104.(BV/TV)^{3,51}$	0,93 0,93 0,80	E _{app} (MPa) BV/TV (%)
Van Lenthe et al. 2006	[LEN06]	Vertèbre Humaine		42	$E_{\text{app}}=3,2113.BV/TV^{1,79}$	0,88	E _{app} (MPa) BV/TV (%)

Afin de justifier de la relation établie (58), les résultats architecturaux des deux échantillons précédemment utilisés pour validation (Tableau IV.9), ont ici servi à alimenter les lois proposées par ces auteurs. Les valeurs de modules apparents prédites par chacune de ces relations sont ensuite comparées aux modules réels expérimentaux et aux modules apparents prédits par notre loi. Le Tableau IV.11 présente les résultats de ces comparaisons.

Tableau IV.11 - validité de la relation proposée par rapport à l'existant.

	BV/TV (-)	MIL _j (mm)	E _{app} (MPa)	E _{app} (prédit) (MPa)									
				Halgrin et al. 2009	E _r (%)	van Lenthe et al. 2006	E _r (%)	van Eijden et al. 2006	E _r (%)	Goulet et al. 1994 (BV/TV)	E _r (%)	Goulet et al. 1994 (MIL)	E _r (%)
ech3_X	0,24	0,37	358,06	328,60	-8,23	959,55	167,99	355,50	-0,71	187,31	-47,69	219,50	-38,70
ech3_Y		0,45	460,87	491,53	6,65		108,20	1029,71	123,43	319,22	-30,74	548,29	18,97
ech3_Z		0,35	291,64	283,73	-2,71		229,02	773,24	165,13	141,05	-51,64	377,64	29,49
ech4_X	0,20	0,31	214,47	186,36	-13,11	694,17	223,67	188,43	-12,14	87,97	-58,98	194,69	-9,22
ech4_Y		0,40	360,23	324,04	-10,05		92,70	724,99	101,26	218,34	-39,39	329,43	-8,55
ech4_Z		0,37	277,31	280,74	1,24		150,32	524,13	89,00	118,32	-57,33	311,42	12,30

Les relations établies par le passé montrent ici clairement leurs limites. Dans le cas d'une simple relation faisant uniquement intervenir la densité relative [LEN06], il n'est possible de prédire qu'un module apparent non spécifique à une direction de sollicitation. De plus, l'erreur de prédiction introduite par sa relation est nettement supérieure à celle de notre modèle. Pour les relations identifiées par van Eijden et al. [EIJ06], prenant en compte la différence de module selon la direction de chargement par l'intermédiaire de coefficients spécifiques, il est possible de prédire correctement le module apparent dans une direction (X). Par contre, l'anisotropie n'est pas correctement modélisée puisque les modules dans les deux autres directions sont prédits avec des erreurs de l'ordre de 100%. Finalement, Goulet et al. [GOU94] proposent à partir de formes de relations distinctes de déterminer les modules apparents dans chacune des directions à partir de la densité relative ou à partir des longueurs moyennes d'interception. A la différence des études précédemment citées, elles permettent de mieux prédire les valeurs de modules, avec une erreur relative moins importante (50%).

Cette comparaison n'est certainement pas exhaustive, mais elle montre bien que la loi proposée dans cette thèse (58), basée à la fois sur des propriétés morphologiques et topolo-

giques, prédit plus efficacement les modules apparents dans les différentes directions de chargement.

Ce paragraphe conclut la dernière partie de chapitre basée sur l'exploitation des résultats numériques. Une relation originale, prenant en compte les spécificités architecturales des échantillons mais également leurs propriétés matérielles (par l'intermédiaire de leur module élastique) est ainsi établie afin de justifier des différences de modules dues aux variabilités inter et intra-individuelles.

4. Conclusions

Ce chapitre a présenté une analyse basée sur des résultats expérimentaux et numériques afin d'expliquer les variabilités inter et intra-individuelles usuellement rencontrées sur les propriétés mécaniques.

Dans une première partie, la cinématique de déformation de l'architecture trabéculaire a été étudiée. A partir d'une méthode originale, couplant les essais mécaniques à la microtomographie, la déformation de l'architecture trabéculaire a été observée au cours de son chargement élastique. Dans les premiers états de déformation, il a ainsi été mis en évidence un déplacement relatif homogène des travées. Passé une valeur critique de déformation, une différence de comportement entre la partie supérieure et la partie inférieure du spécimen, due à une localisation des déformations, a été constatée. Cette localisation amène la formation de plans de cisaillement usuellement rencontrés expérimentalement et numériquement. Leur formation a donc été étudiée et il est apparu possible (dans certains cas toutefois) de prédire leur localisation par une analyse des densités relatives spécifiques. Des travaux restent cependant à accomplir afin d'identifier exactement les plans de cisaillement indépendamment de la direction de chargement du spécimen, pour l'ensemble des cas.

Dans une seconde partie, l'influence des paramètres architecturaux sur la réponse mécanique expérimentale a été étudiée. Il a ainsi été mis en évidence l'influence non négligeable de ces paramètres. Il est en outre apparu que les variations de densités relatives expliquaient les dispersions de modules apparents mais également les dispersions de contraintes maximales, de contraintes moyennes et d'énergie spécifique. Il a toutefois été établi que les paramètres de structures et les épaisseurs de travées permettaient également de justifier efficacement des variations usuellement rencontrées sur ces propriétés mécaniques.

Finalement, la troisième partie de ce chapitre se consacre à l'étude des effets architecturaux sur les réponses numériques d'architectures trabéculaires. Dans un premier temps, un volume élémentaire cubique de 5,5 mm de côté a été validé, en accord avec les variations mécaniques dans chacune des directions mais également avec les variations architecturales. L'influence de la densité relative sur le module apparent a ensuite été déterminée pour une même architecture trabéculaire. A l'image des résultats obtenus dans de précédentes études, les variations de modules apparents sont apparues dépendantes des variations de densités.

Chapitre IV – Effets architecturaux sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire

Toutefois, il a été établi que les variations de densités relatives ne permettaient pas de justifier des différences de comportement entre les différentes directions de chargement. L'influence des longueurs moyennes d'interception, caractéristiques de l'ellipsoïde d'orientation du réseau trabéculaire, a donc été étudiée. Il est apparu que les MIL expliquent judicieusement les différences de modules entre les différentes directions de chargement. Une relation originale (59) a donc finalement été proposée afin d'expliquer les dispersions de modules apparents dues aux variabilités inter et intra-individuelles. Les longueurs moyennes d'interception, la densité relative et le module élastique du matériau constitutif des travées ont notamment été inclus dans cette relation.

Conclusions et perspectives

Conclusions

Les travaux menés dans le cadre de cette thèse ont eu pour objectif d'apporter une contribution pour réduire les limitations des modélisations virtuelles de l'être humain, dont l'utilisation pour le développement de nouveaux systèmes de sécurité automobile est croissante. De part leur complexité (multi-structure, dispersions inter et intra-individuelles), les tissus osseux constituant le corps humain nécessitent une identification rigoureuse de leur comportement mécanique. Les travaux ont porté en particulier sur l'expérimentation et la modélisation du comportement mécanique de l'os trabéculaire. La complexité architecturale et matérielle de ce tissu rend particulièrement difficile sa caractérisation mécanique.

L'état de l'art des travaux réalisés sur ce tissu osseux a permis d'appréhender les principales méthodes de caractérisation architecturale et de caractérisation mécanique. Les résultats publiés à ce jour mettent cependant en évidence l'importante dispersion des propriétés mécaniques extraites. Les conditions expérimentales, ainsi que les variabilités inter et intra-individuelles sont apparues comme les facteurs prépondérants de ces disparités. Or, les lois de comportement macroscopiques proposées dans la littérature n'intègrent pas explicitement ces facteurs de dispersion. Afin d'améliorer la compréhension du comportement mécanique de l'os trabéculaire, des expérimentations en compression et des modélisations micro Eléments Finis réalistes, basées sur les informations obtenues par imagerie, ont été entreprises. Les résultats expérimentaux et numériques, obtenus ont mis en évidence l'influence non négligeable des paramètres architecturaux sur le comportement mécanique macroscopique de l'os trabéculaire. Cette thèse a donc eu pour principal objectif d'étudier plus précisément l'influence des variabilités architecturales intra et inter-individuelles sur le comportement mécanique macroscopique de ce tissu.

Le deuxième chapitre a présenté la caractérisation expérimentale mise en place afin d'accéder aux principales propriétés mécaniques de l'os spongieux. Après une présentation détaillée du protocole d'essai mis en place, 111 échantillons d'os spongieux ont été prélevés sur des côtes de bœuf puis testés en compression axiale. Les réponses mécaniques obtenues pour l'ensemble des échantillons, se caractérisent par une cinématique de déformation répétitive (initiation de plans de cisaillement) et un comportement différentiable en 3 phases, usuellement rencontré pour les matériaux cellulaires :

- Une phase de chargement quasi-élastique,
- une deuxième phase d'effondrement structural à contrainte quasi-constante,
- une phase de densification.

Les résultats obtenus présentent, comme attendu, d'importantes disparités ; une étude des différentes variabilités intrinsèques (spécifiques aux échantillons) et des conditions expérimentales a donc été entreprise.

Il a ainsi été mis en évidence, d'une part l'existence de deux classes de géométries de porosités au sein des côtes, à l'origine d'une modification non négligeable du comportement mécanique : les grandes porosités orientées et les petites porosités. D'autre part, l'influence de la moelle présente au cœur du réseau trabéculaire a également été étudiée. Dans l'approche ici entreprise, les échantillons exploités par la suite ont toutefois été dégraissés afin de découpler les effets et d'identifier uniquement les effets architecturaux sur la réponse en compression de l'os trabéculaire. L'influence de la direction de sollicitation sur les propriétés mécaniques de l'os spongieux a également été abordée. Un comportement mécanique anisotrope, avec une rigidité privilégiée selon l'axe principal de la côte, a ainsi été mis en évidence.

Au niveau des conditions expérimentales, les conditions limites, la géométrie du spécimen et la vitesse de chargement (jusqu'à 500 mm/min) ont été étudiées sans toutefois mettre en évidence de réels effets sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire.

Au final, le contrôle des différentes sources de dispersions des réponses mécaniques a permis d'établir plusieurs résultats significatifs :

- Le pourcentage de déformation associé à la contrainte maximale apparaît quasi-constant ($\epsilon=4\%$ ($\pm 1\%$)) pour l'ensemble des échantillons testés.
- Une relation entre le module apparent (E_{app}) et la contrainte maximale (σ_{max}) a été identifiée. Si celle-ci avait déjà été mise en évidence par le passé [MEL70], [BRO80], les travaux ici réalisés ont montré que cette relation apparaissait indépendante de la géométrie des porosités et de la présence ou non de moelle.

$$\sigma_{max}(app)=0,032.E_{app} \quad R^2=0,74 \quad (49)$$

- Une relation entre la contrainte maximale (σ_{max}) et la contrainte moyenne (σ_{moy}) déterminée jusqu'à 60% de déformation, a également été identifiée.

$$\sigma_{moy}(app)=0,84.\sigma_{max}(app) \quad R^2=0,76 \quad (50)$$

- Elle n'est toutefois apparue valable que pour des échantillons à petites porosités. Aucun des travaux publiés à ce jour ne fait état d'une telle relation. La plupart des études relevées dans la littérature [LIN92] ne s'intéresse en effet au comportement de l'os trabéculaire jusqu'à la contrainte maximale (pic d'effondrement).

L'intérêt de ces premiers résultats est de pouvoir d'écrire les principales caractéristiques mécaniques de l'os trabéculaire à petites porosités jusqu'à 60% de déformation. Les relations établies rendent possible de déterminer à la fois la contrainte maximale et la contrainte moyenne à partir d'une simple mesure expérimentale des propriétés élastiques.

Le troisième chapitre présente la caractérisation numérique mise en place à partir de données micro-tomographiques. L'intérêt était d'accéder aux principales propriétés architecturales des échantillons testés mécaniquement. La segmentation de ces données, étape préalable à la caractérisation architecturale, est apparue comme un paramètre clef pour identifier les principales propriétés topologiques et morphologiques. Afin de minimiser les sources de variabilités lors du traitement des données, une segmentation automatique par la méthode d'Otsu a notamment été proposée.

Les principales propriétés architecturales de 32 échantillons ont ainsi pu être identifiées. Les résultats obtenus ont montré la dispersion limitée de ces paramètres architecturaux, au regard notamment des variations constatées sur les propriétés mécaniques. Une recherche de corrélations entre les propriétés morphologiques et topologiques a ensuite été entreprise. La densité relative est apparue comme un paramètre influençant une grande partie des paramètres architecturaux. La sensibilité des propriétés architecturales à la taille du spécimen a également été étudiée, en vue notamment de définir par la suite un Volume Élémentaire Représentatif.

Des modélisations micro Eléments Finis (en éléments hexaédriques) de l'architecture trabéculaire ont également été entreprises, toujours à partir des mêmes données microtomographiques, afin d'étudier les effets des variabilités architecturales. Suite à la validation des modèles (en termes de cinématique et de réponse globale), l'influence de l'architecture sur le comportement anisotrope préalablement caractérisé a été étudiée. Il a été montré que l'architecture contribuait à une isotropie transverse de l'os spongieux. La différence de comportement constatée entre l'expérimental et le numérique, est imputée à la loi de comportement alimentant les modèles micro Eléments Finis. Les modélisations proposées ont en effet été alimentées par une loi isotrope représentative du tissu constitutif des travées alors que des auteurs [GUO00] ont mis en évidence une différence de comportement du tissu selon la direction de sollicitation. D'autre part, l'influence de la taille du modèle sur les propriétés élastiques numériques a également été étudiée en vue de caractériser un Volume Élémentaire Représentatif de l'os trabéculaire.

Le dernier chapitre a finalement proposé de confronter les résultats expérimentaux et numériques obtenus lors des précédents chapitres afin d'identifier la contribution des effets architecturaux sur la réponse macroscopique en compression de l'os trabéculaire.

Dans un premier temps, les effets architecturaux sur la cinématique de déformation ont été étudiés. Une localisation des déformations sous la forme d'un plan de cisaillement a ainsi été constatée, lors du chargement d'un échantillon. Il est apparu possible (dans certains cas), d'expliquer la formation de ce plan à partir des variations de densités relatives spécifiques (changement brusque de sections) dans chacune des directions principales de l'échantillon.

Ensuite, l'influence des paramètres architecturaux sur les propriétés mécaniques obtenus expérimentalement a été étudiée. La densité relative (BV/TV), les épaisseurs de travées (Tb.Th) ou encore le Structural Model Index (SMI) ont été identifiés comme étant des paramètres indépendants dont la mise en relation permettrait d'expliquer les variations mécaniques usuellement rencontrées. Si des relations ont pu être identifiées, elles présentent toutefois l'inconvénient d'être spécifiques aux échantillons étudiés durant cette thèse, à l'image des relations établies par d'autres auteurs et publiées dans la littérature.

La dernière partie de ce chapitre a concerné l'analyse des effets architecturaux sur la réponse mécanique macroscopique obtenue numériquement. Un Volume Élémentaire Représentatif cubique de 5,5 mm de côté a ainsi été identifié, indépendamment de la direction de

sollicitation de l'os spongieux. Une relation originale intégrant les variabilités inter et intra-individuelles grâce aux principales propriétés intrinsèques à l'os trabéculaire (densité relative, longueurs moyennes d'interception et module d'élasticité du matériau constitutif des travées) a finalement été proposée afin de déterminer le module apparent pour une direction de charge donnée.

$$E_{app}(i) = E \cdot SMI \cdot \frac{BV}{TV} \cdot (MIL_i \times Tb.n)^{2,07} \quad R^2=0,83 \quad (58)$$

avec $E_{app}(i)$ le module apparent recherché dans une direction donnée (avec $i=1$ à 3),

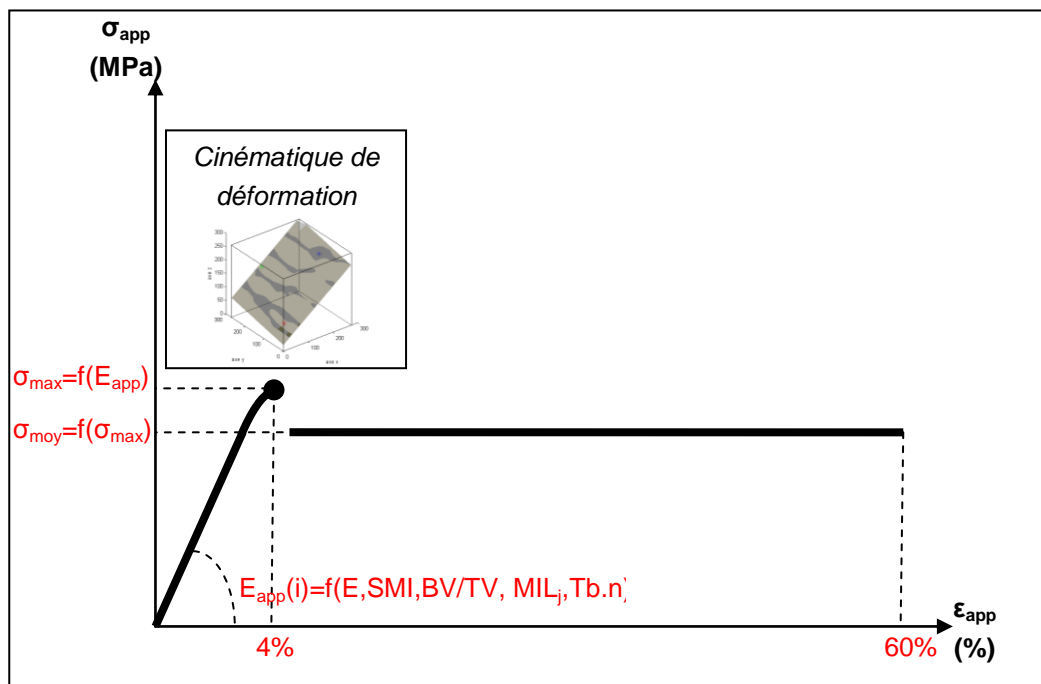
E le module du matériau constitutif des travées (7 000 GPa dans le cas des modélisations Eléments Finis ici utilisées),

SMI le paramètre de structure caractérisant la forme des travées

BV/TV , la densité relative ou la quantité de matière incluse dans l'échantillon,

$MIL_i \times Tb.n$, le nombre de travées dans une direction de l'ellipsoïde (avec $i=1$ à 3).

