



HAL
open science

Caractérisation Biomécanique et Modélisation 3D par Imagerie X et IRM haute résolution de l'os spongieux humain : Evaluation du risque fracturaire

Hélène Follet

► **To cite this version:**

Hélène Follet. Caractérisation Biomécanique et Modélisation 3D par Imagerie X et IRM haute résolution de l'os spongieux humain : Evaluation du risque fracturaire. Sciences du Vivant [q-bio]. INSA de Lyon, 2002. Français. NNT: . tel-00003145

HAL Id: tel-00003145

<https://theses.hal.science/tel-00003145v1>

Submitted on 21 Jul 2003

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.

N° d'ordre : 02 ISAL 0105
Année 2002

Thèse

Caractérisation Biomécanique et Modélisation 3D par Imagerie X et IRM haute résolution de l'os spongieux humain : Evaluation du risque fracturaire.

Présentée devant
L'institut national des sciences appliquées de Lyon

Pour obtenir
Le grade de docteur

Formation doctorale
Génie Mécanique

École doctorale MEGA:
Mécanique, Energétique, Génie Civil, Acoustique

Par
Hélène FOLLET

Soutenue le 18 décembre 2002 devant la Commission d'examen

Jury MM.

P.J. MEUNIER	Professeur (Lyon 1),	Président du jury
M. ARLOT	Docteur en Médecine (Laënnec, Lyon),	Examineur
C. BENHAMOU	Docteur en Médecine (Chu Orléans),	Rapporteur
F. PEYRIN	Directeur de recherche, INSERM (Lyon),	Examineur
C. RUMELHART	Professeur (INSA, Lyon),	Directeur de Thèse
M. ZIDI	Maître de Conférences (Paris 12),	Rapporteur

Membre Invité

E. VIDAL-SALLE	Maître de Conférences (INSA, Lyon),	Invitée
----------------	-------------------------------------	---------

Ecoles Doctorales et Diplômes d'Etudes Approfondies

habilités pour la période 1999-2003

ECOLE DOCTORALE n° code national	RESPONSABLE PRINCIPAL	CORRESPONDANT INSA	DEA INSA n° code national	RESPONSABLE DEA INSA
CHIMIE DE LYON (Chimie, Procédés, Environnement) EDA206	M. D. SINOUC UCBL1 04.72.44.62.63 Sec 04.72.44.62.64 Fax 04.72.44.81.60	M. P. MOSZKOWICZ 83.45 Sec 84.30 Fax 87.17	Chimie Inorganique 910643	M. J.F. QUINSON Tél 83.51 Fax 85.28
			Sciences et Stratégies Analytiques 910634	
			Sciences et Techniques du Déchet 910675	M. P. MOSZKOWICZ Tél 83.45 Fax 87.17
ECONOMIE, ESPACE ET MODELISATION DES COMPORTEMENTS (E ² MC) EDA417	M.A. BONNAFOUS LYON 2 04.72.72.64.38 Sec 04.72.72.64.03 Fax 04.72.72.64.48	Mme M. ZIMMERMANN 84.71 Fax 87.96	Villes et Sociétés 911218	Mme M. ZIMMERMANN Tél 84.71 Fax 87.96
			Dimensions Cognitives et Modélisation 992678	M. L. FRECON Tél 82.39 Fax 85.18
ELECTRONIQUE, ELECTROTECHNIQUE, AUTOMATIQUE (E.E.A.) EDA160	M. G. GIMENEZ INSA DE LYON 83.32 Fax 85.26		Automatique Industrielle 910676	M. M. BETEMPS Tél 85.59 Fax 85.35
			Dispositifs de l'Electronique Intégrée 910696	M. D. BARBIER Tél 85.47 Fax 60.81
			Génie Electrique de Lyon 910065	M. J.P. CHANTE Tél 87.26 Fax 85.30
			Images et Systèmes 992254	Mme I. MAGNIN Tél 85.63 Fax 85.26
EVOLUTION, ECOSYSTEME, MICROBIOLOGIE, MODELISATION (E2M2) EDA403	M. J.P FLANDROIS UCBL1 04.78.86.31.50 Sec 04.78.86.31.52 Fax 04.78.86.31.49	M. S. GRENIER 79.88 Fax 85.34	Analyse et Modélisation des Systèmes Biologiques 910509	M. S. GRENIER Tél 79.88 Fax 85.34
INFORMATIQUE ET INFORMATION POUR LA SOCIETE (EDIIS) EDA 407	M. J.M. JOLION INSA DE LYON 87.59 Fax 80.97		Documents Multimédia, Images et Systèmes d'Information Communicants 992774	M. A. FLORY Tél 84.66 Fax 85.97
			Extraction des Connaissances à partir des Données 992099	M. J.F. BOULICAUT Tél 89.05 Fax 87.13
			Informatique et Systèmes Coopératifs pour l'Entreprise 950131	M. A. GUINET Tél 85.94 Fax 85.38
INTERDISCIPLINAIRE SCIENCES-SANTE (EDISS) EDA205	M. A.J. COZZONE UCBL1 04.72.72.26.72 Sec 04.72.72.26.75 Fax 04.72.72.26.01	M. M. LAGARDE 82.40 Fax 85.24	Biochimie 930032	M. M. LAGARDE Tél 82.40 Fax 85.24
MATERIAUX DE LYON UNIVERSITE LYON 1 EDA 034	M. J. JOSEPH ECL 04.72.18.62.44 Sec 04.72.18.62.51 Fax 04.72.18.60.90	M. J.M. PELLETIER 83.18 Fax 84.29	Génie des Matériaux : Microstructure, Comportement Mécanique, Durabilité 910527	M. J.M.PELLETIER Tél 83.18 Fax 85.28
			Matériaux Polymères et Composites 910607	M. H. SAUTEREAU Tél 81.78 Fax 85.27
			Matière Condensée, Surfaces et Interfaces 910577	M. G. GUILLOT Tél 81.61 Fax 85.31
MATHEMATIQUES ET INFORMATIQUE FONDAMENTALE (Math IF) EDA 409	M. NICOLAS UCBL1 04.72.44.83.11 Fax 04.72.43.00.35	M. J. POUSIN 88.36 Fax 85.29	Analyse Numérique, Equations aux dérivées partielles et Calcul Scientifique 910281	M. G. BAYADA Tél 83.12 Fax 85.29
MECANIQUE, ENERGETIQUE, GENIE CIVIL, ACOUSTIQUE (MEGA) EDA162	M. J. BATAILLE ECL 04.72.18.61.56 Sec 04.72.18.61.60 Fax 04.78.64.71.45	M. G.DALMAZ 83.03 Fax 04.72.89.09.80	Acoustique 910016	M. J.L. GUYADER Tél 80.80 Fax 87.12
			Génie Civil 992610	M. J.J.ROUX Tél 84.60 Fax 85.22
			Génie Mécanique 992111	M. G. DALMAZ Tél 83.03 Fax 04.78.89.09.80
			Thermique et Energétique 910018	Mme. M. LALLEMAND Tél 81.54 Fax 60.10

Écoles Doctorales

Matériaux de Lyon

INSAL – ECL -UCB. Lyon1 – Univ. De Chambéry – ENS

Responsable : Professeur A. HOAREAU, UCBL
(Tél. : 04.72.44.85.66)

Formations doctorales associées :

Génie des Matériaux (Pr. R. FOUGERES, Tél : 04. 72. 43. 81 .49)

Matière condensée surfaces et interfaces

(Pr. G. GUILLOT, Tél : 04.72.43.81.61)

Matériaux polymères et composites

(Pr. H. SAUTEREAU, Tél : 04.72.43.81.78)

Mécanique, Energétique, Génie Civil, Acoustique (MEGA)°

Responsable : Pr. J. BATAILLE, ECL (Tél : 04.72.43.8079)

Formations doctorales associées :

Acoustique (Pr. J.L. GUYADER, Tél : 04.72.43.80.80)

Génie Civil : Sols, matériaux, structures, physique du bâtiment

(Pr. P. LAREAL, Tél : 04.72.43.82.16)

Mécanique (Pr. G. DALMAZ, Tél : 04.72.43.83.03)

Thermique et Energétique (Pr. M. LALLEMAND, Tél : 04.72.43.81.54)

Électronique, Électrotechnique, Automatique (EEA)

INSAL - ECL – UCB. Lyon1 – Univ. de Saint-Etienne

Responsable : Professeur G. GIMENEZ, INSAL
(Tél : 04.72.43.83.32)

Formations doctorales associées :

Acoustique (Pr. J.L. GUYADER, Tél : 04.72.43.80.80)

Automatique Industrielle (Pr. SCAVARDA, Tél : 04.72.43.83.41)

Dispositifs de l'électronique intégrée
(Pr. P. PINARD, Tél : 04.72.43.80.79)

Génie biologique et médical (Pr. I MAGNIN, Tél : 04.72.43.85.63)

Génie électrique (Pr. J.P. CHANTE, Tél : 04.72.43.87.26)

Signal, Image, Parole (Pr. G. GIMENEZ, Tél : 04.72.43.83.32)

Ecole doctorale interdisciplinaire Sciences-Santé (EDISS)

INSAL – UCB Lyon1 – Univ. de Saint-Etienne – Univ. Aix-Marseille2

Responsable : Professeur A. COZZONE, CNRS-Lyon
(Tél 04.72.72.26.75)

Formations doctorales associées :

Biochimie (Pr. M. LAGARDE, Tél : 04.72.43.82.40)

Génie biologique et médical (Pr. I. MAGNIN, Tél : 04.72.43.85.63)

Autres formations Doctorales

Analyse et modélisation des systèmes biologique

Responsable : Professeur S. GRENIER, INSAL Tél : 04.72.43.83.56

Chimie inorganique

Responsable : Professeur P. GONNARD, INSAL
Tél : 04.72.43.81.58

Conception en bâtiment et technique urbaines

Responsable : Professeur M. MIRAMOND, INSAL
Tél : 04.72.43.82.09

DEA Informatique de Lyon

Responsable : Professeur J.M. JOLION, INSAL Tél : 04.72.43.87.59

Productique : Organisation économique et génie informatique pour l'entreprise

Responsable : Professeur J. FAVREL, INSAL Tél : 04.72.43.83.63

Sciences et techniques du déchet

Responsable : Professeur P. MOSZKOWICZ, INSAL
Tél : 04.72.43.83.45

Décembre 2002

Institut national des sciences appliquées de Lyon

Directeur : A. STORCK

Professeurs

S. AUDISIO	physico-chimie industrielle
J.C. BABOUX	GEMPM* [*]
B. BALLAND	physique de la matière
D. BARBIER	physique de la matière
G. BAYADA	modélisation mathématique et calcul scientifique
C. BERGER (Mlle)	physique de la matière
M. BETEMPS	automatique industrielle
J.M. BLANCHARD	LAEPSI**
C. BOISSON	vibrations acoustiques
M. BOIVIN	mécanique des solides
H. BOTTA	équipe développement urbain
G. BOULAYE	informatique
J. BRAU	centre de thermique
M. BRISSAUD	génie électrique et ferroélectricité
M. BRUNET	mécanique des solides
J.C. BUREAU	thermodynamique appliquée
J.Y. CAVAILLE	GEMPM* [*]
J.P. CHANTE	composants de puissance et applications
B. CHOCAT	unité de recherche en génie civil