Au final, les différents résultats obtenus au cours de cette thèse contribuent significativement à améliorer notre compréhension du comportement mécanique de l'os trabéculaire. A partir des variabilités inter et intra-individuelles, on peut décrire les propriétés élastiques et en déduire le comportement plastique macroscopique (jusqu'à 60% de déformation) (Figure 1).



Perspectives

Afin d'aboutir à une loi de comportement de l'os trabéculaire pour la modélisation virtuelle de l'être humain, la poursuite de ces travaux est à entreprendre selon trois axes :

1^{ère} axe : expérimentation sur l'os trabéculaire

- *Comportement mécanique du tissu constitutif*

Il conviendra d'améliorer nos connaissances du comportement mécanique du tissu constitutif des travées sous sollicitations multiples. Le laboratoire a récemment fait l'acquisition d'une cellule de traction/compression sous microtomographe qui permettra d'appréhender, les mécanismes locaux d'endommagement et de rupture d'une travée en vue d'une description plus précise du comportement mécanique de ce matériau. Les résultats ainsi obtenus permettront d'améliorer les modélisations micro Eléments Finis de l'os trabéculaire, en vue d'étudier plus précisément son comportement en grandes déformations.

- *Effets de la vitesse de sollicitation*

Pour les applications de sécurité routière et d'accidentologie, il conviendra d'accroître les vitesses de chargement lors d'essais expérimentaux afin d'atteindre des vitesses de déformations caractéristiques des sollicitations rencontrées lors de chocs automobiles. Il s'agira dans un premier temps, d'identifier la gamme des vitesses de déformation rencontrées localement sur les tissus osseux traumatisés. Pour couvrir cette gamme de vitesses de déformations, les techniques expérimentales basées sur les vérins rapides et/ou les dispositifs à barres de Hopkinson pourront être envisagées [HAU09]. Dans le second cas, il conviendra toutefois d'utiliser des barres d'impédance mécanique adaptée à celle de l'os trabéculaire. Une configuration classique de barre cylindrique en polyamide (nylon) de 20 mm de diamètre est donc envisagée pour caractériser l'os trabéculaire aux grandes vitesses de sollicitations.

- *Effets de la moelle et du confinement*

Dans un segment anatomique, l'os spongieux est confiné à l'intérieur de l'os cortical et ses porosités sont remplies de moelle. Afin de mieux modéliser ces conditions, il conviendra de caractériser les effets du confinement et les effets du fluide sur un nombre significatif d'échantillons.

Sous ces conditions, il sera proposé un modèle de comportement macroscopique de l'os trabéculaire intégrant les effets d'architecture (résultats de cette thèse), le comportement mécanique précis du tissu constitutif des travées, les effets du fluide et du confinement par l'os cortical.

2^{ème} axe : la modélisation de l'os trabéculaire

- *Modélisation Eléments Finis*

Afin d'optimiser les modélisations de l'os trabéculaire (en terme de temps de simulation), une modélisation réaliste de l'architecture spongieuse peut être envisagée par des éléments poutres [LEN06], [FOL06]. Toutefois, ces éléments, actuellement disponibles dans les codes de calcul Eléments Finis, ne sont pas en mesure de décrire les phénomènes de flambement observés lors de l'écrasement de structures élancées, mais également lors de la compaction de l'architecture trabéculaire. Des éléments poutres spécifiques ont ainsi été développés au laboratoire afin de proposer un outil de modélisation simplifiée de structures automobiles [HAL08]. Il conviendra donc d'adapter cet élément afin de décrire efficacement les phénomènes de flambement observés lors de l'écrasement de l'os spongieux.

- *Modélisation micromécanique*

Une modélisation micromécanique de l'os trabéculaire, basée sur les techniques d'homogénéisation a déjà été entreprise [HEL05]. Une première étude, menée conjointement à cette thèse, a ainsi permis de développer un modèle, couplant la technique d'homogénéisation de Mori Tanaka avec la méthode des longueurs moyennes d'interception (MIL) caractérisant l'orientation du réseau trabéculaire. Ce modèle permet de prédire les propriétés élastiques de l'os spongieux [RAH09] et il conviendra de l'étendre aux grandes déformations et introduire les effets de la moelle.

3^{ème} axe : transfert à l'Homme

Une fois la méthodologie explicitée ci-dessus validée, elle sera appliquée à des échantillons prélevés sur des sujets humains. Ces travaux ouvriront la voie à d'autres verrous scientifiques qu'il faudra lever avant d'aboutir à une implémentation dans des modèles virtuels de l'être humain représentatifs de toute la population rencontrée en accidentologie :

- validation du Volume Élémentaire Représentatif identifié lors de cette thèse,
- mode de conservation des sujets humains (frais, embaumés, congelés) et influence sur la réponse mécanique,
- effet de l'âge et transfert à une population plus jeune, compte tenu que la moyenne d'âge des SHPM testés est de l'ordre de 70 ans,
- transfert à la population infantile puisque l'expérimentation sur enfants est interdite.

Références Bibliographiques

- A -

- [AKH08] R. Akhtar, M. Daymond, J. Almer, and P. Mummer. "Elastic strains in antler trabecular bone determined by synchrotron X-ray diffraction". *Acta Biomaterialia*, Vol. 4, pp. 1677–1687, 2008.
- [AMI] AMIRA. "4.1 Amira Reference Guide".
- [AMP58] R. Amprino. "Investigations on some physical properties of bone tissue". *Acta Anat*, Vol. 34, p. 161, 1958.
- [AN00] Y. H. An, W. Barfield, and R. Draughn. "chapitre 2 - Basic Concepts of Mechanical Property Measurement and Bone Biomechanics". Mechanical testing of bone and the bone-implant interface, 2000.
- [ARB08] P. Arbenz and C. Flaig. "On Smoothing Surfaces in Voxel Based Finite Element Analysis of Trabecular Bone". *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 69–77, 2008.
- [ARN05] P. Arnoux, M. Behr, L. Thollon, J. Cardot, D. Cesari, and C. Brunet. "Pedestrian lower limb injury criteria evaluation : a finite element approach". *Revue Européenne des Eléments finis*, Vol. 14 (4-5), pp. 487–515, 2005.
- [ASH82] R. Ashman, M. Donofrio, S. Cowin, and W. VanBuskirk. "Postmortem changes in the elastic properties of bone". *Trans. Orthop. Res. Soc.*, Vol. 7, p. 63, 1982.
- [AST08] V. Astier, L. Thollon, P. J. Arnoux, F. Mouret, and C. Brunet. "Development of a finite element model of the shoulder: application during a side impact". *International Journal of Crashworthiness*, Vol. 13:3, pp. 301–312, 2008.

- B -

- [BAN02] X. Banse, T. Sims, and A. Bailey. "Mechanical properties of adult vertebral cancellous bone : correlation with collagen intermolecular cross-links". *Journal of Bone and Mineral Research*, Vol. 17, pp. 1621–1628, 2002.
- [BAR70] T. Barber, J. Brockway, and C. Moffa. "Static compression testing of specimens from embalmed human skull". *Texas Reports on Biology and Medicine*, Vol. 28(4), pp. 497–508, 1970.
- [BER93] F. Bermond, M. Ramet, R. Bouquet, and D. Cesari. "A finite element model of the pedestrian Knee-Joint in lateral impact". *Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Eindhoven (Netherlands)*, pp. 117–29, 1993.
- [BEV09] G. Bevill and T. Keaveny. "Trabecular bone strength predictions using finite element analysis of microscale images at limited spatial resolution". *Bone*, Vol. 44 (4), pp. 579–584, 2009.
- [BIN02] F. Bini, A. Marinozzi, F. Marinozzi, and F. Patané. "Microtensile measurements of single trabeculae stiffness in human femur". *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, pp. 1515–1519, 2002.
- [BLA03] J. Blazy. *Comportement des mousses d'aluminium : caractérisations expérimentales sous sollicitations complexes et simulations numériques dans le cadre de l'élasto-plasticité compressible*. Thèse de doctorat, Ecole Nationale Supérieure des Mines de Paris, 2003.

- [BLA92] J. Blackburn, R. Hodgkinson, J. Currey, and J. Mason. "Mechanical properties of microcallus in human cancellous bone". *Journal of Orthopedic Research*, Vol. 10, pp. 237–246, 1992.
- [BLO] I. Bloch. "Reconstruction d'images de tomographie". *Telecom Paris - école nationale supérieure des télécommunications*.
- [BRA00] P. Braidotti, E. Bemporad, T. D'Alessio, S. Sciuto, and L. Stagni. "Tensile experiments and SEM fractography on bovine subchondral bone". *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, pp. 1153–1157, 2000.
- [BRA02] D. Brands. *Predicting brain mechanics during closed head impact - numerical and constitutive aspects*. PhD thesis, University of Eindhoven, 2002.
- [BRO80] T. Brown and A. J. Ferguson. "Mechanical property distributions in the cancellous bone of the human proximal femur". *Acta Orthop. Scand*, Vol. 51, p. 429, 1980.
- [BRO93] J. Broz, S. Simske, A. Greenberg, and M. Luttges. "Effects of rehydration state on the flexural properties of whole mouse long bones". *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 115(4A), pp. 447–449, 1993.
- [BRU99] K. Bruyère-Garnier, R. Dumas, C. Rumelhart, and M. Arlot. "Mechanical characterization in shear of human femoral cancellous bone: torsion and shear tests". *Medical Engineering & Physics*, Vol. 21, pp. 641–649, 1999.

- C -

- [CAR77] D. Carter and W. Hayes. "The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure". *The Journal of Bone & Joint Surgery*, pp. 954–962, 1977.
- [CAR80] D. Carter, G. Schwab, and D. Spengler. "tensile fracture of cancellous bone". *acta orthopaedica*, Vol. 51(1), pp. 733–741, 1980.
- [CEN99] E. Cendre, D. Mitton, J. Roux, M. Arlot, F. Duboeuf, B. Burt-Pichat, C. Rumelhart, G. Peix, and P. P.J. Meunier. "High-Resolution Computed Tomography for Architectural Characterization of Human Lumbar Cancellous Bone: Relationship with Histomorphometry and Biomechanics". *Osteoporos Int*, Vol. 10, pp. 353–360, 1999.
- [CHA06] E. Charpail. *Analyse du comportement mécanique des cotes humaines en dynamique*. Thèse de doctorat, Laboratoire de Biomécanique, 2006.
- [CHA07] F. Chaari, E. Markiewicz, and P. Drazetic. "Identification of the spongy bone mechanical behaviour under compression loads: numerical simulation versus experimental results". *International Journal of Crashworthiness*, Vol. 12(3), pp. 101–108, 2007.
- [CHO90] K. Choi, J. Kuhn, M. Ciarelli, and S. Goldstein. "The elastic moduli of human subchondral and trabecular and and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus". *Journal of Biomechanics*, Vol. 23, pp. 1103–1113, 1990.
- [CHO92] K. Choi and S. Goldstein. "A comparison of the fatigue behavior of human trabecular and cortical bone tissue". *Journal of Biomechanics*, Vol. 25(12), pp. 1371–1381, 1992.
- [COW85] S. Cowin. "The relationship between the elastic tensor and the fabric tensor". *J Mech Mater*, Vol. 4, pp. 137–147, 1985.
- [CTAN] CT-analyzer software, Structural parameters measured by Skyscan™, 2008.

- [CUR95] J. Currey, K. Brear, P. Zioupos, and G. Reilly. "Effect of formaldehyde fixation on some mechanical properties of bovine bone". *Biomaterials*, Vol. 16, pp. 1267–1271, 1995.

- D -

- [DEL07] R. Delille. *Contribution à la compréhension du comportement mécanique de l'os du crâne humain sous différents moyens de conservation et de sollicitation*. Thèse de doctorat, Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis, 2007.
- [DEM52] W. Dempster and R. Liddicoat. "Compact bone as a non-isotropic material". *American Journal of Anatomy*, Vol. 91 (3), pp. 331–362, 1952.
- [DEN09] S. Dendorfer, H. Maier, and J. Hammer. "Fatigue damage in cancellous bone : an experimental approach from continuum to micro scale". *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2, pp. 113–119, 2009.
- [DEN99] Y. Deng, W. Kong, and H. Ho. "Development of a finite element human thorax model for impact injuries studies". *Proceedings of the 43rd Stapp Car Crash Conference*, pp. 165–172, 1999.
- [DUC08] L. Duchemin, D. Mitton, E. Jolivet, V. Bousson, JD. Laredo and W. Skalli. "An anatomical subject-specific FE-model for hip fracture load prediction". *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11 (2), pp. 105–111, 2008.
- [DUP07] S. Duprey. *Modélisation en éléments finis du complexe de l'épaule et simulation de sa réponse à un choc latéral*. Thèse de doctorat, Institut national des sciences appliquées de Lyon, 2007.

- E -

- [EIJ06] T. van Eijden, P. van der Helm, L. van Ruijven, and L. Mulder. "Structural and Mechanical Properties of Mandibular Condylar Bone". *J Dent Res*, Vol. 85 (1), pp. 33–37, 2006.
- [EPP01] R. Eppinger and E. Takhounts. "SIMon Theoretical Manual". *National Highway Traffic Safety Administration.*, 2001.
- [EVA51] F. Evans and M. Lebow. "Regional differences in some of the physical properties of the human femur". *J. Appl. Physiol*, Vol. 3, pp. 563–572, 1951.

- F -

- [FOL02] H. Follet. *Caractérisation Biomécanique et Modélisation 3D par Imagerie X et IRM haute résolution de l'os spongieux humain : Evaluation du risque fracturaire*. Thèse de doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 2002.
- [FOL05] H. Follet, K. Bruyere-Garnier, F. Peyrin, J. Roux, M. Arlot, B. Burt-Pichat, C. Rumelhart, and P. Meunier. "Relationship between compressive properties of human os calcis cancellous bone and microarchitecture assessed from 2D and 3D synchrotron microtomography". *Bone*, Vol. 36, pp. 340–351, 2005.
- [FOL06] H. Follet, F. Peyrin, E. Vidal-Salle, A. Bonnassie, C. Rumelhart, and P. Meunier. "Intrinsic mechanical properties of trabecular calcaneus determined by finite-

element models using 3D synchrotron microtomography". *Journal of Biomechanics*, 2006.

- [FOR96] C. Ford and T. Keaveny. "The dependence of shear failure properties of trabecular bone on apparent density and trabecular orientation". *Journal of Biomechanics*, Vol. 29 (10), pp. 1309–1317, 1996.
- [FOR98] C. Ford and L. Gibson. "Strength asymmetry in cellular materials : an analytical model". *INT. J. Mech. Sci.*, Vol. 40 (6), pp. 521–531, 1998.
- [FRI97] L. Frich, N. Jensen, A. Odgaard, C. Pedersen, J. Sojbjerg, and M. Dalstra. "Bone strength and material properties of the glenoid". *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Vol. 6, pp. 97–104, 1997.
- [FRO69] HM. Frost. "Tetracycline-based histological analysis of bone remodeling". *Calcif. Tissue Res.*, Vol. 3, pp. 211–237, 1969.

- G -

- [GIB05] L. Gibson. "Biomechanics of cellular solids". *Journal of Biomechanics*, Vol. 38, pp. 377–399, 2005.
- [GIB85] L. Gibson. "The mechanical behaviour of cancellous bone". *Journal of Biomechanics*, Vol. 18 (5), pp. 317–328, 1985.
- [GIB97] L. Gibson and M. Ashby. *Cellular solids : structure and properties*. Cambridge University press, second Ed., 1997.
- [GOH89] J. Goh, E. Ang, and K. Bose. "Effect of preservation medium on the mechanical properties of cat bones". *Acta Orthop Scand*, Vol. 60 (4), pp. 465–467, 1989.
- [GOL83] S. Goldstein, D. Wilson, D. Sonstegard, and L. Matthews. "The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location". *Journal of Biomechanics*, Vol. 16, pp. 695–969, 1983.
- [GOL87] S. Goldstein. "The mechanical properties of trabecular bone : dependence on anatomic location and function". *Journal of Biomechanics*, Vol. 20, pp. 1055–1061, 1987.
- [GOU94] R. Goulet, S. Goldstein, M. Ciarelli, J. Kuhn, M. Brown, and L. Feldkamp. "The relationship between the structural and orthogonal compressive properties of trabecular bone". *Journal of Biomechanics*, Vol. 27, pp. 375–389, 1994.
- [GUE06] R. Guedes, J. Simoes, and J. Morais. "Viscoelastic behaviour and failure of bovine cancellous bone under constant strain rate". *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, pp. 49–60, 2006.
- [GUO00] X. Guo. "Mechanical Properties of Cortical Bone and Cancellous Bone Tissue". *Bone Mechanics Handbook - second Edition*, 2000.
- [GUO02] X. Guo and C. Kim. "Mechanical Consequence of Trabecular Bone Loss and Its Treatment: A Three-dimensional Model Simulation". *Bone*, Vol. 30 (2), pp. 404–411, 2002.