Professeurs

B.	CLAUDEL	LAEPSI**
M.	COUSIN	unité de recherche en génie civil
M.	DIOT	thermodynamique appliquée
A.	DOUTHEAU	chimie organique
R.	DUFOUR	mécanique des structures
J.C.	DUPUY	physique de la matière
H.	EMPTOZ	reconnaissance des formes et vision
C.	ESNOUF	GEMPM* [*]
L.	EYRAUD (Prof. Émérite)	génie électrique et ferroélectricité
G.	FANTOZZI	GEMPM* [*]
M.	FAYET	mécanique des solides
J.	FAVREL	groupe de recherche en productique et informatique des systèmes manufacturiers
G.	FERRARIS-BESSO	mécanique des structures
Y.	FETIVEAU	génie électrique et ferroélectricité
L.	FLAMAND	mécanique des contacts
P.	FLEISCHMANN	GEMPM* [*]
A.	FLORY	ingénierie des systèmes d'information
R.	FOUGERES	GEMPM* [*]
F.	FOUQUET	GEMPM* [*]
L.	FRECON	informatique
R.	GAUTHIER	physique de la matière
M.	GERY	centre de thermique
G.	GIMENEZ	CREATIS***
P.	GOBIN (Prof. émérite)	GEMPM* [*]
P.	GONNARD	génie électrique et ferroélectricité
M.	GONTRAND	composants de puissance et applications
R.	GOUTTE (Prof. Émérite)	CREATIS***
G.	GRANGE	génie électrique et ferroélectricité
G.	GUENIN	GEMPM* [*]
M.	GUICHARDANT	biochimie et pharmacologie
G.	GUILLOT	physique de la matière
A.	GUINET	groupe de recherche en productique et informatique des systèmes manufacturiers
J.L.	GUYADER	vibrations acoustiques
J.P.	GUYOMAR	génie électrique et ferroélectricité

Professeurs

J.M. JOLION	reconnaissance des formes et vision
J.F. JULLIEN	unité de recherche en génie civil
A. JUTARD	automatique industrielle
R. KASTNER	unité de recherche en génie civil
H. KLEIMANN	génie électrique et ferroélectricité
J. KOULOUMDJIAN	ingénierie des systèmes d'information
M. LAGARDE	biochimie et pharmacologie
M. LALANNE	mécanique des structures
A. LALLEMAND	centre de thermique
M. LALLEMAND (Mme)	centre de thermique
P. LAREAL	unité de recherche en génie civil
A. LAUGIER	physique de la matière
Ch. LAUGIER	biochimie et pharmacologie
P. LEJEUNE	génétique moléculaire des microorganismes
A. LUBRECHT	mécanique des contacts
Y. MARTINEZ	ingénierie des systèmes d'information
H. MAZILLE	physico-chimie industrielle
P. MERLE	GEMPM* [*]
J. MERLIN	GEMPM* [*]
J.P. MILLET	physico-chimie industrielle
M. MIRAMOND	unité de recherche en génie civil
N. MONGEREAU(Prof. Émérite)	unité de recherche en génie civil
R. MOREL	mécanique des fluides
P. MOSZKOWICZ	LAEPSI**
P. NARDON	biologie appliquée
A. NAVARRO	LAEPSI**
A. NOURI (Mme)	modélisation mathématique et calcul scientifique
M. OTTERBEIN	LAEPSI**
J.P. PASCAULT	matériaux macromoléculaires
G. PAVIC	vibrations acoustiques
J. PERA	unité de recherche en génie civil
G. PERRACHON	thermodynamique appliquée
J. PEREZ (Prof. Émérite)	GEMPM* [*]
P. PINARD	physique de la matière
J.M. PINON	ingénierie des systèmes d'information

Professeurs

D.	PLAY	conception et analyse des systèmes mécaniques
J.	POUSIN	modélisation mathématique et calcul scientifique
P.	PREVOT	groupe de recherche en apprentissage, coopération et interfaces multimodales
R.	PROST	CREATIS***
M.	RAYNAUD	centre de thermique
J.M.	REYNOUARD	unité de recherche en génie civil
E.	RIEUTORD (Prof. Émérite)	mécanique des fluides
J.	ROBERT-BAUDOUY(Mme)	génétique moléculaire des microorganismes
D.	ROUBY	GEMPM* [*]
P.	RUBEL	ingénierie des systèmes d'information
C.	RUMELHART	mécanique des solides
J.F.	SACADURA	centre de thermique
H.	SAUTEREAU	matériaux macromoléculaires
S.	SCARVARDA	automatique industrielle
D.	THOMASSET	automatique industrielle
M.	TROCCAZ	génie électrique et ferroélectricité
R.	UNTERREINER	CREATIS***
J.	VERON	LAEPSI**
G.	VIGIER	GEMPM* [*]
A.	VINCENT	GEMPM* [*]
P.	VUILLERMOZ	physique de la matière

Directeurs de recherche C.N.R.S.

Y.	BERTHIER	mécanique des contacts
P.	CLAUDY	thermodynamique appliquée
N.	COTTE-PATTAT (Mme)	génétique moléculaire des microorganismes
P.	FRANCIOSI	GEMPM
J.F.	GERARD	matériaux macromoléculaires
M.A.	MANDRAND (Mme)	génétique moléculaire des microorganismes
J.F.	QUINSON	GEMPM
A.	ROCHE	matériaux macromoléculaires

Directeurs de recherche I.N.R.A.

G.	BONNOT	biologie appliquée
G.	FEBVAY	biologie appliquée
S.	GRENIER	biologie appliquée
Y.	MENEZO	biologie appliquée

Directeurs de recherche I.N.S.E.R.M.

A.F.	PRINGENT (Mme)	biochimie et pharmacologie
I.	MAGNIN (Mme)	CREATIS***
F.	PEYRIN (Mme)	CREATIS***

GEMPM* : Groupe d'étude métallurgie physique et physique des matériaux

LAEPSI** : Laboratoire d'analyse environnementale des procédés et systèmes industriels

CREATIS*** : Centre de recherche et d'applications en traitement de l'image et du signal

A mes parents
A mes frères
A morfar
A tous ceux qui me sont Chers

Remerciements



Mon travail de thèse s'est déroulé dans le cadre de l'Ecole Doctorale MEGA, au Laboratoire de Mécanique des Solides de l'INSA (LMSO) de Lyon. Je remercie son Directeur, Monsieur le Professeur Brunet, pour la confiance qu'il m'a accordée.

Je remercie mon directeur de thèse, Monsieur le Professeur Rumelhart, de m'avoir fait partager son expérience en biomécanique, de la liberté d'action et d'autonomie dont j'ai bénéficié durant ces trois années de thèse.

Je remercie vivement le Professeur Claude Benhamou, directeur de l'équipe Inserm ERIT-M0101 au Centre Hospitalier Régional d'Orléans et Monsieur Mustapha Zidi, du Laboratoire de BioMécanique et Biomatériaux Osseux et Articulaires (LB2OA, CNRS UMR 7052), de l'Université de Paris 12, d'avoir accepté de juger mon travail de thèse.

Cette thèse s'inscrit dans un projet pluridisciplinaire de recherche sur la caractérisation Biomécanique, structurale et architecturale de l'os spongieux, coordonné par le Professeur Pierre Jean Meunier. Je tiens à exprimer tout mon respect pour ce spécialiste de renommée internationale, de l'os et de l'histomorphométrie et le remercie vivement d'avoir accepté de participer à mon jury de thèse.

J'adresse mes remerciements à Madame Monique Arlot, collaboratrice du Professeur Meunier, pour son aide éclairée lors de la rédaction de publications et ses conseils en analyses statistiques. Je lui suis reconnaissante d'avoir accepté de participer à mon jury de thèse, en tant que médecin spécialiste de l'histomorphométrie.

J'exprime aussi ma reconnaissance à Madame Françoise Peyrin, Directrice de Recherche à l'ESRF et au laboratoire CREATIS de L'INSA de Lyon, pour sa précieuse collaboration. Son travail concernant l'imagerie tomographique de l'os m'a permis de mener à bien une partie de l'analyse architecturale 3D et la modélisation EF de l'os spongieux. J'ai apprécié cette collaboration, la confiance qu'elle m'a accordée lors de manipulations à l'ESRF et la remercie d'avoir accepté de participer à mon jury de thèse.

Je remercie Madame Emmanuelle Vidal-Sallé, d'avoir accepté de participer à mon jury de thèse et surtout pour son soutien tout au long de ces trois années de thèse.

Je tiens également à remercier Olivier Beuf pour l'acquisition et le traitement d'images IRM, et pour avoir accepté que l'on fasse, parfois tardivement, des manipulations sur IRM clinique.

Je remercie le Professeur Clouet, responsable du service de radiologie, d'avoir accepté l'utilisation des moyens cliniques IRM et Scanner X et d'avoir mis à notre disposition son équipe de manipulateurs, un remerciement tout particulier étant adressé à Christelle pour sa disponibilité et sa gentillesse.

Merci à Gilles Peix, Maître de conférence au Laboratoire de Contrôle Non Destructif par Rayonnements Ionisants de l'INSA de LYON, en particulier pour son travail concernant l'imagerie tomographique de travées isolées. Son dynamisme et sa disponibilité ont été très appréciés.

J'exprime tous mes remerciements aux personnes ayant réalisé certains travaux présentés dans ce mémoire : Jean Paul Roux, Brigitte Burt Pichat et Georges Boivin, Directeur de Recherche, du Laboratoire d'Histodynamique Osseuse dirigé par le Professeur Meunier, pour la réalisation et l'analyse des coupes histomorphométriques et la mesure de degré de minéralisation, François Duboeuf, du Centre d'absorptiométrie de l'Hôpital Edouard Herriot, pour les mesures DXA et ultrasonores, Mr Tomollilo, du laboratoire d'anatomie de Laënnec, pour le prélèvement des calcanéums humains, Georges Hugueny, responsable du CEREP, pour la réalisation de minuscules pièces mécaniques, Philippe Falandry du CINES, pour l'aide technique sur calculs à distance, Dominique Rouby (Gemppm), pour les essais de micro dureté sur mousse d'aluminium, et Alexandra Bonnassié (ESRF) pour la squeletisation des images.

Merci à Karine Bruyère, pour m'avoir fait partager son expérience, son intérêt pour la recherche et pour ses précieux conseils.

Merci à Alexa Simonin, Gilles Monnier, Philippe Rousseau, Marie-Estelle Caspar, Odile Tailliez et Céline Lafoix (Pfe ou DEA) pour leur participation active aux travaux de recherche en biomécanique au LMSO.

Merci à tous les membres du laboratoire, à leur enthousiasme, parfois débordant !, qui contribuent à son ambiance de travail agréable et propice à la recherche.

Merci à mes amis et très bonnes relations de m'avoir supportée, dans tous les sens du terme, tout au long de cette thèse.

Enfin, un grand merci à toutes les personnes qui ont fait, font ou feront don de leur corps à la science et qui permettent, par ce dernier acte de générosité, l'avancée de la recherche.