- H -

- [HAL07] J. Halgrin, F. Chaari, E. Markiewicz, and P. Drazetic. "Spongy bone mechanical behaviour under quasi static to dynamic loadings: development of an equivalent physical model". In: *Modelling of Heterogeneous Materials*, Prague (République Tchèque), 2007.

- [HAL08] J. Halgrin, G. Haugou, E. Markiewicz, and L. Rota. "Integrated simplified crash model approach dedicated to pre-design stage : evaluation on a front car part". *International Journal of Vehicle Safety*, Vol. 3 (1), pp. 91–115, 2008.
- [HAL78] M. Halawa, A. Lee, R. Ling, and S. Vangala. "the shear strength of trabecular bone from the femur, and some factors affecting the shear strength of the cement–bone interface". *Archives of Orthopaedics and Trauma Surgery*, Vol. 92, pp. 19–30, 1978.
- [HAR88] T. Harrigan, M. Jasty, R. Mann, and W. Harris. "Limitations of the continuum assumption in cancellous bone". *Journal of biomechanics*, Vol. 21 (4), pp. 269–275, 1988.
- [HAU09] G. Haugou, E. Markiewicz, and J. Halgrin. "Material responses of cortical bovine bone under compression loading using a pre-stressed Hopkinson bars set." In: 9th International Conference on mechanical and physical behaviour of material under dynamic loading, DYMAT, Bruxelles, Belgique, 2009.
- [HEL05] C. Hellmich and F. Ulm. "Drained and undrained poroelastic properties of healthy and pathological bone : A poro-micromechanical investigation". *Trans Porous Med*, Vol. 58, pp. 243–268, 2005.
- [HOD89] R. Hodgkinson, J. Currey, and G. Evans. "Hardness, an Indicator of the Mechanical Competence of Cancellous Bone". *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 7, pp. 754–758, 1989.
- [HOM04] J. Homminga, B. van Rietbergen, E. Lochmüller, H. Weinans, F. Eckstein, and R. Huiskes. "The osteoporotic vertebral structure is well adapted to the loads of daily life, but not to infrequent "error" loads". *Bone*, Vol. 34, pp. 510–516, 2004.

- | -

- [IWA01] M. Iwamoto, K. Miki, and A. King. "Development of a finite element model of the human shoulder to investigate the mechanical responses and injuries in side impact". *JSME International Journal*, Vol. Series C, vol. 44 (4), pp. 1072–1081, 2001.
- [IWA02] M. Iwamoto, Y. Kisanuki, K. Watanabe, K. Furusu, K. Miki, and J. Hasegawa. "Development of a finite element model of the total human model for safety (THUMS) and application to injury reconstruction". *Proc. 30th International Research Council on the Biomechanics of Impact*, pp. 31–42, 2002.

- J -

- [JEN90] K. Jensen, L. Mosekilde, and L. Mosekilde. "A model of vertebral trabecular bone architecture and its mechanical properties". *Bone*, Vol. 11, pp. 417–423, 1990.

- K -

- [KAB99A] J. Kabel, B. van Rietbergen, A. Odgaard, and R. Huiskes. "connectivity and the elastic properties of cancellous bone". *Bone*, Vol. 24 (2), pp. 115–120, 1999.
- [KAB99B] J. Kabel, B. van Rietbergen, A. Odgaard, and R. Huiskes. "Constitutive Relationships of Fabric, Density, and Elastic Properties in Cancellous Bone Architecture". *Bone*, Vol. 25 (4), pp. 481–486, 1999.

- [KAN04] T. Kaneko, J. Bell, M. Pejcić, J. Tehranzadeh, and J. Keyak. "Mechanical properties, density and quantitative CT scan data of trabecular bone with and without metastases". *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, pp. 523–530, 2004.
- [KAS07] M. Kasra and M. Grynepas. "On shear properties of trabecular bone under torsional loading: Effects of bone marrow and strain rate". *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, pp. 2898–2903, 2007.
- [KEA94] T. Keaveny, X. Guo, E. Wachtel, T. McMahon, and W. Hayes. "Trabecular bone exhibits fully linear elastic behavior and yields at low strains.". *Journal of Biomechanics*, Vol. 27(9), pp. 1127–1136, 1994.
- [KEL00] T. Keller and M. Liebschner. "Chapitre 11 - Tensile and Compression Testing of Bone". *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*, 2000.
- [KEY05] J. Keyak, T. Kaneko, J. Tehranzadeh, and H. Skinner. "Predicting proximal femoral strength using structural engineering models". *Clin Orthop Relat Res.*, Vol. 437, pp. 219–228, 2005.
- [KIM02] H. Kim and S. Al-Hassani. "A morphological model of vertebral trabecular bone". *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, pp. 1101–1114, 2002.
- [KLE02] S. Kleiven and W. Hardy. "Correlation of an FE model of the human head with local brain motion - Consequences for injury prediction". *Proc. of the 46th Stapp Car Crash Conf*, pp. p. 123–144, 2002.
- [KOP98] D. Kopperdahl and T. Keaveny. "Yield strain behavior of trabecular bone". *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, pp. 601–608, 1998.
- [KUH89A] J. L. Kuhn, S. Goldstein, K. Choi, M. London, L. A. Feldkamp, , and L. Matthews. "Comparison of the Trabecular and Cortical Tissue Moduli from Human Iliac Crests". *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 7, pp. 876–884, 1989.
- [KUH89B] J. Kuhn, S. Goldstein, M. Ciarelli, and L. Matthews. "The limitations of canine trabecular bone as a model for human : a biomechanical study". *Journal of Biomechanics*, Vol. 22, pp. 95–107, 1989.

- L -

- [LAD98] A. Ladd, J. Kinney, D. Haupt, and S. Goldstein. "Finite-Element Modeling of Trabecular Bone: Comparison with Mechanical Testing and Determination of Tissue Modulus". *Journal of orthopaedic Research*, Vol. 16, pp. 622–628, 1998.
- [LAR02] M. Laroussi. *Modélisation du comportement des mousses solides à porosité ouverte : une approche micromécanique*. Thèse de doctorat, Ecole Nationale des Ponts et Chaussées de Champs-sur-Marne, 2002.
- [LAS03] D. Last. *Caractérisation de l'architecture tridimensionnelle du tissu trabéculaire in vitro et in vivo par IRM*. Thèse de doctorat, Université PARIS XI, 2003.
- [LEE94] T. Lee, R. Kashyap, and C. Chu. "Building a skeleton model via 3-D medial surface/axis thinning algorithm". *Graphical models and image processing*, Vol. 56 (4), pp. 462–478, 1994.
- [LEN06] G. V. Lenthe, M. Stauber, and R. Müller. "Specimen-specific beam models for fast and accurate prediction of human trabecular bone mechanical properties". *Bone*, Vol. 39, pp. 1182–1189, 2006.
- [LEN98] M. Lengsfeld, J. Schmitt, P. Alter, and J. K. anf R. Leppek. "Comparison of geometry-based and CT voxel-based finite element modelling and experimental validation". *Med. Eng. Phys.*, Vol. 20 (7), pp. 515–522, 1998.

- [LIN76] O. Lindahl. "Mechanical Properties of Dried Defatted Spongy Bone". *Acta Orthopaedica*, Vol. 47 (1), pp. 11–19, 1976.
- [LIN82] C. Lin and M. Cohen. "Quantitative methods for micro-geometric model". *J. appl. Phys.*, Vol. 53, pp. 4152–4165, 1982.
- [LIN89] F. Linde and I. Hvid. "The effect of constraint on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens". *Journal of Biomechanics*, Vol. 22(5), pp. 485–490, 1989.
- [LIN91] F. Linde, P. Norgaard, I. Hvid, A. Odgaard, and K. Soballe. "Mechanical properties of trabecular bone : Dependency on strain rate." *Journal of Biomechanics*, Vol. 24(9), pp. 803–809, 1991.
- [LIN92] F. Linde, I. Hvid, and F. Madsen. "The effect of specimen geometry on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens". *Journal of Biomechanics*, Vol. 25, No. 4, pp. 359–368, 1992.
- [LIN93] F. Linde and H. Sorensen. "The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone". *Journal of Biomechanics*, Vol. 26, p. 1249, 1993.
- [LIZ98] E. Lizee, S. Robin, E. Song, N. Bertholon, J. Lecoz, B. Besnault, and F. Lavaste. "Development of a 3D finite element model of the human body". *Stapp Car Crash Journal - SAE 983152*, Vol. 42, pp. 115–138, 1998.
- [LOR87] W. Lorensen and H. Cline. "Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm". *ACM SIGGRAPH Computer Graphics*, Vol. 21 (4), pp. 163–169, 1987.
- [LOT91] J. Lotz, T. Gerhart, and W. Hayes. "Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur". *Journal of Biomechanics*, Vol. 24 (5), pp. 317–329, 1991.
- [LUC00] E. Lucchinetti. "Micromechanical testing of bone trabeculae - potentials and limitations". *Journal of Materials science*, Vol. 35, pp. 6057–6064, 2000.

- M -

- [MAJ98] S. Majumdar, M. Kothari, P. Augat, D. Newitt, T. Link, J. Lin, T. L. Y. Lu, and H. Genant. "High-Resolution Magnetic Resonance Imaging: Three-Dimensional Trabecular Bone Architecture and Biomechanical Properties". *Bone*, Vol. 22(5), pp. 445–454, 1998.
- [MAN98] P. Mansat, M., C. Barea, M. Hobatho, R. Darmano, and M. Mansat. "Anatomic variation of the mechanical properties of the glenoid". *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Vol. 7, pp. 109–115, 1998.
- [MEL70] J. Melvin, D. Robbins, and V. Roberts. "The mechanical behavior of the diploe layer of the human skull in compression". *Developments in Mechanics - Proceedings of the 11th Midwestern Mechanics Conferences*, Vol. 5, pp. 811–818, 1970.
- [MIT05] E. Mittra, C. Rubin, and Y. Qin. "Interrelationship of trabecular mechanical and microstructural properties in sheep trabecular bone". *Journal of Biomechanics*, Vol. 38, pp. 1229–1237, 2005.
- [MIT08] E. Mittra, C. Rubin, B. Gruber, and Y. Qin. "Evaluation of trabecular mechanical and microstructural properties in human calcaneal bone of advanced age using mechanical testing, μ CT, and DXA". *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, pp. 368–375, 2008.

- [MIT97] D. Mitton, C. Rumelhart, D. Hans, and P. Meunier. "The effects of density and test conditions on measured compression and shear strength of cancellous bone from the lumbar vertebrae of ewes". *Medical engineering & physics*, Vol. 19 (5), pp. 464–474, 1997.
- [MOR01] E. Morgan and T. Keaveny. "Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site". *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, pp. 569–577, 2001.
- [MUL95] R. Muller and P. Rügsegger. "Three-dimensional finite element modelling of non-invasively assessed trabecular bone structures". *Medical Engineering and Physics*, Vol. 17, No. 2, pp. 126–133, 1995.
- [MUL96] R. Muller and P. Rügsegger. "analysis of mechanical properties of cancellous bone under conditions of simulated bone atrophy". *Journal of Biomechanics*, Vol. 29 (8), pp. 1053–1060, 1996.

- N -

- [NAH77] A. Nahum, R. SMITH, and C. WARD. "Intracranial pressure dynamics during head impact". *21ème STAPP Car Crash, SAE N°770922*, pp. 339–366, 1977.
- [NIC97] P. Nicholson, X. Cheng, G. Lowet, S. Boonen, M. W. J. Davie, J. Dequeker, , and G. V. der Perre. "structural and material mechanical properties of human vertebral cancellous bone". *Med. Eng. Phys.*, Vol. 19(8), pp. 729–737, 1997.
- [NIE00] G. Niebur, M. Feldstein, J. Yuen, T. Chen, and T. Keaveny. "high-resolution finite element model with tissue strength asymmetry accurately predict failure of trabecular bone". *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, pp. 1575–1583, 2000.

- O -

- [OBS09] Observatoire national interministériel de sécurité routière. "Les accidents corporels de la circulation routière - les résultats de juillet 2009". Vol. n°113, 7 août 2009.
- [ODG97] A. Odgaard. "Three-Dimensional Methods for Quantification of Cancellous Bone Architecture". *Bone*, Vol. 20 (4), pp. 315–328, 1997.
- [OHM07] C. Ohman, M. Baleani, E. Perilli, E. Dall'Ara, and S. Tassani. "Mechanical testing of cancellous bone from the femoral head: Experimental errors due to off-axis measurements". *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, pp. 2426–2433, 2007.
- [OMS04] Rapport mondial sur la prévention des traumatismes dus aux accidents de la circulation - Organisation Mondiale de la Santé (2004).
- [OTS79] N. Otsu. "A threshold selection method from grey scale histogram". *IEEE Trans. on Syst. Man and Cyber*, Vol. 1, pp. 62–66, 1979.
- [OUY97] J. Ouyang, G. Yang, W. W. Q. Zhu, and S. Zhong. "Biomechanical characteristics of human trabecular bone". *Clinical Biomechanics*, Vol. 12, pp. 522–524, 1997.

- P -

- [PAMA] PAM-CRASH. "Explicit Solver Reference Manual 2009 - ESI group".
- [PAMB] PAM-OPT. "Solver Reference Manual 2009 - ESI group".

- [PAR87] AM. Parfitt, MK. Drezner, FH. Glorieux, JA Kanis, H. Malluche, PJ. Meunier, SM. Ott and RR. Recker, "Bone histomorphométrie : standardization of nomenclature, symbols and units". *Journal of Bone and Mineral Research*, Vol. 2 (6), pp 595–610, 1987.
- [PAR03] I. Parkinson and N. Fazzalari. "Interrelationships Between Structural Parameters of Cancellous Bone Reveal Accelerated Structural Change at Low Bone Volume". *Journal of bone and mineral research*, Vol. 18 (12), pp. 2200–2205, 2003.
- [PAR09] I. Parkinson, A. Badiei, and N. Fazzalari. "Effect of Variability in Image Segmentation on Quantitative Parameters from Micro-CT Analysis of Human Cancellous Bone". pp. 29–30, 2009.
- [PEL84] R. Pelker, G. Friedlaender, T. Markham, M. Panjabi, and CM.Moen. "Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone". *J. Orthop. Res*, Vol. 1, p. 405, 1984.
- [PER08] E. Perilli, M. Baleani, COhman, R. Fognani, F. Baruffaldi, and M. Viceconti. "Dependence of mechanical compressive strength on local variations in microarchitecture in cancellous bone of proximal human femur". *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, pp. 438–446, 2008.
- [PER98] D. Périé and M. Hobatho. "In vivo determination of contact areas and pressure of the femorotibial joint using non-linear finite element analysis". *Clinical Biomechanics*, Vol. 13 (6), pp. 394–402, 1998.
- [PLA94] G. Plank, M. Kleinberger, and R. Eppinger. "Finite element modelling and analysis of thorax /restraint system interaction". *ESV*, pp. 210–219, 1994.
- [POT00] L. Pothuaud, P. Porion, E. Lespessailles, C. Benhamou, and P. Levitz. "A new method for three-dimensional skeleton graph analysis of porous media: application to trabecular bone microarchitecture". *journal of microscopy*, Vol. 199, pp. 149–161, 2000.

- R -

- [RAF03] M. Raftenberg. "Response of the Wayne State Thorax model with fabric vest to a 9-mm bullet". *Army Research Laboratory*, 2003.
- [RAH09] J. Rahmoun, J. Halgrin, F. chaari, E. markiewicz, and F. Chaari. "Micromechanical modeling of the anisotropy of elastic biological composites - Theory and fundamental concepts.". In: *Proceeding of the Fourth International Conference on Multiscale Materials Modeling*, Thalasse, Florida, USA, 2009.
- [RAU07] F. Raul. *Applications des modèles éléments finis de la tête en médecine légale*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur - Strasbourg I, 2007.
- [REI06] T. Reich and A.Gefen. "Effect of trabecular bone loss on cortical strain rate during impact in an in vitro model of avian femur". *BioMedical Engineering OnLine*, Vol. 5:45, 2006.
- [RHO93] J. Rho, R. Ashman, and C. Turner. "Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurement". *Journal of Biomechanics*, Vol. 26, p. 111, 1993.
- [RHO95] J. Rho, M. Hobatho, and R. Ashman. "Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone". *Med. Eng. Phys.*, Vol. 17(5), pp. 347–355, 1995.

- [RHO97] J.-Y. Rho, T. Tsui, and G. Pharr. "Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation". *biomaterials*, Vol. 18, pp. 1325–1330, 1997.
- [RIE00] B. van Rietbergen and R. Huiskes. "Elastic Constants of cancellous bone". *Bone Mechanics Handbook - second Edition*, 2000.
- [RIE95] B. van Rietbergen, H. Weinans, R. Huiskes, and A. Odgaard. "A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical". *Journal of Biomechanics*, Vol. 28(1), pp. 69–81, 1995.
- [RIE96] B. van Rietbergen, A. Odgaard, J. Kabel, and R. Huiskes. "Direct mechanics assessment of elastic symmetries and properties of trabecular bone architecture". *Journal of Biomechanics*, Vol. 29 (12), pp. 1653–1657, 1996.
- [RIE98A] B. van Rietbergen, A. odgaard, J. Kabel, and R. Huiskes. "Relationships between Bone Morphology and Bone Elastic Properties can be Accurately Quantifie using High-Resolution Computer Reconstructions". *Journal of orthopaedic Research*, Vol. 16, pp. 23–28, 1998.
- [RIE98B] B. van Rietbergen, D. Ulrich, W. Pistoia, R. Huiskes, and P. Rügsegger. "Trabecular bone ultimate stress can be predicted from large-scale FE-analyses". *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, p. 151, 1998.
- [RUA03] J. Ruan, R. El-Jawahri, L. Chai, S. Barbat, and P. Prasad. "Prediction and analysis of human thoracic impact responses and injuries in cadaver impacts using a full human body finite element model". *Proceedings of the 47th Stapp Car Crash Conference*, pp. 299–322, 2003.
- [RUA93] J. Ruan, T. Kahlil, and A. King. "Finite element modelling of direct head impact". *Proc. of the 37th STAPP Car Crash Conf., SAE Paper 933114*, pp. p. 69–81, 1993.
- [RYA89] S. Ryan and J. Williams. "Tensile testing of rodlike trabeculae excised from bovine femoral bone". *Journal of Biomechanics*, Vol. 22(4), pp. 351–355, 1989.

- S -

- [SCH94] F. Schueler, G. Zimmer, J. Min, and R. Mattern. "Assessment of mechanical properties of the human skull-cap through basic biomechanical tests and quantitative computed tomography (QCT)". *Proceeding of the International Research Council on Biokinetics of Impact (IRCOBI)*, 1994.
- [SCH00] P. Schuster, C. Chou, P. Prasad, and G. Jayaraman. "Development and validation of a pedestrian lower limb non-linear 3D finite element model". *Proc. of the 44th Stapp Car Crash Conf. Warrendale PA (USA)*, Paper 2000–01–SC01, 2000.
- [SED65] E. Sedlin. "A rheological model for cortical bone". *Acta Orthop. Scand.*, Vol. 83 (1), 1965.
- [SED66] E. Sedlin and C. Hirsch. "Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone". *Acta Orthop Scand.*, Vol. 37, pp. 29–48, 1966.
- [SHI05] V. Shim, L. Yang, J. Liu, and V. Lee. "Characterisation of the dynamic compressive mechanical properties of cancellous bone from the human cervical spine". *International Journal of Impact Engineering*, Vol. 32, pp. 525–540, 2005.
- [SIL97] M. Silva and L. Gibson. "Modeling the mechanical behavior of vertebral trabecular bone : Effects of age-related changes in microstructure". *Bone*, Vol. 21, No. 2, pp. 191–199, 1997.

- [STA06] M. Stauber and R. Müller. "Volumetric spatial decomposition of trabecular bone into rods and plates - A new method for local bone morphometry". *Bone*, Vol. 38, pp. 475–484, 2006.
- [STI03] J. Stitzel. "The Role of Local Material Properties in Modeling Fracture Tolerance of the Human Thorax". *Virginia Polytechnic Institute and State University*, 2003.

- T -

- [TAK00] Y. Takahashi, Y. Kikuchi, A. Konosu, and H. Ishikawa. "development and validation of the finite element analysis for the human lower limb of pedestrians". *Proc. of the 44th Stapp Car Crash Conf., Warrendale PA (USA)*, paper 2000–01–CS22, 2000.
- [TEO06] J. Teo, K. Si-Hoe, J. Keh, and S. Teoh. "Relationship between CT intensity, micro-architecture and mechanical properties of porcine vertebral cancellous bone". *Clinical Biomechanics*, Vol. 21, pp. 235–244, 2006.
- [THO02] L. Thollon, M. Behr, C. Cavallero, and C. Brunet. "Finite element modelling and simulation of upper limb with radioss". *Interfnational Journal of Crashworthiness*, Vol. 7:3, pp. 269–284, 2002.
- [TRO92] X. Trosseille. *Contribution à la recherche d'une alternative au critère de tolérance cérébrale (HIC) dans un environnement automobile*. Thèse de doctorat, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris, 1992.
- [TUK77] J. Tukey. "Exploratory data analysis". Addison Wesley, 1977.
- [TUR93] C. Turner and D. Burr. "Basic biomechanical measurements of bone : a tutorial". *Bone*, Vol. 14, pp. 595–606, 1993.
- [TUR99] C. Turner, J. Rho, Y. Takano, T. Tsui, and G. Pharr. "The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques". *Journal of Biomechanics*, Vol. 32, pp. 437–441, 1999.

- U -

- [ULR98] D. Ulrich, B. van Rietbergen, H. Weinans, and P. Rügsegger. "Finite element analysis of trabecular bone structure : a comparison of image-based meshing techniques". *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, pp. 1187–1192, 1998.
- [ULR99] D. Ulrich, B. van Rietbergen, A. Laib, and P. Rügsegger. "The Ability of Three-Dimensional Structural Indices to Reflect Mechanical Aspects of Trabecular Bone". *Bone*, Vol. 25 (1), pp. 55–60, 1999.

- V -

- [VAJ00] S. Vajjhala, A. Kraynik, and L. Gibson. "A cellular solid model for modulus reduction due to resorption of trabecular bone". *journal of biomedical Engineering*, Vol. 122 (5), pp. 511–515, 2000.
- [VER06] E. Verhulp. Analyses of trabecular bone failure. PhD thesis, Technische Universiteit Eindhoven, 2006.

- [VER08] E. Verhulp, B. van Rietbergen, R. Müller, and R. Huiskes. "Indirect determination of trabecular bone effective tissue failure properties using micro-finite element simulations". *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, pp. 1479–1485, 2008.
- [VIC98] M. Viceconti, L. Bellingeri, L. Cristofolini, and A. Toni. "A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs". *Med Eng Phys.*, Vol. 20 (1), pp. 1–10, 1998.

- W -

- [WAL97] H. Walter, F. Lbath, D. Mitton, E. Cendre, and C. Rumelhart. "Three-dimensional finite element modelling of the mechanical behaviour of human vertebral cancellous bone". In: *Third International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, pp. 331–338, 1997.
- [WEA66] J. Weaver. "The microscopic hardness of bone". *J Bone Joint Surg Am*, Vol. 48, pp. 273–288, 1966.
- [WYK98] E. Wykowski, R. Sinnhuber, and H. Appel. "Finite element model of human lower extremities in a frontal impact". *Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Göteborg (Sweden)*, pp. 101–116, 1998.

- Y -

- [YAN96] J. Yang, A. Wittek, and J. Kajzer. "Finite element model of the human lower extremity skeleton system in a lateral impact". *Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Dublin (Ireland)*, pp. 377–388, 1996.
- [YEH99] C. Yeh and T. Keaveny. "Biomechanical effects of intraspecimen variations in trabecular architecture : a three-dimensional Finite Element Study". *bone*, Vol. 25 (2), pp. 223–228, 1999.
- [YOU05] S. Youssef, E. Maire, and R. Gaertner. "Finite element modelling of the actual structure of cellular materials determined by X-ray tomography". *Acta materialia*, Vol. 53, pp. 719–730, 2005.

- Z -

- [ZHA01] L. Zhang, K. King, R. Dwarampudi, K. Omori, T. Li, W. Hardy, T. Khalil, and A. King. "Recent advances in brain injury research: a new human head model development and validation". *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 45, p. 375, 2001.
- [ZYS94] P. Zysset. *A constitutive law for trabecular bone*. PhD thesis, Ecole polytechnique fédérale de Lausanne, 1994.

Annexes

A.1 - Rappels d'anatomie : le squelette

Le squelette humain se compose de 206 os supportés par des ligaments, des tendons, des muscles et du cartilage. Il assure le maintien du corps et la protection des organes. Son organisation spécifique ainsi que sa complexité à différentes échelles d'observation dotent le squelette de propriétés particulièrement intéressantes.

1. Echelle macroscopique

Le squelette se différencie en deux catégories :

- Une partie axiale constituée des 80 os situés le long d'une ligne verticale allant du sommet de la tête jusqu'aux pieds (os de la tête, osselets de l'ouïe, os hyoïde, côtes, sternum et os de la colonne vertébrale),
- une partie appendiculaire constituée des 126 os restants et comprenant l'ensemble des os reliés au « squelette axial » (membres supérieurs et inférieurs, ceinture scapulaire et ceinture pelvienne).

La forme spécifique des os permet de les classer en quatre catégories : les os longs, les os courts, les os plats et les os irréguliers. Les os longs (fémur ou tibia) présentent une de leurs dimensions nettement plus grande que les deux autres. Ils se composent d'un corps (la diaphyse) et de deux extrémités (les épiphyses) reliés entre eux par la métaphyse. Les os courts (os du poignet) ont leurs trois dimensions sensiblement identiques. Les os plats (côtes, scapula ou os du crâne) ont une de leurs dimensions nettement plus petite que les deux autres. Les os irréguliers (vertèbres) composent la dernière catégorie. Leur complexité géométrique ne permet pas de les classer dans l'une des trois autres catégories.

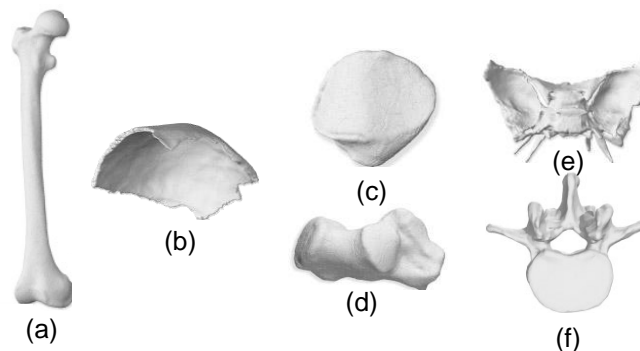


Figure A.1.1 - Les différentes géométries d'os.

(a) os long (fémur) ; (b) os plat (os du crâne) ; (c, d) os courts (rotule ou calcanéum) ;
(e, f) os irréguliers (os sphénoïde de la base du crâne ou les vertèbres)

2. Echelle mésoscopique

Classiquement, les os se composent d'une membrane fibreuse (le périoste), de tissus osseux (os cortical et os spongieux) et d'un fluide (la moelle) remplissant les cavités internes de l'os.

Le périoste constitue la membrane vascularisée recouvrant l'os sur toute sa surface, à l'exception des zones cartilagineuses et des os du crâne. Le périoste apporte les nutriments nécessaires à la régénération des os, par l'intermédiaire de vaisseaux sanguins. Il facilite le remaniement osseux en servant de membrane de confinement pour le dépôt de nouvelles cellules osseuses.

Deux types de tissus osseux se distinguent au sein du squelette, d'une part l'os cortical et d'autre part l'os trabéculaire. L'os cortical (ou os compact) constitue la partie périphérique des os. C'est un tissu dense (95% de son volume est occupé par la matrice osseuse), dur et très résistant, dont l'épaisseur varie selon l'os considéré. L'os trabéculaire (ou os spongieux) constitue la partie interne de l'os. Ainsi appelé en raison de sa structure cellulaire, l'os trabéculaire est formé d'un lacis tridimensionnel de travées, délimitant un labyrinthe d'espaces intercommunicants. L'orientation des travées dépend essentiellement des lignes de forces auxquelles est soumis l'os. On le retrouve dans l'épiphyse des os longs, et au cœur des os courts, plats ou irréguliers.

La moelle osseuse est la substance fluide située dans la diaphyse des os longs ou dans les cavités de l'os trabéculaire. Elle assure la production des différentes cellules sanguines (globules blancs, globules rouges et plaquettes).

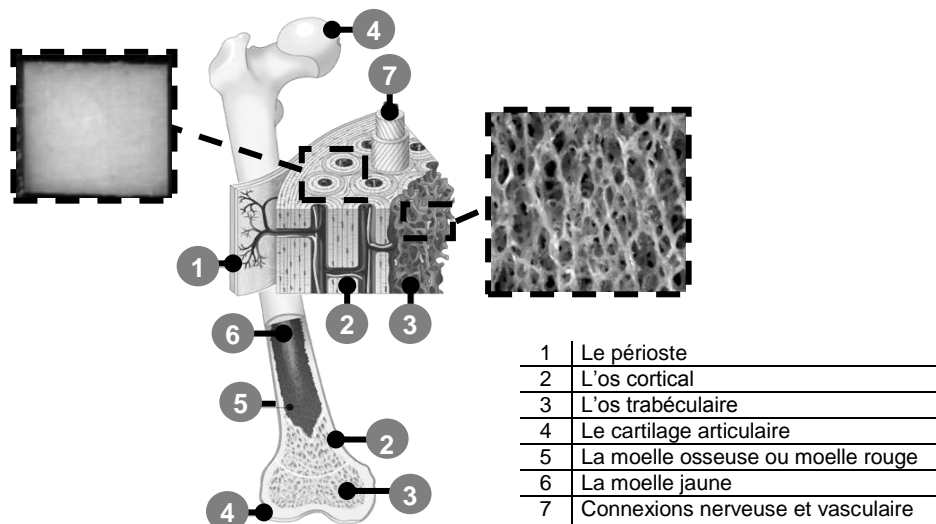


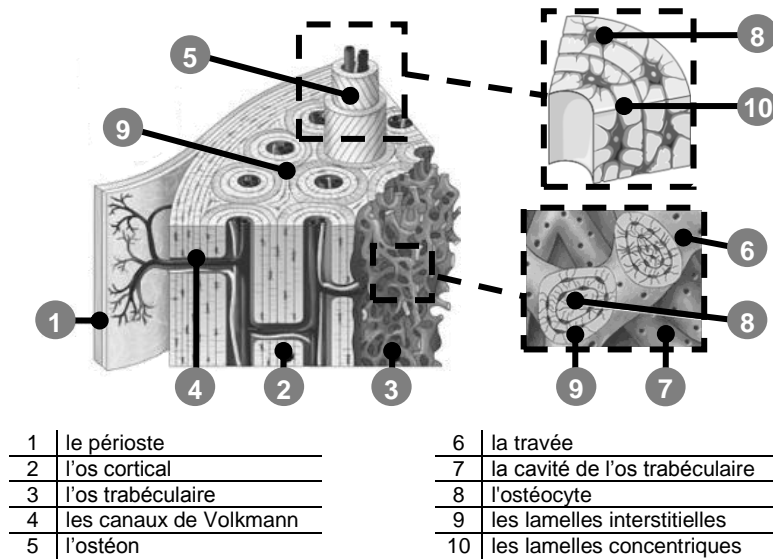
Figure A.1.2 - description mésoscopique d'un os long.

3. Echelle microscopique

L'os cortical se compose d'unités appelées ostéons ou systèmes de Havers, parallèles à l'axe longitudinal de l'os. De forme allongée, un ostéon est constitué d'un canal central (canal haversien) entouré de plusieurs couches concentriques de matrice osseuse (lamelles). Entre ces lamelles se trouvent de petites espaces (les lacunes) contenant les ostéocytes nécessaires

au renouvellement de la matrice osseuse. Entre chaque ostéon, des lamelles interstitielles, fragments d'ostéons partiellement détruits lors d'un remaniement osseux, occupent l'espace. Les canaux haversiens conduisent les vaisseaux sanguins et les fibres nerveuses alimentant chaque ostéon. Perpendiculairement à l'axe de l'ostéon, des canaux dits de Volkmann assurent les connexions nerveuses et vasculaires entre le périoste et les canaux haversiens.

A la différence de l'os cortical, l'os spongieux ne contient pas d'ostéons. Il est constitué de lamelles interstitielles formant une trame irrégulière de minces colonnes de tissu osseux appelées travées ou trabécules osseuses. A l'intérieur de chaque trabécules se trouve des ostéocytes, logés dans des lacunes.



1	le périoste
2	l'os cortical
3	l'os trabéculaire
4	les canaux de Volkmann
5	l'ostéon

6	la travée
7	la cavité de l'os trabéculaire
8	l'ostéocyte
9	les lamelles interstitielles
10	les lamelles concentriques

Figure A.1.3 - description microscopique d'un os.

4. Constitution cellulaire et chimique

L'os est un tissu conjonctif, c'est-à-dire qu'il se compose d'une matrice extracellulaire et de cellules. Il contient à la fois des constituants organiques et des constituants inorganiques (respectivement 35% et 65%). Les constituants organiques sont les cellules (ostéoblastes, ostéocytes et ostéoclastes) à l'origine du renouvellement osseux. Le tissu est élaboré par les ostéoblastes, renouvelé par les ostéocytes et détruit par les ostéoclastes. La partie organique de la matrice est représentée par le matériau ostéoïde, représentant environ un tiers de la matrice osseuse ; il comprend des protéoglycanes, des glycoprotéines et des fibres collagènes, substances secrétées par les ostéoblastes. Le collagène détermine la structure de l'os et lui confère sa flexibilité. Les fibres de collagènes sont orientées suivant une même direction. Toutefois d'un ostéon à l'autre, l'orientation de ces fibres peut être différente. Les constituants inorganiques de la matrice osseuse sont les hydroxyapatites ou sels minéraux, composés en grande partie de phosphate tricalcique (phosphate de calcium), de carbonate de calcium et en petites quantités, de fluorures, de sulfates et de chlorures. Les sels de calcium se présentent sous la forme de cristaux situés à l'intérieur et autour des fibres de collagènes de la matrice extracellulaire. Leur présence assure la dureté de l'os. La combinaison de ces éléments organiques et inorganiques dans la matrice permettent à l'os d'être extrêmement résistant sans pour autant être fragile.