SOMMAIRE

SOMMAIRE

0. Introduction	p.10
PARTIE 1 Etat de l'Art	
1. L'os humain	p.14
1.1. Introduction	p.14
1.2. Le squelette	
1.3. Le tissu osseux	p.16
1.3.1. Composition	
1.3.2. Structure de l'os cortical	
1.3.3. Structure de l'os spongieux	p.19
1.4. Le remodelage osseux	p.21
1.5. Les mécanismes de la perte osseuse	
1.5.1. L'ostéopénie physiologique	
1.5.2. L'ostéoporose	
1.6. Conclusions	p.22
2. Caractérisation tissulaire de l'os spongieux	p.24
2.1. Introduction	p.24
2.2. Les Densités et leur mesure	p.25
2.2.1. Absorptiométrie	
2.2.1.1. Loi d'atténuation	
2.2.1.2. Absorptiométrie radiographique	
2.2.1.3. Absorptiométrie en simple énergie	p.26
2.2.1.4. Absorptiométrie en double énergie	p.27
2.2.2. Tomodensitométrie	
2.2.3. Densités physiques	
2.2.3.1. Densité apparente	
2.2.3.2. Densité réelle	
2.2.3.3. Densité de cendres	p.28
2.3. Minéralisation osseuse	
2.3.1. Technique du "Backscattered Electron Imaging (BEI)"	
2.3.2. Microradiographie	
2.3.3. Autres mesures liées à la minéralisation osseuse	
2.2.4. Conclusions	P.30
3. Caractérisation structurale et architecturale de l'os spongieux	p.32
3.1. Introduction	
3.2. Techniques d'évaluation structurale (2D)	p.33
3.2.1. Histomorphométrie	
3.3. Techniques d'évaluation architecturale (3D)	p.33
3.3.1. Microtomographie	p.33
3.3.1.1. Principe	
3.3.1.2. Application à l'os spongieux	
3.3.2. Imagerie par résonance magnétique	p.36
3.3.2.1. Principe de la résonance magnétique	
3.3.2.2. Temps de relaxation	
3.3.2.3. Imagerie tridimensionnelle par résonance magnétique	
3.3.2.4. Analyse architecturale de l'os spongieux par résonance magnétique	
3.4. Paramètres structuraux (2D) et architecturaux (3D)	p.39
3.4.1. Paramètres histomorphométriques (2D)	p.39
3.4.1.1. Paramètres structuraux (2D)	
3.4.1.2. Paramètres dits de connectivité (2D)	

3.4.1.3. Trabecular Bone Pattern Factor (TBPf)	
3.4.2. Anisotropie structurale (2D) et architecturale (3D)	
3.4.2.1. Méthode du Mean Intercept Length (MIL) (2D) et (3D)	p.42
3.4.2.2. Méthodes volumiques	
3.4.2.2.1. Star Volume	
3.4.2.2.2. Volume Orientation	
3.4.2.3. Comparaison des différents paramètres	
3.4.3. Connexité	p.46
3.4.3.1. Nombre de connexité	
3.4.3.2. Nombres de Betti	
3.4.3.3. Nombre d'Euler	
3.4.3.4. L'estimateur Conneuler	
3.4.3.5. Conclusions sur la connexité	p.51
3.4.4. Dimension fractale : D (2D) et (3D)	p.54
3.4.5. Le Structure Model Index (SMI) (3D)	p.55
3.5. Conclusions	
4. Caractérisation mécanique de l'os spongieux et du tissu trabéculaire	p.56
4.1. Introduction	p.57
4.2. Rappels de Mécanique	p.58
4.3. Préparation des échantillons d'os spongieux	p.67
4.3.1. Conservation	p.67
4.3.2. Géométrie	p.69
4.4. Conditions d'essai	p.70
4.4.1. Hydratation	p.70
4.4.2. Température	p.71
4.4.3. Conditions de liaison	p.75
4.5. Influence du temps	p.75
4.5.1. Vitesse de déformation	p.77
4.5.2. Relaxation	p.78
4.5.3. Fluage	p.79
4.5.4. Fatigue	p.79
4.5.5. Essais dynamiques et cycliques	p.79
4.6. Caractérisation mécanique de l'os spongieux	p.79
4.6.1. Essai de compression	
4.6.1.1. Comportement de l'os spongieux en compression	
4.6.1.2. Echantillons de compression	
4.6.1.3. Conditions aux limites de l'échantillon de compression	
4.6.1.4. Essai à rupture	
4.6.1.5. Essai élastique	
4.6.1.5.1. Intérêt de l'essai dans le domaine élastique	
4.6.1.5.2. Limite du domaine élastique	
4.6.1.6. Conclusions	p.85
4.6.2. Essai de traction	p.86
4.6.3. Essai de cisaillement et de torsion	
4.6.3.1. Essai de cisaillement	
4.6.3.2. Essai de torsion	p.88
4.6.4. Comportement des travées dans un échantillon « global »	p.89
4.6.5. Essais multiaxiaux et critères de résistance	
4.6.5.1. Le critère de Hoffmann	
4.6.5.2. Le critère de la contrainte maximale et le critère de Tsai Wu	
4.7. Caractérisation mécanique du tissu trabéculaire	p.90
4.7.1. Introduction	
4.7.2. Essais mécaniques sur travées ou échantillons isolés	
4.7.2.1. Flambage	p.91
4.7.2.2. Micro-traction	
4.7.2.3. Flexion (3 points et 4 points)	
4.7.2.4. Micro-flexion et modélisation poutre-console	
4.7.2.5. Nano-indentation	
4.7.3. Conclusions	p.96
4.8. Caractérisation Ultra-sonore	p.97
4.8.1. Détermination des modules d'Elasticité par transmission	p.97
4.8.1.1. Principe	
4.8.1.2. Application à l'os spongieux	
4.8.1.3. Application au tissu trabéculaire	

4.8.2. Caractérisation clinique par transmission	p.101
4.8.2.1. Matériel et Méthodes de mesures	
4.8.2.2. Relation avec les paramètres classiques mesurés sur os spongieux	
4.8.2.3. Conclusions	p.103
4.8.3. Microscopie acoustique	
4.9. Mesure de perméabilité	p.105
4.10. Conclusions	p.106
Annexes :	
Tableau 4.1. : Propriétés de compression de l'os spongieux.	
Tableau 4.2. : Module d'Elasticité du tissu trabéculaire.	
5. Modélisation mathématique de l'os spongieux	p.108
5.1. Introduction	
5.2. Modélisation par Eléments Finis : Principe	p.109
5.3. Méthode inverse	p.111
5.4. Modélisation de structures idéalisées	p.112
5.4.1. Modèles analytiques	p.112
5.4.2. Modèles Eléments finis	p.114
5.5. Modélisation de structures réelles	p.117
5.5.1. Reconstruction par des méthodes optiques et modèles 2D	p.117
5.5.2. Reconstruction à partir d'images tomographiques et modèles 3D	p.120
5.5.2.1. Modélisation par éléments brique	
5.5.2.2. Modélisation par éléments tétraédrique	
5.5.2.3. Modèles squelettisés	
5.5.2.4. Modèles élasto-plastiques	
5.5.2.5. Quantification des erreurs	
5.6. Conclusions	p.131
 PARTIE 2 : Matériel et Méthodes	
6. Matériel et Méthodes	p.135
6.1. Introduction	
6.2. Matériel osseux	
6.2.1. Calcanéums humains	p.135
6.2.2. Organigramme	p.136
6.2.3. Conservation et découpe	p.137
6.3. Méthodes cliniques sur calcanéum	p.140
6.3.1. Caractérisation « <i>ex vivo</i> » sur calcanéum excisé	p.141
6.3.1.1. Mesure par scanner X	
6.3.1.2. Mesure par IRM	
6.3.2. Densité	p.145
6.3.2.1. Mesure par DXA	
6.3.2.2. Densités Physiques	
6.3.3. Caractérisation Ultrasonore	p.147
6.3.3.1. Mesures cliniques par transmission	
6.3.4. Degré de minéralisation	
6.4. Caractérisation structurale et architecturale	p.150
6.4.1. Techniques de caractérisation	p.150
6.4.1.1. Histomorphométrie	
6.4.1.2. Microtomographie	
6.4.1.3. Imagerie par Résonance Magnétique	
6.4.2. Paramètres structuraux et architecturaux	p.154
6.4.2.1. Paramètres histomorphométriques	
6.4.2.2. Mean Intercept Length (MIL)	

6.4.2.3.	Dimension Fractale	
6.4.2.4.	Connectivité	
6.5.	Essais mécaniques	p.158
6.5.1.	Essais de compression sur échantillons cubiques d'os spongieux	p.158
6.5.2.	Essai de micro-flexion sur travée osseuse	p.158
6.5.2.1.	Introduction	
6.5.2.2.	Prélèvement des travées	
6.5.2.3.	Construction du modèle géométrique de la travée	
6.5.2.3.1.	Par vision stéréoscopique	p.162
6.5.2.3.2.	Par tomographie X	p.167
6.5.2.4.	Essai de micro-flexion	
6.5.2.5.	Mesures par corrélations d'images	
6.6.	Modélisation	p.172
6.6.1.	Modélisation des échantillons cubiques d'os spongieux	p.172
6.6.1.1.	Modélisation 3D Brique	p.172
6.6.1.2.	Validation du modèle 3D Brique	
6.6.1.3.	Limites du modèle 3D Brique	
6.6.1.4.	Modélisation 3D Poutre à partir de Squelettes	p.179
6.6.2.	Modélisation des travées osseuse	p.182
6.7.	Méthodes statistiques	p.185
6.7.1.	Statistiques descriptives	p.185
6.7.2.	Normalité de la distribution	
6.7.3.	Tests non paramétriques	p.186
6.7.4.	Tests paramétriques	
6.8.	Conclusions	p.188

PARTIE 3 : RESULTATS

7.	Caractérisation structurale et architecturale de l'os spongieux de calcanéums humains	p.190
7.1	Introduction	
7.2	Tableau synoptique	p.191
7.3	Statistiques descriptives	p.192
7.3.1.	Scanner X	p.193
7.3.2.	IRM sur calcanéum entier	
7.3.3.	DXA - US	
7.3.4.	Histomorphométrie	
7.3.5.	Paramètres mécaniques sur échantillons cubiques	p.195
7.3.6.	Tomographie à très haute résolution (μ CT)	
7.3.7.	Micro IRM « <i>in vitro</i> » sur échantillons cubiques	
7.3.8.	Micro-radiographie sur demi-pastilles	
7.4	Corrélations entre les différents paramètres et techniques	p.200
7.4.1.	Comparaison Zone médiale Zone latérale.	
7.4.2.	Histomorphométrie 2D - Mécanique	
7.4.3.	Histomorphométrie 2D - Tomographie 3D (lat)	p.202
7.4.4.	Histomorphométrie 2D - IRM 3D (lat)	
7.4.5.	Mécanique - Densité apparente	
7.4.6.	Mécanique - Tomographie 3D (med)	p.208
7.4.7.	Mécanique - IRM 3D (med)	
7.4.8.	Mécanique - densités - DXA - US	
7.4.9.	Micro-radiographie	
7.4.10.	IRM sur calcanéums entiers - Histomorphométrie	p.218
7.4.11.	Corrélations multiples et partielles	
7.5	Discussion	p.221
7.6	Conclusions	p.223

8	Modélisation par éléments finis de l'os spongieux de calcanéums humains	p.224
	8.1 Introduction	
	8.2 Rappel des conditions limites	p.225
	8.3 Modèles Eléments finis construits à partir de volumes IRM	p.226
	8.4 Modèles Eléments finis construits à partir de volumes tomographiques	p.229
	8.4.1. Résultats utilisant des Briques à 8 nœuds	
	8.4.2. Résultats utilisant des poutres	
	8.5 Résumé résultats MEF : Tomographie - IRM	p.249
	8.6 Discussion	p.251
	8.6.Conclusions	p.252
9	Modélisation par éléments finis de trabécules osseuses	p.254
	9.1 Introduction	
	9.2 Rappel des conditions expérimentales et limites	p.254
	9.3 Résultats expérimentaux obtenus par essais de micro-flexion	p.255
	9.3.1 Essais élastiques sur travées humides	p.255
	9.3.2 Essais à rupture sur travées sèches	p.260
	9.4 Modèles Ef construits à partir de volumes tomographiques	p.260
	9.4.1 Bilan des simulations « élastiques »	p.261
	9.4.2 Expérimentations et simulations élasto-plastiques parfaites	p.265
	9.5 Evaluation du risque fracturaire	p.272
	9.5.1 Evaluation actuelle du risque fracturaire	
	9.5.2 Rappel des méthodes de calcul	
	9.5.3 Nos propositions d'évaluation du risque fracturaire	p.274
	9.6 Conclusions	p.278
10	Synthèse – Discussion	p.280
	10.1. Introduction	
	10.2. Techniques utilisées.	p.280
	10.2.1. Scanner X	
	10.2.2. IRM sur calcanéum entier	
	10.2.3. Histomorphométrie	p.281
	10.2.4. DXA-US	
	10.2.5. IRM sur échantillons cubiques	
	10.2.6. Microtomographie par rayonnement synchrotron (ESRF)	
	10.2.7. Tomographie (CNDRI)	p.286
	10.2.8. Essais Mécanique	p.286
	10.2.9. Mesures de densité	
	10.3. Résultats paramètres structuraux – architecturaux	p.288
	10.4. Modélisation par éléments finis	p.291
	Conclusions & Perspectives	p.294
	Références bibliographiques	p.298
	Liste des abréviations	p.322
	Annexes	p.324
	A1. Banc de microflexion	p.330
	A2. Reconstruction 3D par méthode optique	p.337
	A3. Technique « speckle » à l'aide d'un laser	p.340
	A4. Mesures par corrélations d'images.	p.340
	A5. Calcul des paramètres à 40µm et autres stats	p.343
	A6. Valeurs des Module d'Young du tissu trabéculaire calculé par identification MEF	

(maillage hexaédrique) à partir d'images μ CT (40 μ m) et IRM (78 μ).	p.348
A7. Volumes tomographiques à 40 μ m	p.350
A8. Volumes squeletisés correspondants	p.352
A9. Volumes avant et après compression, μ CT à 20 μ m	p.354
A10. Comparaison volumes tomographiques 10 μ m et IRM 78 μ m	p.355

INTRODUCTION

Introduction :

Chez les sujets ostéoporotiques, le risque de fracture est lié à la quantité mais aussi à l'architecture et à la qualité de l'os, ces trois éléments conditionnant les propriétés de résistance mécanique du tissu osseux. La qualité de l'os (spongieux ou tissulaire) est une notion complexe, faisant intervenir de nombreux paramètres. Au niveau de l'os spongieux, sa qualité est fonction à la fois du degré de minéralisation au niveau tissulaire, de sa microarchitecture et de la texture de celui-ci (ou structure) avec ses propriétés intrinsèques (qualité des lignes cémentantes, de la matrice non minéralisée, des packets — forme, disposition relative... —, densité de micro-cracks, remodelage osseux...) [LEG99] [LEG00].

In vivo, actuellement, l'évaluation de la quantité d'os et du risque fracturaire est réalisée essentiellement par la mesure de la densité minérale osseuse (BMD) par absorptiométrie biphotonique à rayons X, qui est une densité surfacique moyenne, et ne donne d'informations ni sur la micro-architecture, ni sur l'hétérogénéité de la minéralisation au sein des travées [BOI84] [MEU97] et encore moins sur la texture (ou structure intrinsèque) et la qualité de ces dernières et du tissu trabéculaire. L'interprétation des mesures obtenues par technique ultrasonore est toujours délicate et soumise à discussion [IKI99] [CHE99]. L'intégration, en étude clinique, de facteurs de risques propres à chaque sujet (poids, âge, antécédents, facteurs d'analyses biologiques...) est en cours de développement de façon à corriger et à pondérer la seule donnée du BMD et a été largement abordée lors du « 3^{ème} Symposium International sur les aspects cliniques et économiques de l'ostéoporose et de l'ostéoarthrite » à Barcelone, en Novembre 2002 [Ost02].

Dans le but d'élaborer et d'évaluer un modèle par éléments finis permettant d'estimer à terme et plus précisément le risque fracturaire, nous proposons d'utiliser d'une part des techniques d'imagerie pour acquérir des données représentatives à la fois de la quantité, de l'architecture et de la qualité de l'os [VAN95] [MUL95] et, d'autre part, des tests biomécaniques. La question étant « est-ce que l'imagerie peut donner une idée de la qualité tissulaire ? ».

La plupart des travaux récents [VAN98] [VAN99] sur la modélisation par éléments finis de la structure spongieuse retiennent un module d'élasticité de l'os trabéculaire estimé indirectement (Méthode inverse), en confrontant le Module d'Young global obtenu par le modèle aux valeurs expérimentales déterminées *in vitro*. De plus, la loi de comportement mécanique du tissu trabéculaire (élasto-plastique idéale le plus souvent) est fixée arbitrairement, sans tenir compte des caractéristiques propres à chaque tissu. L'imagerie par résonance magnétique (IRM) devrait permettre d'obtenir dans un avenir proche, et *in vivo*, un modèle d'os spongieux de géométrie plus fidèle. Les méthodes d'imagerie 3D offrent une alternative non destructive à l'histologie, capables d'apporter de réelles informations tridimensionnelles [HIL97], et non une estimation de l'architecture à partir d'images bidimensionnelles. Des corrélations significatives ont déjà été obtenues entre des paramètres architecturaux extraits d'images 3D et des tests biomécaniques évaluant

l'élasticité et la résistance à une charge [BRU00], mais une part de celles-ci n'est toujours pas expliquée, liée très vraisemblablement à l'indétermination de la qualité intrinsèque du tissu trabéculaire.

Cette étude sera réalisée sur des calcanéums humains, os périphériques, constitués essentiellement d'os spongieux, facilement accessibles à différentes mesures *in vivo*, prélevés après autopsie. Deux échantillons cubiques et un cylindrique (cubes médial et latéral, pastille inter médio-latérale) seront prélevés l'os spongieux de cette pièce anatomique.

Au vu des problèmes méthodologiques énoncés ci-dessus et dans la perspective de l'élaboration d'un modèle biomécanique utilisable à terme en santé publique, nous avons retenu l'estimation du module d'élasticité E et de la limite élastique σ_e du tissu trabéculaire de façon indirecte. Pour y parvenir, deux types d'essais mécaniques seront mis en place : un essai de compression sur échantillons cubiques et un essai de micro-flexion sur trabécules osseuses. Les propriétés mécaniques expérimentales seront, dans un premier temps, mis en corrélation avec les paramètres structuraux et architecturaux calculés par imagerie et par histomorphométrie, ainsi qu'avec les paramètres calculés sur calcanéums entiers par DXA, scanner X, ultrasons et IRM.

Dans un deuxième temps, ces propriétés mécaniques seront utilisées afin d'ajuster un modèle numérique par éléments finis sur l'essai expérimental. Le module d'Young global sera confronté et calé sur le module d'élasticité du modèle par éléments finis, fournissant ainsi indirectement une estimation du module d'élasticité du tissu trabéculaire. L'hypothèse d'une loi de comportement élasto-plastique parfaite du tissu trabéculaire permettra enfin l'estimation de sa limite élastique σ_e .

Concernant l'élaboration du modèle éléments finis, nous avons retenu la reconstruction à partir d'images IRM 3D de haute résolution (environ 80 μm), certes moins élevée que celle obtenue à partir d'images tomographiques (10 μm), mais offrant un bon compromis entre coût et exactitude des résultats (Module d'Young E , et limite élastique σ_e). Néanmoins, de nombreux modèles par éléments finis seront construits à partir d'images tomographiques à haute résolution sous échantillonnées à 40 μm , et comparés aux résultats obtenus par IRM (80 μm). La loi de comportement du tissu trabéculaire est élastique ou élasto-plastique et sera aussi déduite directement d'essais de micro-flexion sur trabécules isolées de certains échantillons et les propriétés mécaniques seront comparées d'une part aux mesures de densité issues des mesures classiques (HU, BMD, ρ_{app}) ou de micro-radiographie (densité de minéralisation) et/ou des paramètres de structure trabéculaire établis par examen histomorphométrique, et d'autre part, aux résultats issus du couplage imagerie-essais mécaniques sur cubes.

Enfin, les essais d'endommagement sur des échantillons cubiques et les essais à rupture sur trabécule osseuses permettront de tester les capacités prédictives de notre modèle, en relation avec les paramètres de structure et micro-architecturaux traditionnels (BV/TV, épaisseur des travées, MIL, Nb d'Euler...) issus de l'imagerie

IRM ou de la tomographie à très haute résolution (μ CT). Les résultats de cette modélisation biomécanique, en terme de charge de compression ultime (ou de ruine) et d'endommagement (niveau de déformation du tissu trabéculaire) seront confrontés aux mesures de charges d'affaissement et changement de raideur enregistrées lors des tests biomécaniques destructifs et non destructifs afin de tester les capacités prédictives du risque fracturaire du modèle.

Nous présenterons ainsi dans une première partie (Chapitres 1 à 5), l'état de l'art de la recherche sur l'os spongieux tant pour sa caractérisation tissulaire structurale et architecturale, que pour sa caractérisation mécanique et sa modélisation mathématique. La deuxième partie (chapitre n°6) est consacrée à la description des matériels et méthodes utilisés pour la réalisation de cette étude. La troisième partie (chapitres 7, 8 et 9) expose les résultats obtenus, le chapitre 7 étant principalement axé sur la caractérisation structurale et architecturale de l'os spongieux de calcanéums humains, mettant en corrélations de façon classique, les différents paramètres structuraux et architecturaux obtenus par imagerie ou par tomographie aux paramètres mécaniques obtenus par essais de compression sur échantillons cubiques. Les chapitres 8 et 9 mettent l'accent sur la modélisation par éléments finis de l'os spongieux et du tissu trabéculaire, en relation avec les propriétés mécaniques établies par essais de compression sur cube d'os spongieux ou de micro-flexion, et une méthodologie de prédiction du risque fracturaire sera également proposée.

Dans un dernier chapitre de synthèse et de discussion (Chapitre 10), nous reprendrons et analyserons les résultats obtenus et procéderons à la comparaison des différentes techniques d'évaluations structurales et architecturales utilisées, ainsi que les différentes modélisations par éléments finis utilisées, tout en précisant leurs limites et défauts. Le chapitre de Conclusions dégagera les principaux acquis de notre étude en situant les résultats significatifs par rapport au contexte actuel clinique de prévision du risque fracturaire et en soulignant les aspects restant à développer, en particulier l'appréciation *in vivo* de la qualité du tissu trabéculaire et l'amélioration de l'aspect prédictif de nos modèles.

PARTIE I

ETAT DE L'ART

« Du prélèvement ... »

CHAPITRE 1

1. L'os humain

1.1.	Introduction	p.14
1.2.	Le squelette	p.14
1.3.	Le tissu osseux	p.16
1.3.1.	Composition	
1.3.2.	Structure de l'os cortical	
1.3.3.	Structure de l'os spongieux	
1.4.	Le remodelage osseux	p.19
1.5.	Les mécanismes de la perte osseuse	p.21
1.5.1.	L'ostéopénie physiologique	
1.5.2.	L'ostéoporose	
1.6.	Conclusions	p.22

1.1. Introduction

Ce premier chapitre est destiné à présenter brièvement l'ossature humaine. Les os, éléments durs et/ou résistants, constituent la charpente du corps humain en servant de soutien aux parties molles. La composition de ces différents os sera présentée ainsi que leur physiologie.

1.2. Le squelette

Les os (au nombre de 206) remplissent différentes fonctions dans le corps humain. Ils donnent au corps sa forme extérieure, soutiennent et protègent les parties molles, et renferment la moelle qui produit les cellules sanguines. D'un point de vue statique, les os assurent le soutien du corps et la protection de certains viscères ou autre. D'un point de vue dynamique, ils représentent les éléments bras de levier de transmission des forces musculaires au cours du mouvement. Les os contiennent en outre les réservoirs de calcium que l'organisme peut mobiliser par résorption, selon ses besoins. De plus, les os détoxifient le corps en éliminant les métaux lourds, tels que le plomb et l'arsenic, ainsi que d'autres toxines, véhiculés dans la circulation générale. Le tissu osseux est constitué d'eau (environ 1/4 du poids de l'os), de matières organiques (environ 1/3 du poids de l'os, dont la majeure partie est représentée par une protéine, l'osséine) et de sels minéraux inorganiques (le calcium, le phosphore, et le magnésium prédominant, bien que l'on trouve également du fer, du sodium, du potassium, du chlore, et du fluor en petites quantités). La plupart des os (à l'exception de ceux du crâne) apparaissent d'abord sous la forme d'une ébauche cartilagineuse qui s'ossifie ensuite au fur et à mesure de la croissance du nouveau-né. Deux méthodes fondamentales de classification servent à différencier les os du corps. Le premier système de classification est basé sur l'emplacement anatomique de l'os (axial ou appendiculaire), le second sur sa forme (long, court, plat, ou irrégulier). Les os axiaux sont les quatre-vingt os qui se répartissent le long

de l'axe central, vertical du corps. Ils soutiennent et protègent la tête et le thorax et comprennent le crâne et la colonne vertébrale (rachis). Les os appendiculaires, au nombre de cent vingt six, sont ceux qui forment les membres, c'est-à-dire les épaules et les hanches, les bras et les jambes, les mains et les pieds, les doigts et les orteils.