A.2 - Codages des lésions : l'échelle AIS

(Abbreviated Injury Scale)

L'essor des études étiologiques des blessures faisant suite à un Accident sur la Voie Publique (AVP) a entraîné la mise en place de systèmes de codification standardisés par type et par gravité des lésions. Depuis les années 60, plusieurs échelles des blessures ont vu le jour selon le segment anatomique ou la description des lésions. Dans le domaine de la biomécanique des chocs, l'AIS est couramment utilisée depuis 1976. Régulièrement remanié afin d'être le plus représentatif des lésions constatées (dernière version : Abbreviated Injury Scale 2005), son codage repose sur l'anatomie des blessures au sein d'un segment corporel et sur le risque vital lié aux lésions, variant de 1 (blessure mineure) à 6 (blessures maximales).

Tableau A.2.1 - échelle de mesure AIS.

Score AIS	GRAVITE
0	Aucune
1	Mineure
2	Modérée
3	Sérieuse
4	Sévère
5	Critique
6	Maximale

La classification AIS est répartie en neuf régions anatomiques : la tête, la face, le cou, le thorax, l'abdomen et le bassin, la colonne vertébrale, les membres supérieurs, les membres inférieurs et les lésions externes. Pour chacune de ces régions, les lésions de chaque type de structure anatomique (zone entière, vaisseaux, nerfs, organes internes, squelette) sont classées et codifiées selon l'échelle précédemment décrite. Le Tableau A.2.2 présente les lésions et scores AIS associés pour une liste non-exhaustive d'os du squelette.

Tableau A.2.2 - classification AIS pour différentes localités anatomiques du squelette

AIS	CRANE	THORAX	MEMBRES SUPERIEURS	MEMBRES INFERIEURS
1		1 côte fracturée		fracture de l'orteil
2	fracture fermée non déplacée de la voûte crânienne	2-3 côtes fracturées, fracture du sternum	fracture de l'acromion, du carpe ou métacarpe, de la clavicule, de l'Humérus, de la main ou des doigts, du cubitus, de l'omoplate et/ou du radius	fracture du péroné, du calcaneum, du tibia, du métatarse ou tarse, de la rotule, du pied ou de l'astragale, fracture fermée du bassin, fracture ouverte /déplacée/multi-fragmentaire du péroné, amputation ou écrasement de l'orteil

AIS	CRANE	THORAX	MEMBRES SUPERIEURS	MEMBRES INFERIEURS
3	lésion par pénétration superficielle (< 2cm de profondeur), fracture ouverte de la voûte crânienne avec enfoncement inférieur à 2 cm, fracture de la base du crâne avec ou sans perte de liquide céphalo-rachidien (LCR)	plus de 4 côtes fracturées dont 2 à 3 avec hémato et/ou pneumothorax, fracture d'un volet thoracique sans contusion pulmonaire	fracture ouverte / déplacée / comminutive de l'Humérus, du cubitus ou du radius	fracture ouverte /déplacée / multi-fragmentaire du péroné, fracture du fémur, fracture de l'articulation sacro-iliaque, fracture de la symphyse pubienne, fracture ouverte / déplacée / multi-fragmentaire du tibia, fracture ouverte / déplacée / multi-fragmentaire du bassin
4	fracture complexe (ouverte avec tissu cérébral déchiré ou apparent, ou avec perte de tissu cérébral, comminutive, en anneau, en charnière) de la base du crâne, fracture complexe (ouverte, avec tissu cérébral déchiré ou apparent, ou perte de tissu cérébral) de la voûte crânienne avec enfoncement inférieur à 2 cm, fracture de la voûte crânienne avec enfoncement important (larges zones d'enfoncement supérieures à 2cm)	fracture de 3 côtes de chaque côté, fracture d'un volet thoracique avec contusion pulmonaire, plus de 4 côtes fracturées avec hémato et/ou pneumothorax		déformation importante et déplacement du bassin en association avec une rupture vasculaire ou un hématome rétro-péritonéal majeur (perte de sang < 20% en volume)
5		Fracture de 3 côtes de chaque côté avec hémato et/ou pneumothorax, fracture bilatérale des volets thoraciques		déformation importante et déplacement du bassin en association avec une rupture vasculaire ou un hématome rétro-péritonéal majeur (perte de sang > 20% en volume)

A.3 - Les mannequins de chocs

1. Les mannequins de choc frontaux

Issu des premières générations de mannequin (Hybrid I & II mises au point par la General Motors), le mannequin Hybrid III a été spécialement développé pour des chocs frontaux. Il est à ce jour décliné en trois versions adultes et trois versions enfants, différenciables par leurs poids et leurs tailles :

- L'Hybrid III 50ième percentile, représentatif de 50% de la population masculine (1m75 pour 78 kg),
- l'hybrid III 95ième percentile, dont 95% de la population masculine est en dessous de ses caractéristiques (1m85 pour 101 kg),
- l'hybrid III 5ième percentile, dont 5% de la population féminine est en dessous de sa taille (1m50 pour 49 kg),
- l'hybrid III 10 ans, représentatif d'un enfant de 10 ans pesant 35 kg,
- l'hybrid III 6 ans, représentatif d'un enfant de 6 ans pesant 23,5 kg,
- l'hybrid III 3 ans, représentatif d'un enfant de 3 ans pesant 15,5 kg.

La tête de ces mannequins, faite d'aluminium et recouverte de vinyle, se compose d'un accéléromètre tri-axe mesurant les accélérations et les décélérations subies par l'encéphale. Le cou, composé d'un assemblage de cylindres en aluminium et en vinyle (assimilable à un ressort/amortisseur), analyse les torsions, flexions et tensions subies lors de la projection du crâne lors d'un impact. Le thorax, constitué de côtes en acier, se compose de capteurs enregistrant à la fois la déflexion thoracique et la vitesse d'enfoncement correspondante. Le bassin, en position assise, est fait d'aluminium recouvert d'une peau en vinyle. Des accéléromètres sont intégrés afin de suivre son déplacement lors d'un impact. Les efforts transitant dans les fémurs lors d'un impact sont également mesurés. Suite à un choc, les sollicitations de divers segments anatomiques peuvent ainsi être analysées.

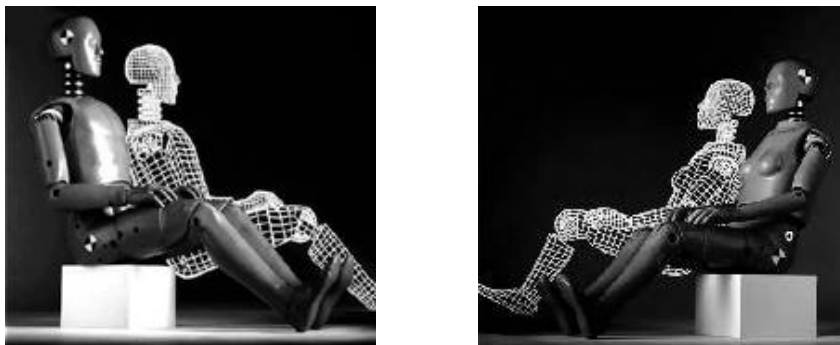


Figure A.3.1 - les mannequins de choc frontaux.

Développé depuis 1996 par le GESAC Inc. en collaboration avec le National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA), le mannequin THOR (dans sa dernière version le THOR NT) est également dédié aux applications de chocs frontaux. Ce mannequin est une version améliorée du mannequin Hybrid III. Il inclut une colonne vertébrale et une ceinture pelvienne permettant de tester différentes positions de conduite. THOR se compose d'un nombre impor-

tant de capteur au niveau de la face, afin de quantifier les risques possibles de blessure. Il ne compte toutefois que deux versions : le 5^{ième} percentile femme et le 50^{ième} percentile homme.

2. Les mannequins de choc latéraux

Le choc latéral constitue la deuxième cause de traumatismes lors d'un accident de la route. Les mannequins SID (Side Impact Dummy) sont ainsi développés pour mesurer les effets d'un impact latéral sur le thorax, la colonne vertébrale et les organes internes. La première version de ce mannequin (US Dot SID) a été mise au point par le National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA) en association avec le Centre de Recherche et de Développement de l'Université du Michigan dans les années 70. C'est un mannequin Hybrid II avec un thorax amélioré. Les risques de lésions de la tête, du thorax et du pelvis sont ainsi quantifiables. Dans les années 80, The European Experimental Vehicles Committee (EECV) développe une version améliorée du SID (EuroSID). Celui-ci est utilisé pour déterminer la conformité des véhicules en condition de choc latéral selon les normes européennes. Dans les années 90, un consortium d'industrielles et de départements de recherche américain a développé un mannequin de petite taille (SID IIs) (assimilable au mannequin Hybrid III 5^{ième} percentile) afin de tester l'influence des airbags latéraux sur cette catégorie de personnes. Associé à la Society of Automotive Engineers (SAE), General Motors (GM) a développé un mannequin homme 50^{ième} percentile (BioSID) basé sur la morphologie de l'Hybrid III, en améliorant sa bio fidélité. Il est instrumenté de capteurs servant à déterminer les risques de blessures à la tête, au cou, aux épaules, à l'abdomen, au thorax, au membre pelvien ou aux jambes. Le BioSID est actuellement utilisé par le NHTSA pour réaliser des tests standardisés selon la norme américaine (Federal Motor Vehicle Safety Standard No.214 (FMVSS 214)). Finalement, le mannequin WORLDSID représentatif d'un homme 50^{ième} percentile est développé par l'Organisation Internationale de Standardisation. Son objectif est de permettre une standardisation mondiale des chocs latéraux en proposant un mannequin de choc latéral universel utilisable par tous.

3. Les mannequins de choc arrière

En Europe, des millions de lésions du type « coup du lapin ou whiplash » sont recensées chaque année. Elles représentent près d'un tiers des déclarations d'accidents avec lésions corporelles effectuées auprès des assurances. Afin de décrire au mieux ce phénomène et proposé des systèmes de protection adaptés, des mannequins spécifiques (Rear Impact Dummy (RID)) ont été mises au point. Ces mannequins disposent d'un cou amélioré beaucoup plus représentatif de la réalité. Il possède une colonne vertébrale entièrement articulée allant du cou jusqu'aux lombaires. Le BioRID-II est un mannequin masculin de stature moyenne développé par l'Université de Technologies de Göteborg et la société Denton ATD INc pour évaluer la possibilité de syndromes cervicaux, dans un choc arrière à basse vitesse.

4. Les mannequins de choc piéton

Près des deux tiers des 1,2 millions de personnes tuées à travers le monde lors d'accidents de la route sont des piétons. En 1998, Honda a donc développé un premier mannequin (POLAR) afin de proposer des solutions technologiques minimisant les lésions lors d'un choc piéton. En 2000, ce mannequin a subi bon nombre d'amélioration afin de témoigner de blessures infligées à huit zones corporelles. Avec POLAR III (2008), Honda met l'accent sur la région lombaire et la partie supérieure de la jambe, fortement sollicités lors d'une collision avec des véhicules non conventionnels (tout-terrain, fourgonnette).

A.4 - Les principaux modèles virtuels complets de l'être humain

1. Le modèle de la Wayne State University

Pionné dans ce domaine, la Wayne State University s'est efforcé de développer un modèle le plus représentatif possible de segments anatomiques tels que le crâne, le thorax, ou le cou. A ce jour, ce modèle sert de base à de nombreux industriels dans leurs développements et leurs travaux de recherche. Dans sa dernière version, le modèle comporte plus de 300 000 éléments pour des segments aussi complexes que la tête [ZHA01].



Figure A.4.1 - Wayne State University (WSU) model.

2. Le modèle Thums

Développé par le Toyota Central R&D Labs, les représentations virtuelles THUMS (Total Human Model For Safety) font parties d'une famille de modèles (homme, femme, enfant) dont chacun comporte plus de 60000 nœuds et 80000 éléments (30000 éléments volumiques, 50000 éléments coques et 3000 éléments poutres ou barres). La figure suivante présente un modèle THUMS représentatif d'un homme américain adulte 50^{ième} percentile en position assise. Chaque partie osseuse est modélisée par des éléments volumiques (pour l'os spongieux) et d'éléments coques (pour l'os cortical). Les propriétés matérielles sont extraites de précédentes études expérimentales.

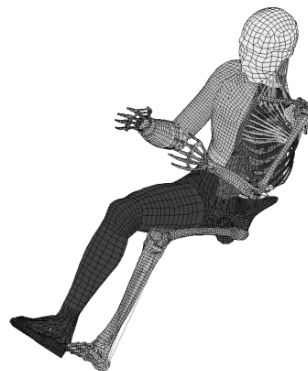


Figure A.4.2 - Total Human Model For Safety (THUMS).

3. Le modèle HUMOS

Développé depuis 1997 dans le cadre d'un consortium européen (constructeurs automobiles, laboratoires et universités, développeurs de logiciels Eléments Finis), le modèle HUMOS (Human Model for Safety) est une représentation d'un homme 50^{ième} percentile en position de conduite. Dans sa version améliorée, développée depuis 2002 (HUMOS II), le modèle compte 61000 nœuds et 102000 éléments et permet de considérer une femme 5^{ième} ou un homme 50^{ième} ou 95^{ième} percentile. Ces modèles se composent chacun du squelette (avec une différenciation de l'os spongieux et de l'os cortical), des muscles, des organes internes, des ligaments.

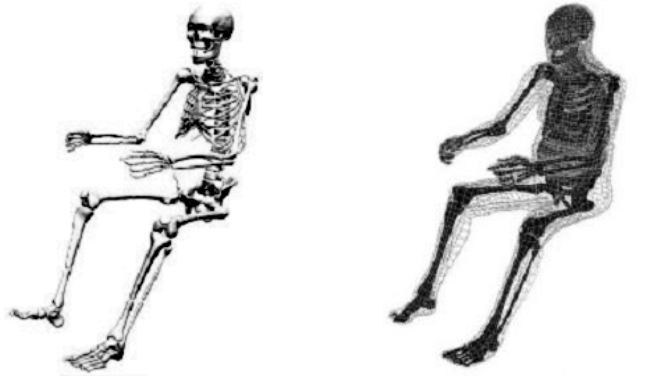


Figure A.4.3 - Human Model for Safety (HUMOS).

4. Le H-model

La famille H-model est développée par la Hong-ik university (Seoul), par l'Integrated Professional System International (IPS-I) et par le groupe ESI dans le but d'étudier le comportement biomécanique à l'impact d'un passager ou les lésions des suites d'un choc piéton. Ce modèle prend en compte une géométrie détaillée et une description matérielle des os, de la peau, des ligaments, des organes et d'autres tissus mous.



Figure A.4.4 - H-model.

5. Les modèles dérivés

Le modèle du JAMA

Le Japan Automobile Manufacturers Association, (JAMA) a initié des activités pour le développement et la recherche de modèles numériques du corps humain dans le but d'analyser les lésions des piétons ou des passagers d'un véhicule. Le modèle développé a été obtenu à partir de la combinaison des modèles THUMS pour la partie supérieure du corps humain et des H-model pour la partie inférieure. Au final, le modèle, proche d'un homme 50^{ième} percentile, compte 90 995 éléments et 71 136 nœuds.

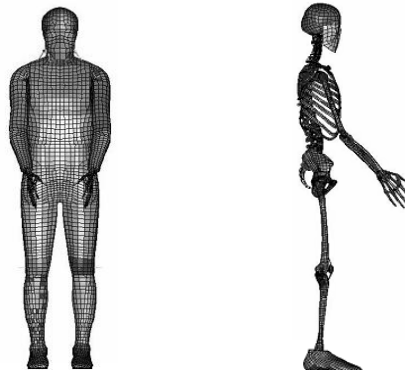


Figure A.4.5 - JAMA model.

Le modèle de TAKATA

Le modèle développé par la TAKATA - Automotive Systems Laboratory reprend les principales propriétés du modèle développé (thorax, l'abdomen, l'épaule, le cou ou la tête) par la Wayne State University pour lequel un raffinement du maillage a été réalisé. Les membres supérieurs et inférieurs sont simplifiés en considérant les extrémités du mannequin Hybrid III. Le modèle ainsi obtenu se compose de 80 000 nœuds et 99000 éléments. 14 lois matérielles sont utilisées dans la modélisation de ce modèle.

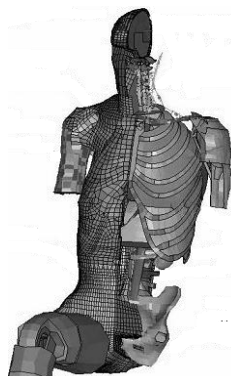


Figure A.4.6 - TAKATA model.

A.5 - Modélisations EF de différentes localités anatomiques

Tableau A.5.1 - caractéristiques osseuses des modèles EF de la tête.