Les os du squelette ont des formes variables qui dépendent de leur fonction et de leur situation dans le corps [Cab95]. On distingue (Figure 1. 1) :

- les os longs, tels que le radius, l'humérus, et le fémur, qui se composent du corps, ou diaphyse, et des extrémités, ou épiphyses, où l'on trouve l'os spongieux.
- les os courts, tels que les os du carpe, les os du tarse, les phalanges de la main et du pied, et le calcanéum, plus petits et comportant de nombreuses surfaces articulaires.
- les os plats, tels que l'omoplate, le sternum, et les os du crâne, de faible épaisseur,
- les os irréguliers, tels que la vertèbre, ne pouvant pas être classés dans les groupes précédents,
- les os pneumatiques, tels que les os du crâne, contenant de l'air,
- les os sésamoïdes, tels que des os de la main ou la rotule, petits os situés dans l'épaisseur de tendons.

Les os sont composés d'une substance rigide, le tissu osseux et d'une substance molle, la moelle, rouge ou jaune, selon l'âge du sujet.

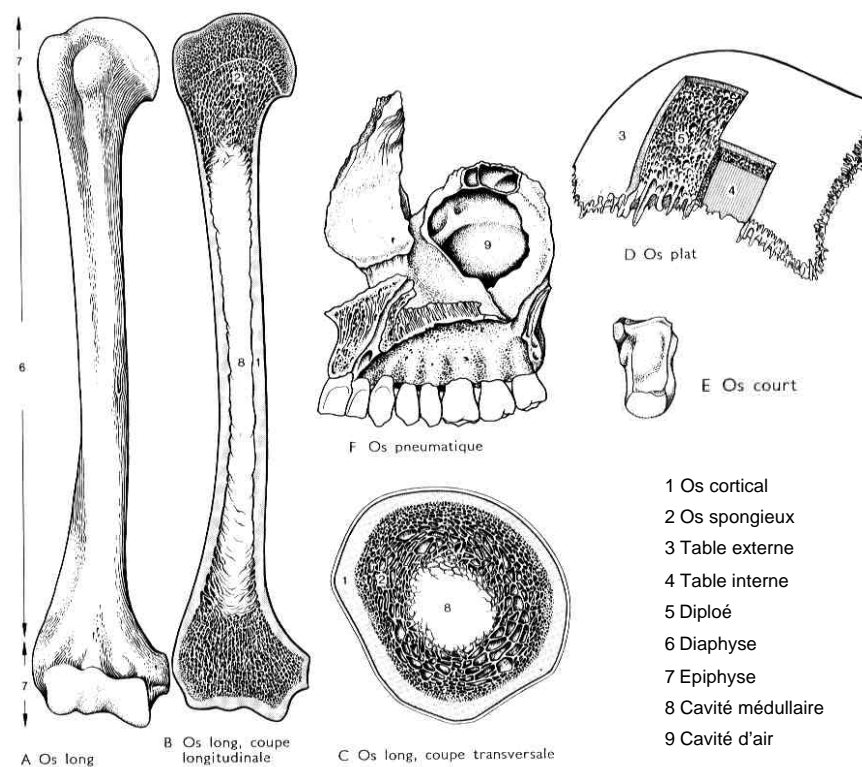


Figure 1. 1. Organisation structurale des os, d'après Cabrol [Cab95]

1.3. Le tissu osseux

A la coupe, l'os frais présente de la superficie vers la profondeur :

- le périoste (membrane fibreuse)
- l'os compact
- et l'os spongieux, ou une cavité, limitée par l'endoste.

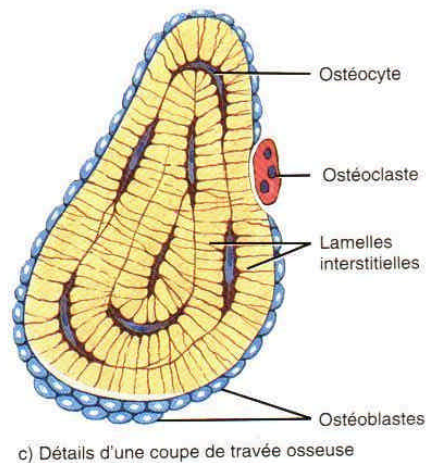
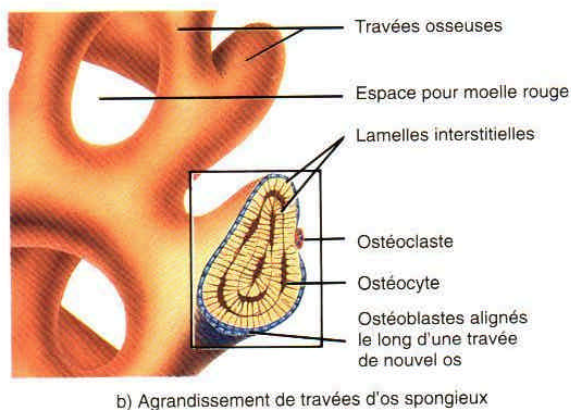
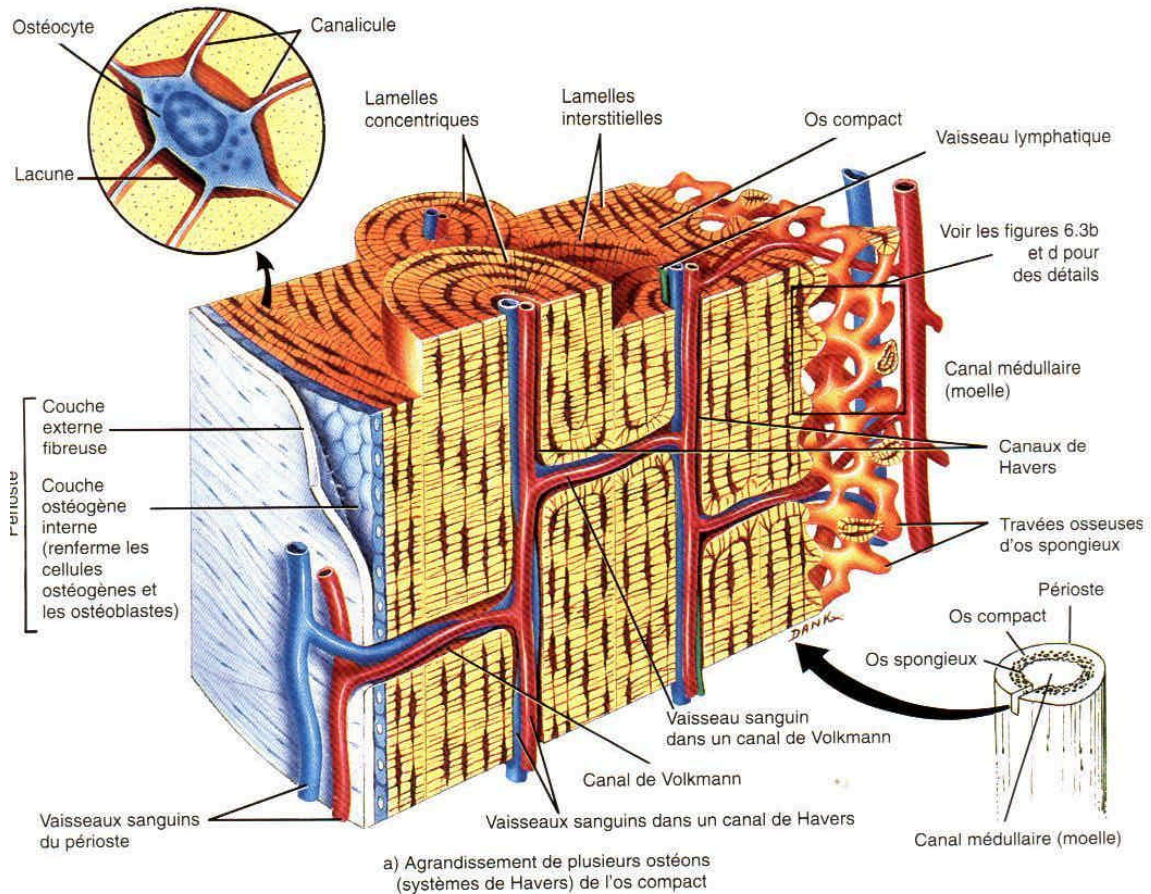


Figure 1. 2. Schéma de l'os cortical et spongieux, Système de Havers [Gra94]

Rq : Figure 1.2b : Par soucis de clarté, un seul ostéon est représenté par travée (qui en comporte normalement plusieurs accolés).

1.3.1. Structure de l'os compact

L'os compact (ou cortical), dur et dense, constitue la coque externe des os et comprend des ostéons (unité histo-physiologique constituée par un canalicule vasculaire et les lamelles osseuses concentriques qui l'entourent) et des lamelles arciformes s'interposant entre les ostéons. L'os cortical est formé par une association dense d'unités structurales élémentaires (USE) cylindriques appelées ostéons. L'ostéon est composé de lamelles concentriques au canal de Havers [Cab95]. Les vaisseaux sanguins irriguant l'os passent par les canaux de Havers. Les ostéons, de structure cylindrique, sont reliés entre eux par des lamelles interstitielles formées par les restes d'ostéons antérieurs, l'ensemble donnant une structure compacte, hétérogène, anisotrope et viscoélastique (Figure 1. 2).

1.3.2. Structure de l'os spongieux

L'os spongieux ou trabéculaire, situé comme nous l'avons vu dans les épiphyses des os longs, dans les os courts et les os plats, joue un rôle d'amortisseur grâce à la moelle emprisonnée dans les alvéoles. Il est friable et constitué d'unités structurales élémentaires (USE) figurant des arches ou des plaques, sortes d'ostéons déroulés à texture lamellaire qui s'accolent les uns aux autres au niveau des lignes cémentantes pour former une travée (ou trabécule osseuse). Celles-ci, épaisses de 0.1 à 0.5 mm et de directions variées (espace entre les travées variant entre 0.5 et 1 mm), délimitent de petites cavités et forment une structure alvéolaire (Figure 1. 3). Les parois de celles-ci sont continues sur le sujet jeune mais se dégradent avec l'âge, se perforant et se réduisant à une structure filaire au stade ultime.

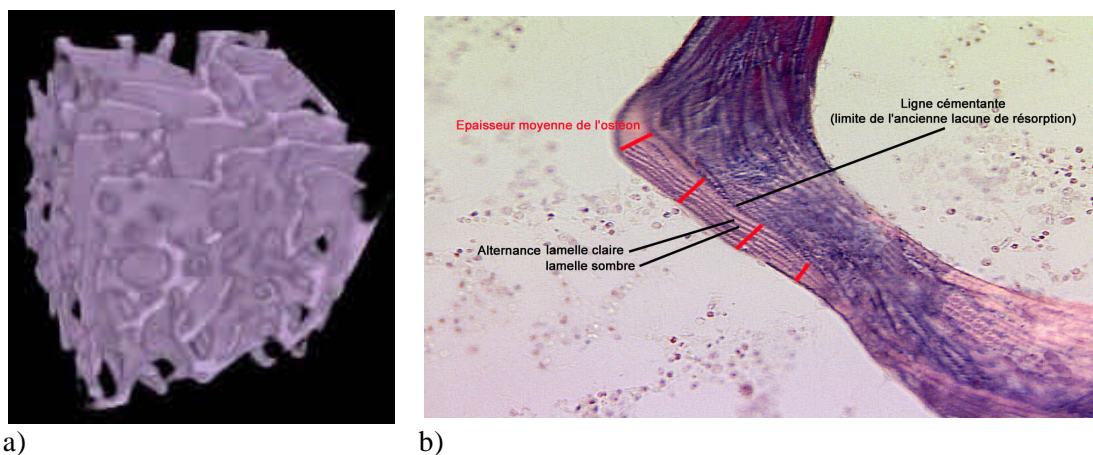


Figure 1. 3. Exemples de structure spongieuse et trabéculaire

- a) Structure spongieuse de calcanéum humain. (Homme, 73 ans) (Source : F. Peyrin, ESRF, CREATIS)
- b) Microstructure du tissu trabéculaire en lumière polarisée au niveau d'une travée (source J.P. ROUX. INSERM).

Les trabécules osseuses résistantes aux contraintes de flexion, de traction, de compression et de cisaillement, s'appuient sur l'os compact auquel elles transmettent les forces. L'os trabéculaire est anisotrope [Mar93], c'est à dire qu'il ne présente pas une unicité de comportement en réponse à des contraintes mécaniques, quel que soit la direction d'application de ces contraintes. La résistance à la pression est maximale suivant l'axe vertical des travées dans les vertèbres lombaires et parallèle aux systèmes trabéculaires au niveau du col fémoral. Une description des propriétés d'anisotropie et d'élasticité de l'os trabéculaire a été faite par Ashman et al. [Ash87]. Il s'agit d'un matériau composite, c'est à dire présentant une composition à l'échelle macroscopique d'au moins deux composés non miscibles de nature, de forme, de structure différentes dont les qualités individuelles se combinent et se complètent en donnant naissance à un matériau hétérogène dont les performances globales sont optimisées.

Si l'on observe l'os trabéculaire (ou l'os compact) au niveau microstructural, on remarque que ce matériau composite associe une phase organique (principalement des fibres de collagène) représentant 35% du poids osseux et une phase minérale (45% du poids osseux) constituée de cristaux de calcium, le reste étant essentiellement constitué d'eau [Gra94].

Description de l'os trabéculaire à l'échelle cellulaire :

Au niveau cellulaire, l'os trabéculaire contient différents types de cellules : ostéoblastes, ostéoclastes et ostéocytes [Gib88], (Figures 1.4 & 1.5) :

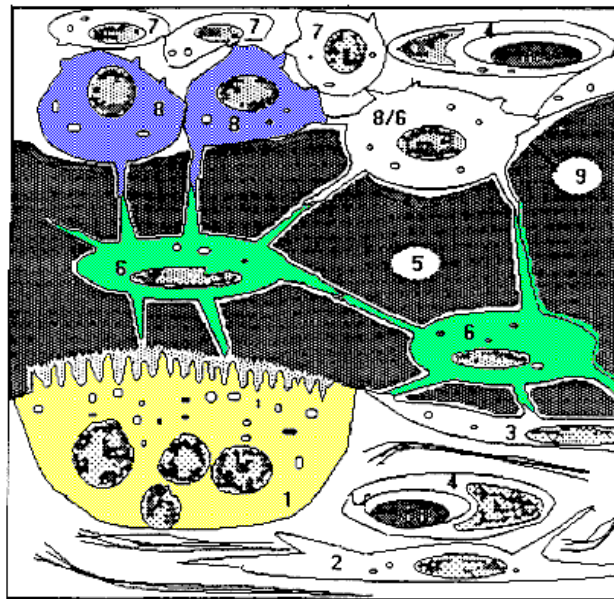


Figure 1. 4. Les différentes cellules du tissu osseux [Gib88]

Ce dessin représentant une travée (5) montre les quatre types de cellules osseuses. On peut voir les ostéoblastes (8) et leurs précurseurs (7) sur la plus haute surface, au dessus d'un liseret de matrice ostéoïde non calcifiée (9). Les ostéocytes (6) sont situés dans leur lacune. On peut aussi voir un ostéoclaste (1) et une cellule bordante (3) sur la surface la plus basse. Un capillaire (4) et un fibroblaste (2) sont situés près de la travée.

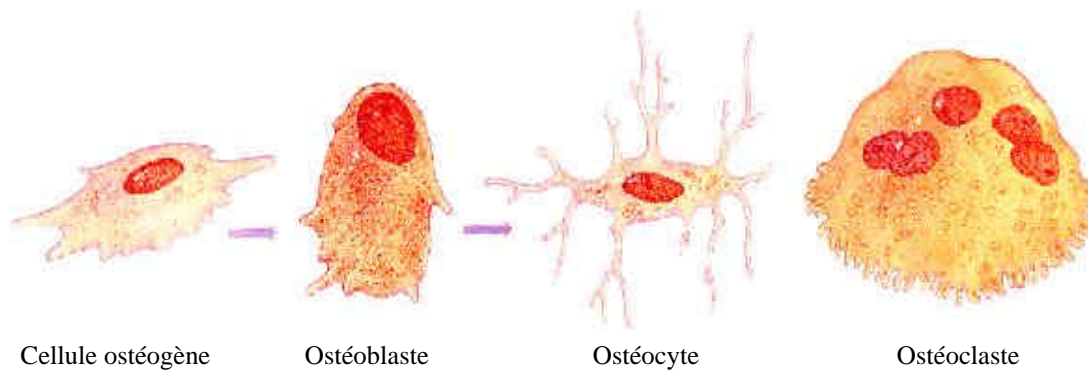


Figure 1. 5. Cellules de l'os trabéculaire [Gib88]

- Les cellules ostéogènes sont des cellules non spécialisées qui proviennent du *mésenchyme*.
- Les ostéoblastes sont les cellules qui contribuent à la formation de l'os mais qui ne peuvent pas se diviser par *mitose*.
- Les ostéocytes sont des cellules osseuses matures qui proviennent des ostéoblastes et sont les cellules principales du tissu osseux. Comme les ostéoblastes, ils ne présentent aucune possibilité de *mitose*. Les ostéoblastes se trouvent sur la surface de l'os mais deviennent des ostéocytes quand ils sont couverts de matrice. Ces derniers ne sécrètent plus de matrice. Alors que les ostéoblastes produisent d'abord le tissu osseux, les ostéocytes maintiennent les activités cellulaires quotidiennes de celui-ci, notamment l'échange des nutriments et des déchets avec le sang. Le rôle physiologique de ces cellules est encore mal connu.
- Les ostéoclastes sont issus de monocytes en circulation (un type de globule blanc). Ils se posent sur la surface de l'os et assurent la résorption osseuse (destruction de la matrice) essentiellement dans le développement, la croissance, le maintien et la réparation de l'os.

1.4. Le remodelage osseux

En tant que structure adaptée, adaptable et optimisée, l'architecture osseuse est continuellement régénérée par apposition et résorption locale d'os : c'est le remodelage osseux. L'os compact et l'os spongieux sont composés d'unités morphologiques élémentaires ou BSU (« Basic Structural Units ») qui sont visibles en lumière polarisée. Ces processus de formation et résorption d'os sont couplés et synchronisés par l'intermédiaire de paquets d'ostéoblastes et d'ostéoclastes couramment appelés unités de remodelage. Chez un sujet en bonne santé, l'ensemble des taux de résorption et de formation reste constant, permettant la conservation de la masse osseuse, mais le processus de remaniement n'est pas uniforme. Chaque année, un homme adulte renouvelle 25 % de son os trabéculaire et 4 % de son os cortical.

Ce phénomène physiologique du remodelage osseux peut être schématisé de la façon suivante [Gra94] : les ostéoblastes apposent de l'os aux endroits réclamant plus de renfort, pendant que les ostéoclastes assurent la résorption là où l'os devient in-

utile dans ses fonctions mécaniques. La destruction ostéoclastique et la reconstruction ostéoblastique s'enchaînent dans le temps et l'espace à l'échelle microscopique.

Le remodelage osseux est soumis à deux boucles de régulation :

- Un processus de régulation hormonale ayant pour but de maintenir la concentration de calcium dans le sang. Elle a pour fonction de choisir à quel moment, et, s'il est nécessaire de démarrer le remodelage.
- Le second processus dépend des efforts mécaniques agissant sur le squelette. Il vise à préserver les propriétés mécaniques de l'os afin qu'il puisse remplir sa fonction de soutien des tissus mous, et pour cela, choisit l'endroit du remaniement.

Le remodelage se déroule de façon cyclique en quatre phases (Figure 1.6) :

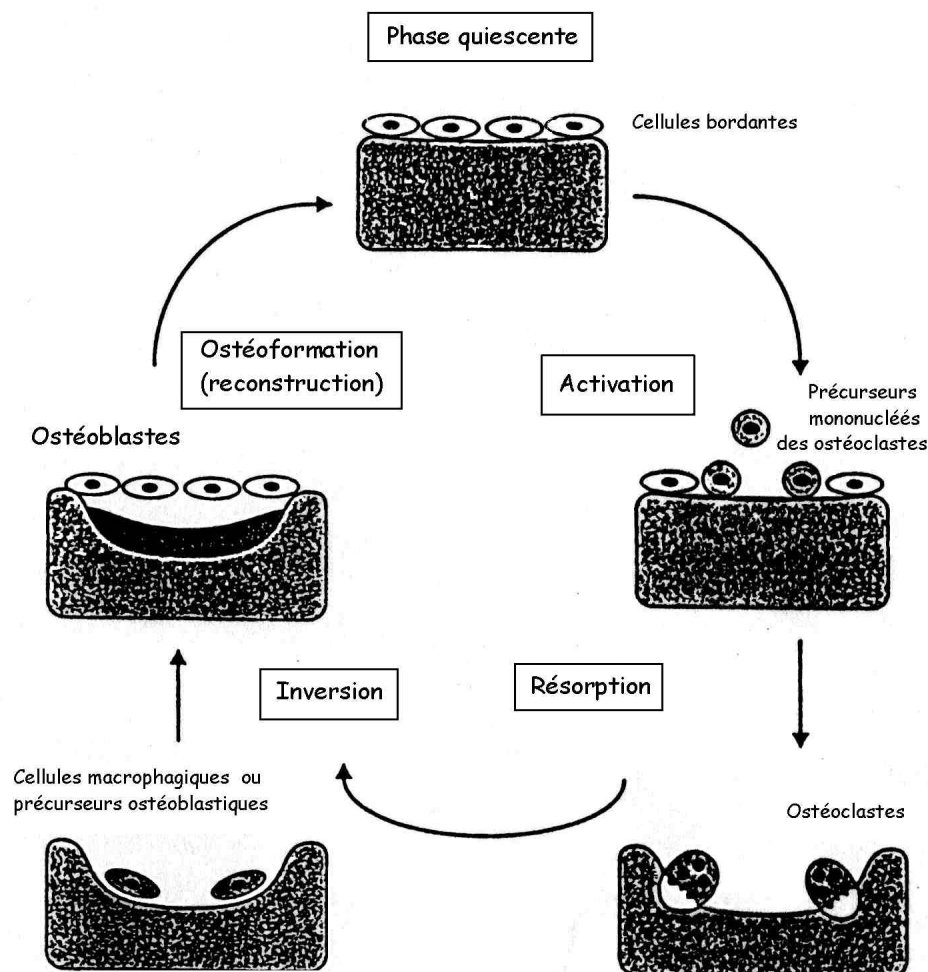


Figure 1. 6. Description du remodelage osseux [Cow93]

- **Phase d'activation** : le long de la surface osseuse inactive recouverte de cellules bordantes, ou ostéoblastes quiescents, surviennent les précurseurs mononucléés des ostéoclastes.
- **Phase de résorption** : l'os ancien est résorbé par les ostéoclastes.