AUTEURS	[REF]	MAILLAGE	TISSUS OSSEUX	CARACTERISTIQUES MECANIKES							SPECIFICITES DU MODELE
				E (MPa)	σ_{max} (MPa)	σ_{rupt} (MPa)	ϵ_{max} (%)	ϵ_{rupt} (%)	ν	ρ (kg/m ³)	
Ruan et al. 1993 ; Zhang et al. 2001	[RUA93] ; [ZHA01]	281800 noeuds et 314500 éléments	cortical	6000	-	-	-	-	0,25	-	maillage surfacique et volumique
			spongieux	560	-	-	-	-	0,3	-	
Kleiven et al. 2002	[KLE02]	18394 éléments	cortical	15000	-	-	-	-	0,22	-	6940 éléments coques, 11454 éléments volumiques
			spongieux	15000	-	-	-	-	0,24	-	
Brands 2002	[BRA02]	14092 éléments volumiques	Matériau "sandwich"	6500	-	-	-	-	0,22	2070	-
Eppinger et Takhounts 2001	[EPP01]	10475 noeuds et 7852 éléments	Matériau "sandwich"	689	-	-	-	-	0,3	-	-
Raul 2007	[RAU07]	11939 noeuds, 13208 éléments	cortical	15000	-	-	-	-	0,21	1900	-
			spongieux	460	-	-	-	-	0,05	1500	
Delille 2007	[DEL07]	25579 noeuds, 28802 éléments	Matériau "sandwich"	$E_{frontal}=2792$	18	-	-	-	0,22	1938	-
				$E_{temporal}=1800$							
				$E_{parietal}=2800$							

Tableau A.5.2 - caractéristiques osseuses des modèles EF du thorax.

AUTEURS	[REF]	MAILLAGE	TISSUS OSSEUX	CARACTERISTIQUES MECANIKES							SPECIFICITES DU MODELE
				E (MPa)	σ_{max} (MPa)	σ_{rupt} (MPa)	ϵ_{max} (%)	ϵ_{rupt} (%)	ν	ρ (kg/m ³)	
Plank et al. 1994	[PLA94]	éléments volumiques	cortical	12304	-	-	-	-	0,3	4790	-
			spongieux	-	-	-	-	-	-	-	
Deng et al. 1999	[DEN99]	éléments volumiques	cortical	26000	110	125	-	-	-	-	-
			spongieux	-	-	-	-	-	-	-	
Iwamoto et al. 2002	[IWA02]	éléments coques	cortical	11500	73,2	103,7	-	-	-	-	épaisseur des éléments 0.7 mm
			spongieux	-	-	-	-	-	-	-	
Raftenberg 2003	[RAF03]	15671 noeuds et 15408 éléments	cortical (côte)	11510	-	-	-	-	0,3	2000	-
			cortical (vertèbre)	355	-	-	-	-			
			spongieux	-	-	-	-	-			
Stitzel 2003	[STI03]	éléments coques	cortical (partie antérieure)	7511	48.3	86.3	-	-	-	-	différentiation du thorax : partie antérieure, partie latérale, partie postérieure
			cortical (partie latérale)	11854	76.2	119.1	-	-	-	-	
			cortical (partie postérieure)	10707	68.8	101.5	-	-	-	-	
			spongieux	-	-	-	-	-	-	-	
Charpail 2006	[CHA06]	de 672 à 960 éléments coques et de 2016 à 2880 éléments briques	cortical	13000	150	150	-	-	-	2000	variations des épaisseurs de cortical (10 groupes distincts)
			spongieux	2400	2	2,2	-	-	-	1000	

Tableau A.5.3 - caractéristiques osseuses des modèles EF des membres supérieurs.

AUTEURS	[REF]	MAILLAGE	TISSUS OSSEUX	CARACTERISTIQUES MECANIQUES							SPECIFICITES DU MODELE
				E (MPa)	σ_{max} (MPa)	σ_{rupt} (MPa)	ϵ_{max} (%)	ϵ_{rupt} (%)	ν	ρ (kg/m ³)	
Iwamoto et al. 2001	[IWA01]	surfaccique et volumique	cortical	11000	110	-	-	-	0,3	2000	-
			spongieux	1100	7,7	-	-	-	0,3	1000	
Thollon et al. 2002	[THO02]	-	Cortical (scapula)	19000	73	-	-	-	0,3	6000	uniquement des éléments surfacciques : différenciation des épaisseurs du cortical selon l'os considéré
			spongieux (scapula)	-	-	-	-	-	-	-	
			cortical (clavicule)	16000	120	-	-	-	0,3	2850	
			spongieux (clavicule)	-	-	-	-	-	-	-	
			cortical (humérus)	18000	100	125	-	1	0,3	6000	
			spongieux (humérus)	-	-	-	-	-	-	-	
Duprey 2007	[DUP07]	30000 éléments	cortical (clavicule)	11000	80	80	-	-	0,3	1800	1086 éléments coques pour l'os cortical de la clavicule, l'humérus, et la scapula et 130 éléments volumiques pour l'os spongieux de l'humérus et la clavicule
			spongieux (clavicule)	500	4	4	-	-	0,1	1000	
			cortical (humérus) - en traction	18000	90	90	-	-	0,3	2000	
			cortical (humérus) - en compression	6000	135	135	-	-	0,3	2000	
			spongieux (humérus)	450	10	15	-	-	0,1	1500	
			Cortical (scapula)	16000	90	90	-	-	0,3	2000	
			spongieux (scapula)	-	-	-	-	-	-	-	
Astier et al. 2008	[AST08]	plus de 230000 éléments	cortical (clavicule)	9000	80	100	-	3	0,3	1800	71400 éléments coques et 160941 éléments volumiques
			spongieux (clavicule)	500	1	4	1,5	1,61	0,4	1000	
			Cortical (scapula)	8000	73	175	-	3	0,3	1300	
			spongieux (scapula)	250	7,7	65	1,5	1,61	0,3	350	
			cortical (humérus)	7700	110	135	-	4,5	0,3	1000	
			spongieux (humérus)	450	7,7	10	1,5	1,61	0,3	1000	

Tableau A.5.4 - caractéristiques osseuses des modèles EF des membres inférieurs.

AUTEURS	[REF]	MAILLAGE	TISSUS OSSEUX	CARACTERISTIQUES MECANIQUES						
				E (MPa)	σ_{max} (MPa)	σ_{rupt} (MPa)	ϵ_{max} (%)	ϵ_{rupt} (%)	ν	ρ (kg/m ³)
Bermond et al. 1993	[BER93]	surfaccique	cortical (fémur)	17600	120	140	-	-	0,326	1900
		-	spongieux (fémur)	-	-	-	-	-	-	-
		surfaccique	cortical (tibia)	18400	130	150	-	-	0,326	-
		volumique	spongieux (tibia)	-	-	-	-	-	-	-
Yang et al. 1996	[YAN96]	volumique	cortical (fémur)	16500	124	-	-	-	0,35	1850
			cortical (tibia)	16500	143	-	-	-	0,35	1850
			spongieux (fémur/tibia)	1650	14-19	-	-	-	0,35	676
Perie et Hobatho 1998	[PER98]	volumique	cortical	17000	-	-	-	-	0,3	-
		-	spongieux	-	-	-	-	-	-	-
Wykowski et al. 1998	[WYK98]	surfaccique	cortical (fémur)	17660	-	-	-	-	0,326	-
		surfaccique	cortical (tibia)	18400	-	-	-	-	0,326	-
		volumique	spongieux (fémur/tibia)	531	-	-	-	-	0,3	-
Schuster et al. 2003	[SCH00]	surfaccique	cortical	17000	-	130-190	-	2,2-2,7	0,35	1900
		volumique	spongieux	300	-	1,4-2,1	-	3,3-4,6	0,5	600
Takahashi et al. 2000	[TAK00]	surfaccique	cortical (fémur)	14317	114,1	123,3	0,8	2	-	1850
		volumique	spongieux (fémur)	295	3,7	3,7	1,25	13,4	-	600
		surfaccique	cortical (Tibia)	20033	129	138,1	0,63	1,5	-	1850
Arnoux et al. 2001	[CAR06]	surfaccique	cortical	9000-16000	80-120	110-130	-	2-3	0,3	-
		volumique	spongieux	10-450	10 15	15	-	3	0,3	-
Nagasaka et al. 2003	[NAG03]	surfaccique	cortical (fémur)	14000	122,5	-	-	-	-	-
		volumique	spongieux (fémur)			-	-	-	-	-
		surfaccique	cortical (tibia)	14000	140	-	-	-	-	-
		volumique	spongieux (tibia)			-	-	-	-	-

Tableau A.5.5 - caractéristiques osseuses des modèles EF du fémur.

AUTEURS	[REF]	MAILLAGE	TISSUS OSSEUX	CARACTERISTIQUES MECANIQUES	
				E (MPa)	σ_{\max} (MPa)
Lotz et al. 1991	[LOT91]	3100 nœuds et 667 éléments volumiques	cortical (longitudinal)	14261. ρ -13430	223. ρ -180
			cortical (transversal)	4979. ρ -3122	78. ρ -48
			spongieux	0.7. $\rho^{1.2}$	0.003. $\rho_{CT}^{1.4}$
Ford et Keaveny 1996	[FOR96]	1560 éléments volumiques	cortical	21190. ρ -23500	-
			spongieux	820. ρ^2+70	-
Lengsfeld et al. 1998	[LEN98]	7316 à 10600 nœuds ; 5950 à 8864 éléments volumiques	cortical	15000	-
		5534 à 6355 nœuds ; 5144 à 5864 éléments volumiques	spongieux	100	-
Viceconti et al. 1998	[VIC98]	22000 nœuds (maillage tétraédrique)	cortical	14200	-
		35000 nœuds (maillage hexaédrique)	spongieux	14200	-
Keyak et al. 2005	[KEY05]	5152 à 15552 elements volumiques	cortical	10200. $\rho_{cendre}^{2.01}$	114. $\rho_{cendre}^{1.72}$
			spongieux	33900. $\rho_{cendre}^{2.20}$	137. $\rho_{cendre}^{1.88}$

A.6 - Caractérisation en compression de l'os spongieux

Tableau A.6.1 - caractéristiques mécaniques d'échantillons d'os spongieux extraits de vertèbres.

AUTEURS	[REF]	ORIGINE	n	MOYEN DE CONSERVATION	EXTRACTION DE LA MOELLE	GEOMETRIE (mm)	VITESSE D'ESSAI / VITESSE DE DEFORMATION	P_{app} (kg/m ³)	$E_{app}(app)$ (MPa)	min-max (MPa)	$\sigma_{max}(app)$ (MPa)	min-max (MPa)	REMARQUES	
Lindahl et al. 1976	[LIN76]	humaine (homme)	32	conservé à 3-5°C	eau chaude pendant 48h	2*2*4	0,05 mm/min	-	55,6 (0,7)	1,1-139	4,6 (0,3)	0,2-10,5	- influence de l'âge et du sexe	
		humaine (femme)	32						35,1 (0,6)		5,2-103,6			2,7 (0,2)
Struhl et al. 1987	[GOL87]	humaine	-	congelé	-	6*6*6 / 8*8*8	-	-	-	5-228	-	0,12-8,2	-	
Hobatho et al. 1991	[MAN98]	humaine	-	-	-	-	-	242 (SD=96)	E(LM)=292 (102) E(AP)=321 (218) E(IS)=1057 (571)	-	-	-	-	
Mitton et al. 1997	[MIT97]	ovine	32	solution saline à 50% d'éthanol (pendant 3 jours à 4°)	-	Ø=7,5 ; h=9	0,5 mm/min	530	1510 (784)	-	22,3 (7,1)	-	-	- essais à température ambiante (22-25°C)
			30					600	1318 (544)	-	22,7 (8,4)	-	-	- essais à température physiologique (37°C) dans une solution saline
Kopperdahl et al. 1998	[KOP98]	humaine	22	-	dégraissé sur 5mm aux extrémités	Ø=8 ; h=25	0,005 s ⁻¹	110-260	291 (113)	90-536	1,92 (0,84)	0,56-3,71	- cycles de pré-charge (0,1% de déformation) - échantillons collés aux extrémités	
Ladd et al. 1998	[LAD98]	humaine	5	congelé à -30°C	-	8*8*8	0,01 s ⁻¹	-	E(IS)=99 E(AP)=28 E(ML)=15	58-108 21,3-48,8 7,2-19,1	-	-	- cycles de pré-charge - essai de cyclage	
Majumdar al. 1998	[MAJ98]	humaine	25	conservé dans une solution saline à 4°C	plusieurs cycles dans un détergent+ évaporation	12*12*12	0,01 s ⁻¹	170 (80)	E(IS)=65,8 (63,4) E(ML)=29,7 (31,2) E(AP)=30,2 (32,6)	-	1,3 (1,0)	-	- essai non destructif jusqu'à 0,4% de déformation suivi d'un essai destructif dans la direction IS	
Cendre et al. 1999	[CEN99]	humaine	18	congelé à -20°C	extrait après essais	9*9*9	0,5 mm/min	220	E(IS)=134 (81)	15 - 294	1,6 (0,9)	0,6-3,9	- cycles de pré-charge - test de compression dans la direction IS dans une solution saline	
Morgan et al. 2001	[MOR01]	humaine	20	congelé à -20°C	extrait après essais	cylindre	0,005 s ⁻¹	180 (SD=50)	344 (148)	-	2,02 (0,92)	-	- avant essai, 3 cycles de précharge (au maximum 0,1% de déformation)	
Banse et al. 2002	[BAN02]	humaine	68	congelé	extrait après essais	Ø=8,2 ; h=19-25	-	174 (SD=52)	352 (145)	127-725	2,37 (1,14)	0,60-6,17	-	
van Lenthe et al. 2006	[LEN06]	humaine	42	-	extraction de la moelle	Ø=8 ; h=10	0,0005 s ⁻¹	-	-	43-694	-	-	- cycles de pré-charge	

LM : direction latéromédiale ; AP : direction antéropostérieure ; IS : direction inférosupérieure
(-) : caractéristique non précisée

Tableau A.6.2 - caractéristiques mécaniques d'échantillons d'os spongieux extraits de tibias.

AUTEURS	[REF]	ORIGINE	LOCALITE	n	MOYEN DE CONSERVATION	EXTRACTION DE LA MOELLE	GEOMETRIE (mm)	VITESSE D'ESSAI / VITESSE DE DEFORMATION	P_{app} (kg/m ³)	E_{app} (app) (MPa)	min-max (MPa)	σ_{max} (app) (MPa)	min-max (MPa)	REMARQUES
Lindahl et al. 1976	[LIN76]	humaine (homme)	tibia	32	conservé à 3-5°C	eau chaude pendant 48h	2*2*2	0,05 mm/min	-	34,6 (0,4)	2,5-74,4	3,9 (0,3)	0,2-6,7	- influence de l'age et du sexe
		humaine (femme)		32						23,1 (0,4)		1,4-79,2	2,2 (0,2)	
Carter et Hayes 1997	[CAR77]	humaine	tibia proximal	10	congelé à -20°C	avec	$\varnothing=10,3$; h=5	10 s ⁻¹	300 (90)	211 (78)	-	27 (9,8)	-	- essai confiné jusqu'à 50% de déformation
						sans (éthanol+eau + jet d'air)			240 (90)	54 (37)		5,9 (4,2)		
Williams et al. 1982	[LIN92]	humaine	tibia proximal	-	-	-	5*5*5 / 6*6*6	0,005 s ⁻¹	-	193	8-457	3,36	1,5-6,7	- échantillon réhydraté - échantillon préchargé
Goldstein et al. 1983	[GOL83]	humaine	tibia proximal	400	soutien Ringer	-	$\varnothing=7$; h=10	0,1 s ⁻¹	-	-	4-430	-	1,0-13	- préchargé à 1,3 MPa
Ciarelli et al. 1986	[GOL87]	humaine	tibia proximal	-	-	-	8*8*8	-	-	-	5-552	-	0,52-11	- échantillon préchargé - échantillon réhydraté
													-	-
Hobatho et al. 1991	[MAN98]	humaine	tibia proximal	-	-	-	-	-	198 (SD=94)	E(LM)=202 (154) E(AP)=232 (180) E(IS)=769 (534)	-	-	-	-
Zysset 1994	[ZYS94]	bovine	tibia proximal	10	congelé à -20°C	-	8*8*12	0,001 s ⁻¹	-	-	816-2446	-	8,6-30,4	- échantillon confiné + solution de Ringer (37 °C) - essai de 0,12 à 0,2% de déformation
Morgan et al. 2001	[MOR01]	humaine	tibia proximal	15	congelé à -20°C	extrait après essais	cylindre	0,005 s ⁻¹	230 (SD=60)	1091 (634)	-	5,83 (3,42)	-	- avant essai, 3 cycles de précharge (au maximum 0,1% de déformation)

LM : direction latéromédiale ; AP : direction antéropostérieure ; IS : direction inférosupérieure

(-) : caractéristique non précisée

Tableau A.6.3 - caractéristiques mécaniques d'échantillons d'os spongieux extraits de fémurs