- **Phase d'inversion** : les ostéoclastes sont remplacés par des cellules mononucléées.
- **Phase de reconstruction** (ostéoformation) : les ostéoblastes colonisent la lacune et la combrent en apposant une nouvelle matrice osseuse. Durant cette dernière phase, certains ostéoblastes restent enfermés dans la matrice nouvellement formée et deviennent alors des ostéocytes.

L'os s'adaptant de lui-même aux conditions de chargement auxquelles il est soumis, hypothèse proposée par Wolff¹ il y a plus d'un siècle, doit donc contenir des capteurs internes capables de mesurer cette charge et de traduire les signaux pour activer le remaniement osseux. De nombreuses hypothèses ont été faites sur le fait que ce serait les cellules ostéocytes qui agiraient comme des cellules mécano-sensitives. En effet, d'après Cowin S.C. et al. [Cow91][Cow93], elles capteraient les signaux mécaniques et seraient régulateurs de la masse osseuse (MO) en agissant sur les cellules actrices du remodelage (ostéoclastes, ostéoblastes). Ces hypothèses sont dues au fait que les ostéocytes se révèlent être les candidates appropriées pour ce rôle de par leur architecture et leur position favorable dans la matrice extracellulaire osseuse.

Il est à souligner, que récemment, une nouvelle hypothèse a été avancée par Qui et al. [Qui97]. En effet, selon ces auteurs, la mort cellulaire des ostéocytes serait à l'origine du phénomène de remodelage osseux. Quoiqu'il en soit, le débat reste ouvert sur l'activité cellulaire liée au remodelage osseux.

1.5. Les mécanismes de la perte osseuse

L'ostéoporose, un des problèmes majeurs de la santé publique, est un domaine en pleine évolution du fait de l'allongement de l'espérance de vie dans les pays occidentaux et du développement des moyens diagnostiques qui tendent à modifier la définition même de l'ostéoporose. Il convient cependant de distinguer l'ostéopénie, simple diminution de la masse osseuse (MO) et témoin d'une fragilité osseuse qui n'est pas toujours associée à une fracture, de l'ostéoporose, maladie due à la raréfaction du volume osseux et associée à des fractures.

1.5.1. La perte osseuse physiologique

La réduction de la masse osseuse (ostéopénie) avec l'âge est un phénomène physiologique inévitable, dont l'ampleur globale croît directement avec l'âge, ce qui fait le terrain de l'ostéoporose. Il y a là plusieurs facteurs qui interviennent depuis l'alimentation en passant par le mode de vie sans oublier les facteurs héréditaires. Le risque principal est celui des fractures.

Le profil de la perte osseuse est très différent selon le sexe, la femme ayant, après 50 ans, une perte osseuse plus importante que celle de l'homme. L'accélération du remodelage osseux est fonction de la carence estrogénique accélérant la raréfaction

¹ Wolff J. « Das Gesetz der Transformation der Knochen » Kirchwald, Berlin. 1892.

osseuse, en particulier au niveau de l'os spongieux dont nombre de travées diminue d'une manière irréversible. Le pic de masse osseuse est atteint entre 18 et 25 ans puis la perte est nulle ou minime jusqu'à la ménopause, Après la ménopause, la carence en estrogènes induit une augmentation de la fréquence d'activation de nouvelles unités multicellulaire de remodelage, avec une résorption plus élevée que ne l'est la formation. Le bilan est donc négatif. La perte osseuse est très importante dans les années qui suivent la ménopause puis elle se ralentit. Chez les personnes âgées de plus de 70 ans, la perte osseuse est aggravée par la carence en calcium et vitamine D. On estime que la femme perd 40% de son capital osseux trabéculaire entre 20 et 80 ans alors que l'homme n'en perd que 27% selon une pente régulière [Not93].

1.5.2. L'ostéoporose

L'ostéoporose est une diminution de la masse osseuse accompagnée de modifications de la microarchitecture entraînant une augmentation inacceptable du risque de fractures. L'ostéoporose peut survenir chez des femmes ayant un pic de masse osseuse bas ou chez des femmes ayant après la ménopause une perte osseuse élevée.

Les ostéoporoses secondaires

A côté de la ménopause, du vieillissement et de l'hérédité qui sont les facteurs de risque majeurs de l'ostéoporose, il en existe beaucoup d'autres parmi lesquels le plus important est un traitement au long cours par les glucocorticoïdes. Le mécanisme physiopathologique de l'ostéoporose cortisonique s'explique par une action dépressive directe au niveau de l'activité des ostéoblastes, ce traitement pouvant en outre entraîner une hyperparathyroïdie secondaire à la réduction de l'absorption intestinale du calcium, et donc associée à une augmentation de la résorption ostéoclastique. Les corticostéroïdes diminuent également la réabsorption tubulaire rénale du calcium et induisent donc une fuite calcique urinaire. D'autres facteurs de risque ont été mis en évidence tels que l'alcoolisme, le tabagisme, des antécédents d'hyperthyroïdie ou la sédentarité.

1.6. Conclusions

Le pic de masse osseuse (PMO) atteint à la fin de l'adolescence est l'un des facteurs prépondérants qui va conditionner la minéralisation du squelette et, par conséquent, le risque de fracture ostéoporotique [Mat90]. Ce sont les facteurs génétiques qui déterminent à 80% le PMO, les 20% restants sont liés à des facteurs environnement (alimentation, exercice physique, climat hormonal) [Kel90]. Un exercice physique régulier est favorable au remodelage osseux : la traction sur les tendons ainsi que l'augmentation de la masse musculaire induisent des modifications positives de l'activité osseuse. De même, la vitamine D joue un rôle essentiel dans l'absorption du calcium et le maintien de l'équilibre calcique. Mais c'est l'arrêt de la sécrétion œstrogénique qui est responsable de la plus grande partie de la perte osseuse subie

par une femme au cours de sa vie. Le traitement hormonal substitutif (THS) est capable d'interrompre cette perte osseuse et, par conséquent, de diminuer le risque d'ostéoporose et l'incidence des fractures.

Le dépistage des femmes à risque d'ostéoporose constitue alors la préoccupation majeure du clinicien. Nous allons voir dans le chapitre suivant, quels sont les moyens de mesurer et de quantifier cette masse osseuse afin de choisir le traitement adéquat.

CHAPITRE 2

2. Caractérisation tissulaire de l'os spongieux

2.1.	Introduction	p.24
2.2.	Les Densités et leur mesure	p.24
2.2.1.	Absorptiométrie	p.25
2.2.1.1.	Loi d'atténuation	
2.2.1.2.	Absorptiométrie radiographique	
2.2.1.3.	Absorptiométrie en simple énergie	
2.2.1.4.	Absorptiométrie en double énergie	
2.2.2.	Tomodensitométrie	p.26
2.2.3.	Densités physiques	p.27
2.2.3.1.	Densité apparente	
2.2.3.2.	Densité réelle	
2.2.3.3.	Densité de cendres	
2.3.	Minéralisation osseuse	p.28
2.3.1.	Technique du "Backscattered Electron Imaging (BEI)"	
2.3.2.	Microradiographie	
2.3.3.	Autres mesures liées à la minéralisation osseuse	
2.4.	Conclusions	p.30

2.1. Introduction

Il est dorénavant possible de mesurer le contenu minéral osseux de manière précise et reproductible et, ainsi, d'évaluer le risque d'ostéoporose. Plusieurs méthodes permettent de mesurer la densité minérale osseuse (DMO) en de nombreux sites (radius, calcanéums, vertèbres, hanches, voire le corps entier) sans risque et avec précision. Il est maintenant bien démontré qu'une diminution de la DMO est associée à un risque accru de fractures. La plupart des études montrent que le risque de fracture du col fémoral est multiplié par 1,5 à 2 pour chaque diminution d'une déviation standard de la DMO périphérique.

2.2. Les densités et leurs mesures

Au cours des dix dernières années, des progrès considérables ont été réalisés pour l'évaluation non-invasive de la densité minérale osseuse *in vivo*. Un grand nombre de techniques sont disponibles et ont été présentées dans un article de synthèse par Genant et al. [Gen96].

In vivo, de nombreuses techniques absorptiométriques basées sur la mesure d'atténuation de rayonnements X ou γ ont été développées pour la mesure de la masse minérale osseuse appelée Bone Mineral Content (BMC en g) et de la densité minérale osseuse, Bone Mineral Density (BMD en g/cm^2), ces paramètres reflétant à la fois la masse osseuse et la minéralisation osseuse.

In vitro, la masse osseuse ou la densité minérale osseuse sont déterminées sur des échantillons d'os spongieux dégraissés et plusieurs mesures de densités physiques sont définies.

2.2.1. Absorptiométrie

L'absorptiométrie est basée sur l'étude de l'absorption d'un rayonnement de photons X. Cette technique permet la mesure du contenu minéral osseux (Bone Mineral Content, BMC) et de la densité minérale osseuse (Bone Mineral Density, BMD).

2.2.1.1. Loi d'atténuation

Les techniques absorptiométriques sont fondées sur la mesure de l'atténuation d'un rayonnement X ou γ . Un faisceau monochromatique de N_0 photons traversant un matériau homogène d'épaisseur e , subit une atténuation due aux différentes interactions entre les photons et la matière. Cette atténuation est régie par la loi suivante :

$$N = N_0 \exp(-\mathbf{m}e) = N_0 \exp\left(-\frac{\mathbf{m}}{\mathbf{r}} \mathbf{r}e\right) \quad (2.1)$$

avec :

N : le nombre de photons ayant traversé l'épaisseur de matière sans subir d'interaction,

\mathbf{m}/\mathbf{r} : le coefficient massique d'atténuation du milieu pour une énergie donnée.

Dans le cas où le matériau n'est pas homogène (variation de la densité ρ ou du numéro atomique Z), le coefficient d'atténuation μ varie d'un point à l'autre de l'objet. Dans ce cas, la relation s'écrit :

$$N = N_0 \exp\left(\int_0^e -\mathbf{m}(x)dx\right) \quad (2.2)$$

Lorsque le faisceau incident est polychromatique, il faut considérer un nombre de photons incidents et un coefficient d'atténuation différent pour chaque niveau d'énergie du faisceau.

2.2.1.2. Absorptiométrie radiographique

L'absorptiométrie radiographique appelée aussi photodensitométrie, est la plus ancienne des techniques utilisées cliniquement pour la mesure de la masse minérale osseuse. Elle est classiquement réalisée sur les phalanges. La masse minérale est calibrée par des clichés de cales d'aluminium et le BMD est mesuré sur une ou plusieurs phalanges à partir d'une radiographie conventionnelle de la main [Gen96].

2.2.1.3. Absorptiométrie en simple énergie

L'absorptiométrie avec une énergie de photon unique (Single Photon Absorptiometry, SPA) puis l'absorptiométrie avec une énergie de rayon X unique (Single X-ray Absorptiometry, SXA) permettent de mesurer la masse minérale osseuse sur des sites présentant une épaisseur de tissus mous constante, tel que le calcanéum et le radius [Gen96]. Les résultats sont présentés sous la forme de valeurs de contenu minéral osseux (BMC - Bone Minéral Content) exprimé en grammes, et de densité osseuse (BMD - Bone Minéral Density), ramenée à l'unité de surface (en grammes/cm²).

2.2.1.4. Absorptiométrie en double énergie

L'absorptiométrie à double énergie de rayon X (Dual X-ray Absorptiometry, DXA) permet de mesurer le contenu minéral osseux sur des sites dont l'épaisseur des tissus mous varie, tels la colonne lombaire, le fémur proximal ou bien le corps entier, mais les sites périphériques peuvent aussi être imagés.

En effet, la double mesure d'atténuation réalisée par un détecteur haute énergie et un détecteur basse énergie permet d'évaluer l'épaisseur des tissus mous et ainsi de les différencier de l'os [Gen96].