AUTEURS	[REF]	ORIGINE	LOCALITE	n	MOYEN DE CONSERVATION	EXTRACTION DE LA MOELLE	GEOMETRIE (mm)	VITESSE D'ESSAI / VITESSE DE DEFORMATION	ρ_{app} (kg/m ³)	E_{app} (MPa)	min-max (MPa)	σ_{max} (MPa)	min-max (MPa)	REMARQUES
Evans et al. 1961	[LIN92]	humaine	distale proximale	-	embaumé	-	7,9*7,9*7,9 25*7,9*7,9	-	-	201 233	20,6- 965	4,98 2,65	0,21- 14,82	-
Schoenfeld et al. 1974	[GOL87]	humaine	proximale	30	frais	-	$\varnothing=4,8$; h=9,5	-	-	344,7	-	-	0,15-13,5	- essai à 37°C
Ducheyne et al. 1977	[LIN92]	humaine	distale	-	congelé	-	$\varnothing=5$; h=8	0,002 s ⁻¹ 0,1 s ⁻¹ 9,16 s ⁻¹	-	-	58,8- 2942	-	0,98-22,5	-
Brown et al. 1980	[BRO80]	humaine	proximale	800	congelé à -10°C	moelle extraite	5*5*5	0,004s ⁻¹	-	E(LM)=2595 E(AP)=1967 E(IS)=3386	-	-	-	-
Ciarelli et al. 1986	[GOL87]	humaine	distale proximale	-	congelé	-	8*8*8	-	-	-	7,6-800 49-572	-	0,56-18,6 2,1-16,2	- échantillon préchargé
Odgaard et al. 1989	[AN00]	humaine	distale	-	-	-	$\varnothing=5$; h=7,5	-	460	-	103- 1058	5,96	-	-
Kuhn et al. 1989	[KUH89]	canine	distale	35	congelé à -10°C	jet d'eau+éthanol+ centrifugation	8*8*8	0,01 s ⁻¹	444	E(LM)=159 (110) E(AP)=209 (140) E(IS)=264 (132)	5-656,9	7,12 (4,6)	1,33 - 20,76	- échantillon préchargé
Hobatho et al. 1991	[MAN98]	humaine	distale	-	-	-	-	-	395 (180)	E(LM)=760 (589) E(AP)=707 (555) E(IS)=1698 (993)	-	-	-	-
		humaine	proximale	-	-	-	-	-	350 (190)	E(LM)=713 (783) E(AP)=769 (734) E(IS)=1267 (888)	-	-	-	-
Majumdar et al. 1998	[MAJ98]	humaine	proximale distale	47 15	conservé dans une solution saline à 4°C	plusieurs cycles dans un détergent+ évaporation	12*12*12	0,01 s ⁻¹	270 (150)	E(IS)=130,2 (116,9) E(ML)=56,7 (69,7) E(AP)=51,2 (47,5) E(IS)=118,8 (59,8) E(ML)=42,2 (28) E(AP)=59,6 (42,2)	-	2,5 (1,9) 2,3 (1,1)	-	essai non destructif jusqu'à 0,4% de déformation suivi d'un essai destructif dans la direction IS
Mitra et al. 2005	[MIT05]	ovin	distale	45	solution saline à 70% d'éthanol	-	10*10*10	1000 $\mu\epsilon/s$	280 (0,07)	E(LM)=359 (104) E(AP)=454 (108) E(IS)=542 (78)	-	17 (7)	-	essai non destructif jusqu'à 1% de déformation suivi d'un essai destructif dans la direction IS
Guedes et al. 2006	[GUE06]	bovine	fémur	11 11 10 12	-	-	10*10*10	0,15 s ⁻¹ 0,015 s ⁻¹ 0,0015 s ⁻¹ 0,00015 s ⁻¹	970-1144 863-1322 932-1157 913-1132	310 (161) 190 (145) 364 (201) 306 (158)	150-470 45-335 163-564 149-464	15,74 (9,59) 9,36 (6,5) 15,73 (5,35) 12,36 (5,65)	6,15-25,33 6,16-15,86 6,17-21,07 6,18-18,01	-

LM : direction latéromédiale ; AP : direction antéropostérieure ; IS : direction inférosupérieure
(-) : caractéristique non précisée

Tableau A.6.4 - caractéristiques mécaniques d'échantillons d'os spongieux extraits de divers segments anatomiques

AUTEURS (REF)	[REF]	LOCALITE	n	MOYEN DE CONSERVATION	EXTRACTION DE LA MOELLE	GEOMETRIE (mm)	VITESSE D'ESSAI / VITESSE DE DEFORMATION	ρ_{app} (kg/m ³)	E_{app} (MPa)	min-max (MPa)	σ_{max} (app) (MPa)	min-max (MPa)	REMARQUES					
Barber et al. 1970	[BAR70]	crâne		embaumé avant prélèvement et solution à 10% de formol avant essai	-	Ø=8	0,2 s ⁻¹	-	545,5 (6,8)	-	50,7 (5,5)	-	- cortical+diploë					
		os frontal	42											718,1 (5,6)	75,6 (3,3)			
		os parietal	140															
		os occipital	29													737,7 (9,9)	80,3 (9,2)	
Melvin et al. 1970	[MEL70]	crâne	26	testé immédiatement ou congelé à -10°C	-	3,2*3,2*3,2	0,22 s ⁻¹	-	393 - 2750	-	12,5 - 78,3	-						
	26	2,2 s ⁻¹																
Schueler et al. 1994	[SCH94]	crâne	81	congelé à -20°C	-	10*10*h	0,1 mm/s	-	313,8 (144,5)	55,6 - 752,8	130,1 (32,2)	54,1 - 204,4	- Chargement axial jusqu'à 80% de déformation - Chargement axial jusqu'à 55% de					
Hobatho et al. 1991	[MAN98]	scapula	-	-	-	-	-	282 (60)	E(LM)=372(164) E(AP)=222(79) E(IS)=198(75)	-	-	-	-					
Frich et al. 1997	[FR97]	scapula (Glenoïde)	10	-	-	Ø=6,5 ; h=7,5	0,01 s ⁻¹	-	340	-	-	-	-					
			20											7*7*7	380 (101)	E(LM)=105,4(68,5) E(LM)=410,8(114,2) E(AP)=157,1(71,4) E(IS)=78,3(47,8)		
Majumdar et al. 1998	[MAJ98]	calcanéum	7	conservé dans une solution saline à 4°C	détergent+ évaporation	12*12*12	0,01 s ⁻¹	260 (130)	E(IS)=67,7(84,4) E(ML)=27,4(16) E(AP)=41,9(31,1)	-	1,4 (1,3)	-	-essai non destructif jusqu'à 0,4% de déformation + essai destructif suivant IS					
Follet 2002	[FOL02]	calcanéum	26	conserver à -20°C + décongeler dans une solution saline à 50% d'éthanol (pendant 3 jours à 4°)	après essai	9*9*9	-	-	-	E(AP)=118(100)	3-413	-	-	- essai non destructif jusqu'à 0,6% - Essai dans une solution saline à 37°C				
										E(ML)=74(68)	2-225	-	-					
										E(IS)=390 344)	11-1269	4,34 (3,37)	0,27 - 12,64					
Follet et al. 2005	[FOL05]	calcanéum	16	-	après essai	9*9*9	0,5 mm/min	-	-	E(AP)=84(72)	3-258	-	-	- essai non destructif jusqu'à 0,6% de déformation dans les 3 directions, puis destruction suivant IS				
										E(ML)=57(70)	2-225	-	-					
										E(IS)=318(330)	11-1144	-	-					
Follet et al. 2006	[FOL06]	calcanéum	12	conserver à -20°C + décongeler dans une solution saline à 50% d'éthanol (pendant 3 jours à 4°)	après essai	9*9*9	0,5 mm/min	190 (90)	E=236(231)	19-742	2,61 (1,97)	0,28 - 5,81	- avant essai, 10 cycles de précharge (au maximum 0,5% de déformation)					
Hobatho et al. 1991	[MAN98]	genoux	-	-	-	-	-	731 (222)	E(LM)=1484(794) E(AP)=1197(837) E(IS)=2801(1363)	-	-	-	-					
Linde et al. 1992	[LIN92]	genoux	41	congelé à -20°C + décongelé dans une solution saline pendant 2h	-	cylindre	0,01 s ⁻¹	-	336	-	4,53 (0,38)	-	-					
			41											cube	342	280(25) à 0,4% 387(35)	-	4,61 (0,38)
Hobatho et al. 1991	[MAN98]	humérus proximal	-	-	-	-	-	255 (91)	E(LM)=397(215) E(AP)=438(245) E(IS)=813(401)	-	-	-	-					
Struhl et al. 1987	[GOL87]	crête iliaque	-	congelé	-	6*6*6 / 8*8*8	-	-	-	10 - 428	-	0,06 - 15	- échantillons pré-chargés					
Goulet et al. 1994	[GOU94]	tibia proximal	27	congelé à -20°C dans une solution Ringer	après essai	8*8*8	0,01 s ⁻¹	-	-	-	6-1524	3,31 (3,14)	0,58 - 16	- avant essai, 10 cycles de pré-charge jusqu'à 50-60% de la contrainte maximale				
		fémur distal	39															
		fémur proximal	12															
		crête iliaque	4												E(ML)=123(120)	1-654	2,58 (2,19)	0,1 - 9,6
		vertèbre	4															
		radius	9															
humérus proximal	9	E(IS)=287(255)	16-1113	4,63 (3,48)	0,51 - 14,56	- extraction de la moelle par jet d'eau et centrifugation												

LM : direction latéromédiale ; AP : direction antéropostérieure ; IS : direction inférosupérieure
(-) : caractéristique non précisée

A.7 - Caractérisation du tissu constitutif des travées

Tableau A.7.1 - propriétés élastiques du matériau constitutif des travées

AUTEUR	[REF]	LOCALITE	MOYEN D'ESSAI	E (GPa)
Ashman et al. 1987	[ASH87]	fémur humaine distal	ultrason	13
		fémur bovin distal	ultrason	10,9
Kuhn et al. 1989	[KUH89]	crete illiac agé (63 ans)	flexion 3 points	4,16
		crete illiac jeune (23 ans)		3,03
Hodgskinson et al. 1989	[HOD89]	cerf	nano-indentation	4,4
		tibia de tortue		12,7
		tibia bovin		19,4
		tibia de wallaby		25,9
Choi et al. 1990	[CHO90]	tibia proximal humain	flexion 3 points	4,59
Jensen et al. 1990	[JEN90]	vertèbre humaine	FEM idéalisée	3,8
Blackburn et al. 1992	[BLA92]	tibia proximal	microdureté	13,3 (83,1)
Rho et al. 1993	[RHO93]	tibia humain	traction	10,4 (3,5)
			ultrason	14,8 (1,4)
van Rietbergen et al. 1995	[RIE95]	tibia proximal humain	μ EF (héxaédrique)	5,91 [2,23 - 10,1]
Overaker et al. 1996	[KIM02]	vertèbre humaine	modèle idéalisé	12
Rho et al. 1997	[RHO97]	vertèbre thoracique et tibia humaine	nano-indentation	13,4 (2,0)
Nicholson et al. 1997	[NIC97]	vertèbre humaine		10 (1,3)
Ladd et al. 1998	[LAD98]	vertèbre humaine	μ EF (héxaédrique)	6,6
Turner et al. 1999	[UR99]	fémur distal humain	microscopie acoustique	17,5 (1,112)
			nano-indentation	18,14 (1,7)
Niebur et al. 2000	[NIE00]	tibia bovin	μ EF (héxaédrique)	18,4 (3,4)
Bini et al. 2002	[BIN02]	tête fémoral humaine	micro traction sur travées	[1,41 - 1,89]
Kim et al. 2002	[KIM02]	vertèbre humaine	modèle idéalisé	12
Follet et al. 2006	[FOL06]	calcaneum humain	μ EF (héxaédrique)	10,3
			μ EF (tétraédrique)	31,5
Van lenthe et al. 2006	[LEN06]	vertèbre humaine	μ EF (hexaédrique)	10,7
			μ EF (poutre)	9
Verhulp 2008	[VER08]	tibia proximal bovin	μ EF (hexaédrique)	6,54 (1,11)
Aktar et al. 2008	[AKT08]	cerf (déshydraté)	nano-indentation	10,9 (1,1)
		cerf (hydraté)		5,4 (0,9)

A.8 - Modélisations Eléments Finis de l'os trabéculaire

Tableau A.8.1 - propriétés des modèles EF extraits de la littérature.

AUTEURS	[REF]	LOCALITE	MAILLAGE	RESOLUTION (μ m)	GEOMETRIE (mm)	NOMBRE D'ELEMENTS
van Rietbergen et al. 1995	[RIE95]	tibia proximal	voxel	20	2*2*2	321341
				40		38658
				60		11551
				80		4955
				100		2625
				120		1271
				40,26*28,44*40	5,15*3,64*5,12	296679
Müller et al. 1995	[MUL95]	-	tetra	250	3,6*3,4*3,4	29532
van Rietbergen et al. 1996	[RIE96]	vertèbre de baleine	voxel	80	9,9*9,7*9,7	540217
					10*10*9,6	653533
van Rietbergen et al. 1998	[RIE98]	tête fémorale humaine	voxel	70	10*10*10	583141
Kabel et al. 1999a	[KAB99A]	os spongieux humain	voxel	20-25	8*8*8	-
Kabel et al. 1999b	[KAB99B]	os spongieux humain	voxel	60-75		-
Ulrich et al. 1998	[ULR98]	tête fémorale humaine	voxel	28	4*4*4	770419
				168		3626
			tetra	28		-
				168		46922
Ulrich et al. 1999	[ULR99]	calcaneum, tête fémorale, crête iliac, vertèbres humaines	voxel	14	4*4*4	-
Niebur et al. 2000	[NIE00]	tibia proximal humain	voxel	60	5,1*5,1*5,1	de 108000 à 157000
Homminga et al. 2004	[HOM04]	vertèbre humaine	voxel	65	-	33000000
		vertèbre humaine ostéoporotique				25000000
van Lenthe et al. 2006	[LEN06]	vertèbre humaine	beam	-	8*10	de 30000 à 150000
			voxel	40		de 200000 à 1000000
van Eijden et al. 2006	[EIJ06]	tibia bovin	voxel	34	3,5*3,5*3,4	160000
Verhulp et al. 2008	[VER08]	tibia bovin	voxel	60	5,35*9	de 86701 à 162012
Bevill et Keaveny 2009	[BEV09]	col du fémur, grand trochanter et vertèbre	voxel	20 -120	8,1*20	-

A.9 - L'analyse statistique

Cette annexe présente les différents outils statistiques (ORIGINLAB[®]) disponibles en vue d'une exploitation rigoureuse de résultats expérimentaux ou numériques.

Le but de la statistique est d'extraire des informations pertinentes d'une liste de données qualitatives ou quantitatives. Elle regroupe l'ensemble des outils mathématiques permettant de déterminer les caractéristiques d'un ensemble de ces données.

1. Statistique descriptive

L'objectif de la statistique descriptive est de résumer par des statistiques, les données disponibles pour une population donnée. Les différentes propriétés mécaniques obtenues sont analysées de la manière suivante :

- Le nombre de spécimen (n) inclus dans l'analyse statistique.
- La moyenne arithmétique (\bar{X}) des paramètres mécaniques, c'est-à-dire le rapport de la somme d'une distribution d'un caractère statistique (X_i) quantitatif discret par le nombre de valeurs dans la distribution (n).

$$\bar{X} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i \quad (59)$$

- La moyenne est un bon indicateur de la tendance centrale, sous condition que les données exploitées se distribuent symétriquement par rapport à cette valeur et soient donc en nombre suffisant (30).
- L'écart-type (SD pour standard deviation) informant sur la répartition de variables aléatoires réelles autour de la moyenne arithmétique, elle n'aura donc réellement de sens que pour des valeurs distribuées symétriquement de part et d'autre de la valeur moyenne. L'écart-type est déterminé par la formule suivante :

$$SD = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2} \quad (60)$$

- Les quartiles sont les 3 valeurs qui divisent les données triées en 4 parts égales, de sorte que chaque partie représente 1/4 de l'échantillon de population. Le deuxième quartile est également appelé médiane de la série. Il informe sur la valeur limite dont 50% des paramètres mécaniques obtenues expérimentalement se situe au dessus de cette valeur et 50% se trouve en dessous de cette valeur. Elle présente l'intérêt de ne pas être perturbée par les valeurs aberrantes contrairement à la moyenne ;
- Les valeurs minimales et maximales obtenues pour chacun des paramètres mécaniques étudiés.

L'analyse statistique peut être synthétisée sous la forme d'un graphique (boîte de dispersion ou boîte à moustache de Tukey [TUK77]) permettant une comparaison visuelle de plu-

sieurs séries de données (Figure A.9.1). Il se compose d'une "boîte" rectangulaire dont la longueur s'étend du premier quartile au troisième quartile, coupée par un trait à hauteur de la médiane. De cette boîte partent deux traits verticaux : l'un du premier quartile à la valeur minimale de la série, l'autre du troisième quartile à la valeur maximale. Les points extrêmes et atypiques, se situant à 1,5 fois l'écart-type autour de la moyenne du groupe, apparaissent également.

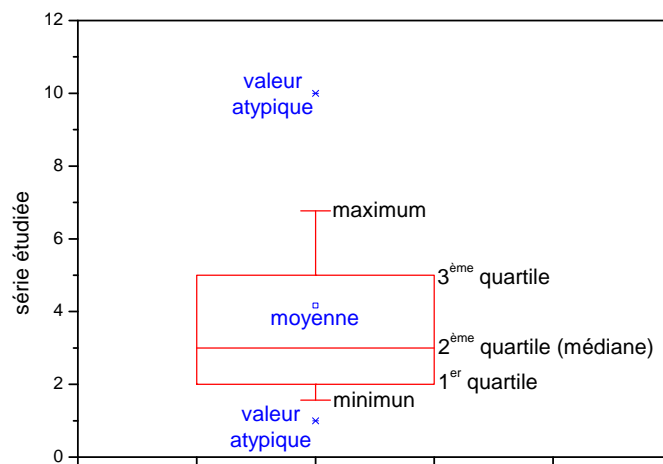


Figure A.9.1 - exemple de boîte de dispersion ou boîte à moustache de Tukey d'après [TUK77].

2. Tests de corrélation

Etudier la corrélation entre deux ou plusieurs variables aléatoires, c'est déterminer l'intensité de la liaison qui peut exister entre ces variables. Ces tests permettent notamment de détecter les variables explicatives potentiellement intéressantes pour la construction d'équations de prédiction. Cette dépendance est déterminée par le calcul du coefficient de corrélation caractérisé par son intensité (généralement comprise entre -1 et 1), sa forme (linéaire, non-linéaire, monotone) et sa direction (croissante ou décroissante).

La validité de la corrélation formulée se vérifie par l'estimation de la valeur P (P-value), c'est-à-dire la probabilité que les variables considérées soient ou ne soient pas liées significativement. Par convention, la valeur P est comparée à un seuil de significativité choisi usuellement à 5% (ou 0,05). Si, la valeur P est supérieure à 0,05, la corrélation entre X et Y est due au hasard, si cette valeur est inférieure à 0,05, il existe bien une dépendance entre les variables X et Y avec un indice de confiance de 95%.

Coefficient de corrélation de Bravais-Pearson

Ce test paramétrique permet de détecter l'existence d'une liaison linéaire entre 2 variables quantitatives. Il nécessite de vérifier la normalité de la distribution des données, par l'intermédiaire d'un test de Kolmogorov-Smirnov par exemple. Le nombre d'individus doit donc être suffisamment important pour tester cette condition (usuellement il faut au minimum 50 individus). L'existence de valeurs extrêmes dans la population étudiée pénalise toutefois son estimation. Si ces conditions ne sont pas vérifiées, l'emploi de ce coefficient aboutit à des conclusions erronées sur la présence ou l'absence d'une relation.

Le coefficient de corrélation Bravais-Pearson (r) de deux caractères X et Y est égal à la covariance de X et Y divisée par le produit des écart-types de X et Y soit :

$$r(X,Y) = \frac{\text{cov}(X,Y)}{\sigma_X \cdot \sigma_Y} \quad \text{avec} \quad \text{cov}(X,Y) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X}) \cdot (Y_i - \bar{Y}) \quad (61) (62)$$

Le coefficient de corrélation obtenu est compris entre -1 et 1. Une valeur de -1 caractérise une parfaite corrélation linéaire décroissante alors qu'une valeur de 1 caractérise une parfaite corrélation linéaire croissante. Un coefficient de corrélation de 0 représente l'absence réelle de corrélation. Elevé au carré, le coefficient de corrélation précise le pourcentage de valeurs expliquées par le modèle de régression linéaire (coefficient de détermination R^2).

Coefficient de corrélation de Spearman

L'absence d'une relation linéaire entre deux variables ne signifie pas l'absence de toute corrélation entre les deux caractères étudiés. Le test non paramétrique des rangs de Spearman (appelé coefficient de Spearman (ρ)) examine s'il existe une relation entre le rang des observations pour deux caractères X et Y ($r(X)$ et $r(Y)$) : ce qui permet de détecter l'existence de relation monotone (croissante ou décroissante), quelle que soit sa forme (linéaire, exponentiel, puissance, ...). Ce coefficient apparaît donc utile lorsque l'analyse d'un nuage de points révèle une forme curviligne par exemple. Il est préférable au coefficient de Pearson lorsque les distributions X et Y sont dissymétriques et/ou comportent des valeurs extrêmes auxquelles il est moins sensibles. Le coefficient de Spearman est fondé sur l'étude de la différence des rangs entre les attributs des individus pour les deux caractères X et Y :

$$\rho(x,y) = 1 - \frac{\sum_{i=1}^n [r(X_i) - r(Y_i)]^2}{n^3 - n} \quad (63)$$

Ce coefficient varie entre -1 et +1. Son interprétation est identique à celle du coefficient de Pearson.

3. Modèles de régression

La régression consiste à produire un modèle de relation entre deux ou plusieurs variables, d'estimer la validité de ce modèle et de voir graphiquement la correspondance entre les données et le modèle. Les modèles de régression peuvent ainsi être linéaires ou non linéaires, à deux ou plusieurs variables indépendantes afin d'expliquer les variations d'une variable dépendante.

Régressions linéaires et non linéaires

La régression linéaire permet de définir une équation ($Y^* = a \cdot X + b$) liant deux variables sous la forme d'une droite et décrivant au mieux la tendance du nuage de point observé. La

démarche consiste à faire l'hypothèse que pour chaque individu i , une équation $Y_i = a.X_i + b + \varepsilon_i$ existe (où ε_i est l'erreur (appelée résidu) s'ajoutant à la valeur Y_i^*) qui résulterait d'une relation fonctionnelle linéaire entre Y et X . Ensuite, la recherche de cette droite Y^* (dite droite des moindres carrées) consiste à minimiser la somme quadratique des résidus ε_i .

A l'instar de la régression linéaire, la régression non-linéaire a pour objectif de définir une équation $Y = f(X, a) + \varepsilon$ (où X est la variable indépendante et $a = (a_1, a_2 \dots a_j)'$ sont les paramètres à identifier) reliant deux variables X et Y . Cette fois-ci, la relation établie peut être de forme plus complexe (quadratique, cubique, logarithmique ...).

Intervalles de confiance et de prédiction

Un modèle de régression est construit afin de produire un modèle de relation entre deux ou plusieurs variables. On ne peut évidemment prédire exactement la valeur de Y à partir de X ; Ces deux variables sont sujettes à des variations naturelles. La notion d'intervalle de confiance à 95% est employée afin de définir les valeurs prévues à partir du modèle de régression. Plus largement, l'intervalle de prédiction à 95% permet de définir les limites dans lesquelles tomberaient vraisemblablement une nouvelle observation de Y si elle faisait partie de la même population statistique servant à établir le modèle.

Résidus

Les résidus ou " erreurs observées " sont définis comme étant les différences entre les valeurs observées et les valeurs estimées par un modèle de régression. Leur analyse a pour objectif de tester la validité d'un modèle de régression et d'en déceler les limites.

Un des indices les plus fréquemment utilisés pour évaluer l'erreur observée est le résidu standardisé. Il consiste en un rapport entre le résidu et l'erreur type (c'est-à-dire la racine carrée du carré moyen d'erreur dans l'analyse de la variance). Son intérêt est d'obtenir des valeurs interprétables afin de déterminer les valeurs extrêmes s'ajustant mal au modèle. Les résidus standardisés doivent suivre une loi normale avec une valeur moyenne nulle. On admet qu'environ 95% des observations des résidus doivent être comprises entre -2 et +2 pour assurer la validité de la régression établie.

A.10 - Identification d'un Volume Élémentaire Représentatif de L'os spongieux

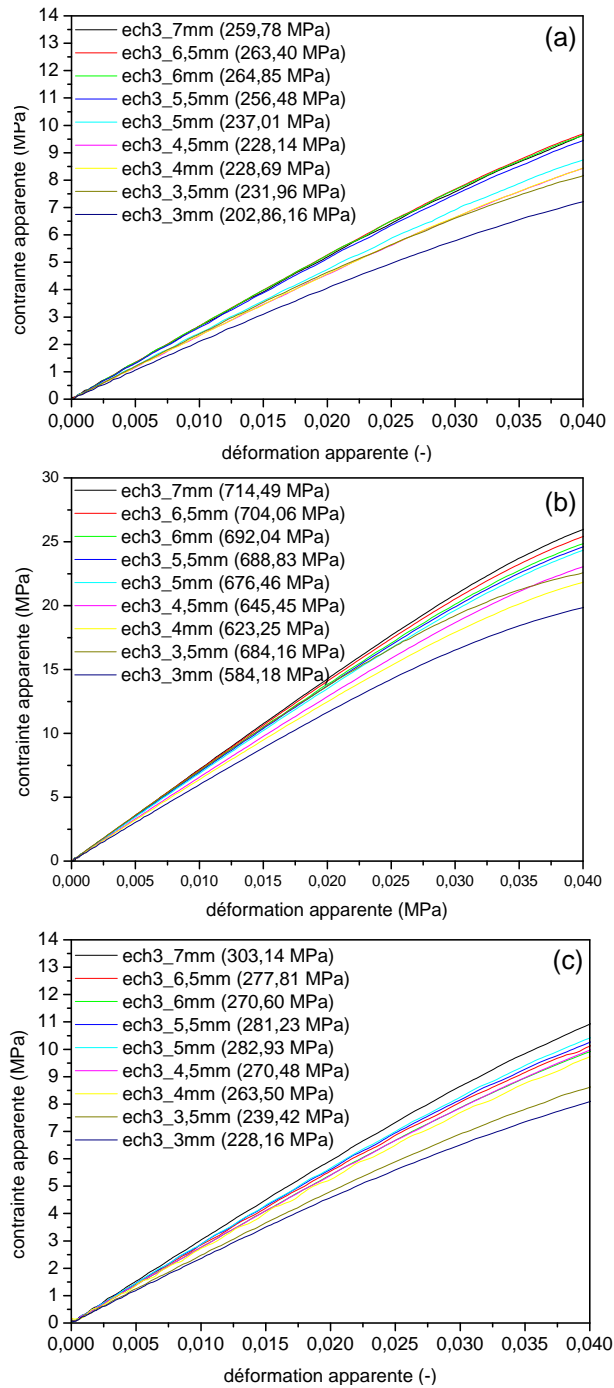


Figure A.10-1 - variation du module apparent d'un échantillon pour différents volumes de matière considérés dans les trois directions principales (ech3).

(a) suivant X ; (b) suivant Y ; (c) suivant Z

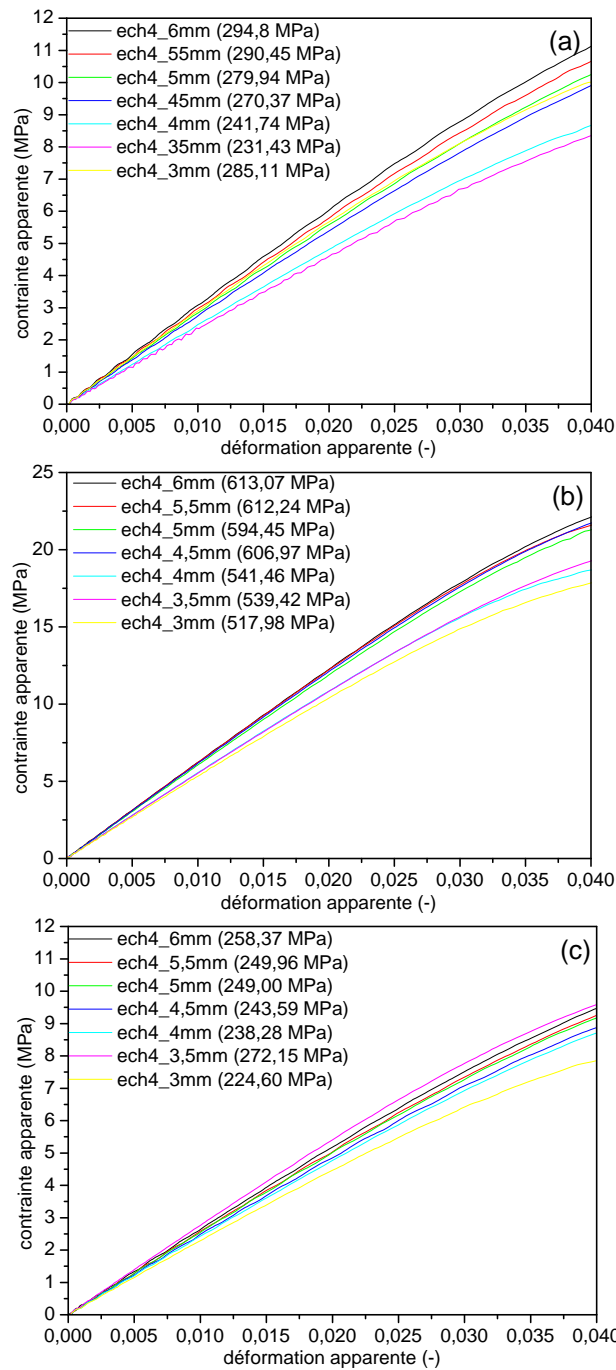
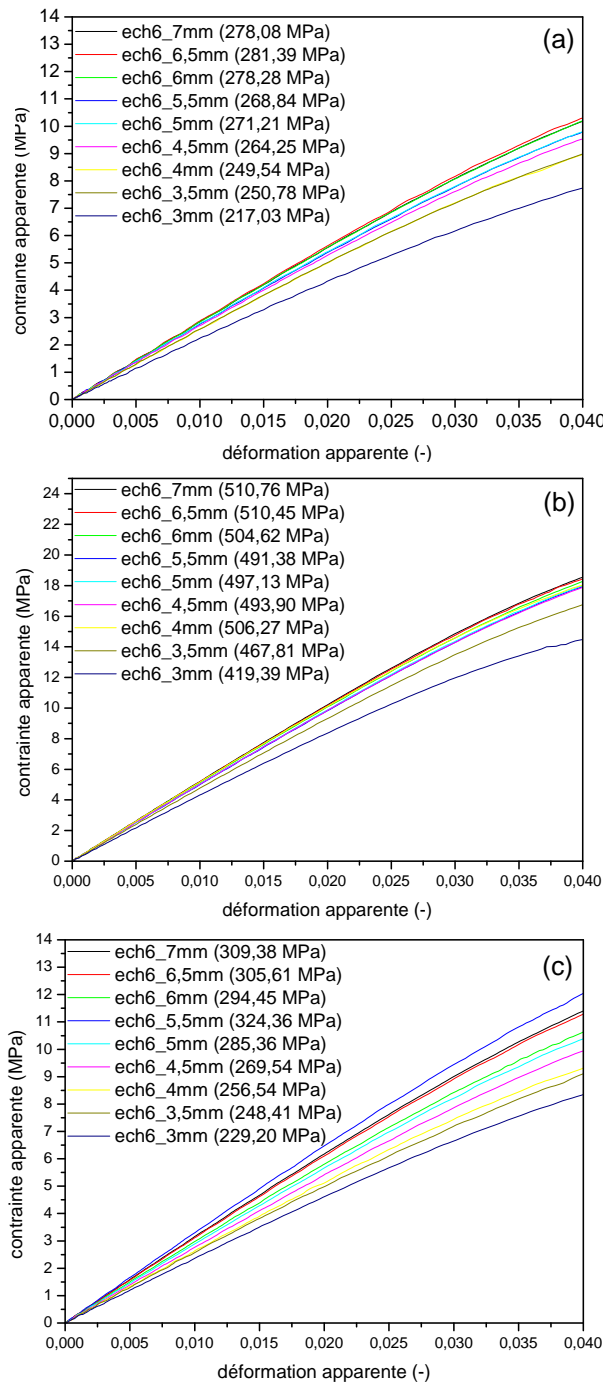


Figure A.10-2 - variation du module apparent d'un échantillon pour différents volumes de matière considérés dans les trois directions principales (ech4).

(a) suivant X ; (b) suivant Y ; (c) suivant Z



**Figure A.10-3 - variation du module apparent d'un échantillon pour différents volumes de matière considérés dans les trois directions principales (ech6).
(a) suivant X ; (b) suivant Y ; (c) suivant Z**

Influence des paramètres architecturaux sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire

Afin d'améliorer la prédiction des lésions par les modèles virtuels de l'être humain, cette thèse propose d'étudier le comportement mécanique de l'os trabéculaire, en prenant en compte les hétérogénéités architecturales liées aux variabilités inter et intra-individuelles.

Après acquisition par micro-tomographie (μ CT) d'échantillons d'os trabéculaire, des essais mécaniques de compression en quasi-statique et en grandes déformations ont été menés. L'influence des variabilités inter et intra-individuelles a été étudiée afin de minimiser les dispersions usuellement rencontrées sur les réponses mécaniques. Des relations entre les principales propriétés mécaniques ont ainsi été identifiées à l'échelle mésoscopique.

Une étude numérique, réalisée à partir des données tomographiques, a ensuite été menée afin de déterminer les principales propriétés architecturales des échantillons. Des relations significatives ont ainsi pu être déterminées. Des modèles Éléments Finis ont également été développés afin de contrôler rigoureusement les variabilités inter et intra-individuelles.

Les résultats numériques et expérimentaux ainsi obtenus ont été confrontés, afin de caractériser les effets architecturaux sur la réponse en compression de l'os trabéculaire. La cinématique de déformation a été étudiée afin d'améliorer notre compréhension du comportement de l'os trabéculaire. Un Volume Élémentaire Représentatif (VER) a également été identifié, validant l'étude expérimentale précédemment menée. Finalement, une relation originale a été mise en évidence, justifiant des variations de modules apparents inter et intra-individuelles.

Mots-clés : os trabéculaire / essais de compression / micro tomographie / modèles Éléments Finis

Effects of architectural parameters on the mechanical behaviour of the trabecular bone

This thesis proposes to identify the mechanical behaviour of trabecular bone, by taking into account the architectural heterogeneities related to the inter and intra-individual variabilities, in order to improve the injuries prediction by the virtual models of human bodies.

After scanning all the samples with micro computed tomography (μ CT), quasi-static compression tests have been performed. The inter and intra-individual variabilities effects have been studied in order to reduce the usually dispersions, observed on the mechanical responses. Relations between the main mechanical properties have been identified at the mesoscopic scale.

A numerical study is then conducted using the data from μ CT, in order to identify the principal architectural properties of the trabecular bone. Significant correlations have been identified. Finite Element models have also been developed from these data, in order to control the inter and intra-individual variabilities.

The experimental and numerical results previously obtained have been compared in order to characterise the architectural effects on the mechanical response of trabecular bone. The deformation have been studied in order to improve our knowledge of the trabecular bone behaviour. A Representative Volume Element (RVE) has also been identified, which confirms the previous experimental study. Finally, an original relationship has been identified, which explains the inter and intra-individualities apparent modulus variations.

Keywords : trabecular bone / compressive tests / micro-tomography / Finite Elements models