La DXA est la technique la plus répandue pour l'évaluation de la densité minérale osseuse en examen clinique et pour des études épidémiologiques (BMC en g et BMD en g/cm²). Cependant, les techniques d'absorptiométrie permettent seulement d'obtenir une projection de la répartition de la densité minérale osseuse globale moyenne ne permettant pas de dissocier l'os cortical de l'os spongieux.

2.2.2 Tomodensitométrie

La tomodensitométrie, ou tomographie quantitative (Quantitative Computed Tomography QCT), utilise une source de rayon X décrivant une rotation autour du patient (tomographe de type scanner). Pour chaque position du faisceau, l'atténuation du rayonnement est mesurée.

Ceci permet de déterminer en chaque point de la zone étudiée le coefficient linéique d'atténuation lié à la densité et au numéro atomique du matériau présent en ce point (§ 3.2.2.1). En utilisant des étalons présentant une composition identique à celle de l'os, la densité peut donc être estimée point par point. Cette technique permet ainsi de mesurer de façon sélective la densité de l'os spongieux ou de l'os cortical [Gen96].

La tomodensitométrie est couramment utilisée pour une analyse bidimensionnelle de l'os spongieux vertébral et l'estimation du risque fracturaire vertébral est meilleure que celle obtenue par DXA du fait de la différenciation, en tomodensitométrie, entre l'os cortical et l'os spongieux, la densité (BMD) de celui-ci étant plus affectée lors de la perte osseuse (ostéoporose).

Cependant, compte tenu des doses de rayons X admissibles pour le corps humain, la tomographie quantitative appliquée aux vertèbres ne permet pas d'imager nettement le réseau trabéculaire de l'os spongieux. En revanche, la tomographie quantitative appliquée à des sites périphériques (radius, calcaneum) permet de réaliser des images de l'os spongieux à des résolutions suffisantes pour distinguer le réseau trabéculaire (100 μm – 200 μm) [Gen96].

2.2.3 Densités physiques

In vitro, différentes mesures de densité peuvent être réalisées sur les échantillons d'os spongieux dégraissés. Aucune méthode standard n'existe pour le dégraissage de l'os spongieux. Généralement, la méthode comprend une action mécanique (jet d'eau sous pression, jet d'air) et une action chimique (bain de toluène, chloroforme – méthanol) parfois accompagnée d'une agitation ultrasonore [Tur89] [Lin93] [For96]. La déshydratation peut être assurée par un séchage simple, la température variant selon les auteurs, ou bien par centrifugation [Tur89] [For96].

2.2.3.1. Densité apparente

La densité apparente \mathbf{r}_{app} est calculée par :

$$\mathbf{r}_{app} = \frac{\text{Masse d'os déshydraté}}{\text{Volume total de l'échantillon}} \quad \text{en g/cm}^3 \quad (2.3)$$

Le volume de l'échantillon est donné par ses dimensions extérieures.

La mesure de masse osseuse est parfois réalisée sur échantillon humide, l'eau étant chassée des pores par un jet d'air [Des95] ou une centrifugation [Tur89] [For96].

2.2.3.2. Densité réelle

La densité réelle est la densité du tissu trabéculaire. Le volume exact de ce matériau dans un échantillon d'os spongieux est évalué par le principe d'Archimède (méthode de double pesée, dans l'air puis dans l'eau). La relation devient :

$$\mathbf{r}_{réelle} = \frac{M_1}{M_1 - M_2} \mathbf{r}_{eau} \quad \text{en g/cm}^3 \quad (2.4)$$

avec :

M_1 , masse de l'échantillon déshydraté dans l'air (g),

M_2 , masse de l'échantillon dans l'eau (g),

\mathbf{r}_{eau} , densité volumique de l'eau.

2.2.3.3. Densité de cendres

La densité de cendres est calculée par :

$$r_{ash} = \frac{\text{Poids des cendres}}{\text{Volume total de l'échantillon}} \quad \text{en g/cm}^3 \quad (2.5)$$

Pour l'obtention des cendres, l'échantillon osseux est placé dans un four, la température et la durée variant suivant les auteurs (généralement 500°C pendant 48 à 60 heures).

La densité de cendres ne prend en compte que les composants minéraux du tissu osseux alors que les densités apparentes et réelles évaluent la quantité de composants minéraux et organiques. L'un des inconvénients majeur de cette mesure est la destruction de l'échantillon étudié.

2.3. Minéralisation osseuse

L'étude des mécanismes de la perte osseuse et des effets des thérapeutiques osseuses a conduit les chercheurs à évaluer la minéralisation osseuse afin de mettre en évidence et quantifier son influence sur la résistance osseuse [Boi84] [Meu87] [Ros95] [Fra96] [Meu97] [Boi99].

Deux techniques essentiellement permettent d'étudier la minéralisation osseuse : le Backscattered Electron Imaging (BEI) et la Microradiographie.

2.3.1. Technique du « Backscattered Electron Imaging (BEI) »

La technique du BEI utilisée dans la microscopie à balayage électronique est basée sur la détection des électrons renvoyés par la surface de l'échantillon. La relation entre le signal du BEI, illustré par les niveaux de gris de l'image obtenue, et la concentration en minéraux de l'échantillon est relativement complexe. En théorie, la fraction d'électrons renvoyée est proportionnelle au numéro atomique de l'élément constituant l'échantillon, mais, dans le cas d'un échantillon composite, le niveau de gris est lié à un numéro atomique moyen. Pour l'os, le calcium ayant le numéro atomique le plus élevé parmi les constituants principaux, son influence sur le signal est dominante. Les unités structurales élémentaires (USE) les moins minéralisées apparaissent ainsi en noir et les plus minéralisées en blanc.

L'évaluation quantitative de la concentration en minéraux par BEI reste difficile, bien que certains auteurs aient proposé une méthode de calibration utilisant l'absorption de rayons X [Ros95]. C'est pourquoi cette technique est essentiellement qualitative et permet de visualiser l'hétérogénéité des degrés de minéralisation de l'os, mettant ainsi en évidence les différentes zones de formation osseuse.

En utilisant la technique du BEI, des études de Fratzl et al. [Fra94] [Fra96] sur l'os spongieux humain et de cochons d'Inde, soumis à des traitements différents

(Fluorure ou Biphosphonates) montrent l'influence de ces thérapeutiques sur la répartition de la minéralisation osseuse. On peut observer sur les images obtenues, l'effet du fluorure, stimulant la formation osseuse, qui conduit à un grand nombre de lignes cémentantes et des unités structurales élémentaires plus faiblement minéralisées. Chez l'humain, les auteurs observent une forte hétérogénéité de la minéralisation avec, en noir, des zones non minéralisées. Les mêmes auteurs ont aussi procédé à une évaluation de la structure du composite collagène/hydroxyapatite par une méthode de radiographie appelée Small Angle X-Ray Scattering, permettant de quantifier la taille des cristaux d'hydroxyapatite [Fra96]. Pour l'os spongieux de vertèbres de cochons d'Inde, il a été montré que le module d'élasticité est positivement corrélé à la taille des cristaux [Fra97].

2.3.2. Microradiographie

La microradiographie est une radiographie de contact réalisée sur des sections d'os inclus d'épaisseur située entre 100 μm et 150 μm [Boi84]. Les rayons X utilisés sont des rayons mous (longueur d'onde = 1.54 \AA [Boi99]). Comme les images obtenues par BEI, les microradiographies donnent la répartition des degrés de minéralisation. Les unités structurales élémentaires (USE) les moins minéralisées, étant radio-translucides, apparaissent en gris foncé. Ce sont les USE les plus récemment formées et dont la minéralisation primaire vient de s'achever. Les unités structurales élémentaires complètement minéralisées apparaissent en blanc. Les niveaux de gris intermédiaires correspondent à des USE dont la minéralisation secondaire est en cours [Meu97].

Pour l'évaluation quantitative des différents degrés de minéralisation, un étalon d'aluminium, d'épaisseur variable en escalier, est imagé simultanément sous le même faisceau de rayons X. Chez l'homme, le degré de minéralisation moyen se situe entre 0.9 et 1.44 grammes d'hydroxyapatite par cm^3 d'os. Chez les sujets masculins, le degré de minéralisation moyen augmente jusqu'à 40 ans et reste stable jusqu'à 60 ans avant de décroître lentement. Chez la femme, l'augmentation du degré de minéralisation moyen existe jusqu'à 40 ans, suivi directement d'une diminution [Meu97] [Boi99].

Ces auteurs ont mis en évidence les mécanismes de l'ostéoporose et ont quantifié les effets de thérapeutiques osseuses [Meu97] [Boi99]. Le fort taux de remodelage (turnover) observé dans les ostéoporoses conduit à un fort taux de natalité des unités structurales élémentaires dont la minéralisation secondaire n'a pas le temps de s'achever. Une étude réalisée sur 50 femmes ostéoporotiques traitées par alandronate durant 2 ou 3 ans a montré une augmentation de 7 à 11% du degré de minéralisation moyen ainsi qu'une homogénéisation de la répartition de la minéralisation (Figure 2. 1). L'augmentation du degré de minéralisation moyen est lié au ralentissement du remodelage par une réduction de la résorption qui permet une plus longue évolution de la minéralisation secondaire.

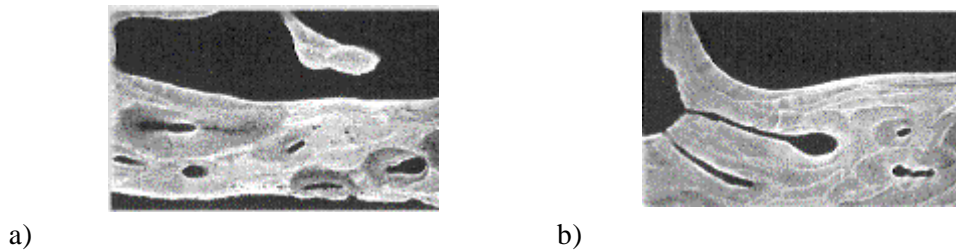


Figure 2. 1. Micro-radiographie de l'os cortical de crête iliaque de femme ostéoporotique, d'après Boivin & Meunier [Boi99].

a) après traitement placebo, b) après traitement à l'alendronate

2.3.3. Autres mesures liées à la minéralisation osseuse

La tomographie haute résolution utilisant un rayonnement X quasi monochromatique, telle que celle pratiquée à l'ESRF (European Synchrotron Radiographic Facilities, Grenoble) pourrait permettre d'évaluer la densité minérale osseuse, variable au sein d'une travée, la difficulté résidant dans la détermination du numéro atomique moyen d'un volume élémentaire de matière.

L'Imagerie par Résonance Magnétique permet aussi d'obtenir un paramètre lié à la minéralisation osseuse : le temps de relaxation ($T2^*$). Ce paramètre, dépendant de la différence de susceptibilités magnétiques entre les composants de l'os, est sensible à une variation de minéralisation à l'interface entre deux composants pouvant être l'interface entre le tissu osseux et la moelle ou bien une ligne cémentante au sein d'une travée.

Nous verrons plus en détail ces deux techniques dans le chapitre concernant la caractérisation structurale de l'os spongieux.

2.4. Conclusions

L'os spongieux présente un caractère composite à différentes échelles. A l'échelle macroscopique, il est composé de 2 constituants : la moelle et le tissu osseux réparti suivant une architecture particulière. A l'échelle microscopique, le tissu trabéculaire est formé d'unités structurales élémentaires déposées en couche successives (packets), de maturations différentes et séparées par des lignes cémentantes. Enfin, à l'échelle du nanomètre, la matrice osseuse est constituée essentiellement de collagène et de cristaux d'hydroxyapatite de taille variable. Cette structure composite multi-échelle confère à l'os spongieux des anisotropies structurales dont dépend inévitablement son comportement mécanique.

La qualité de l'os est couramment évaluée par des mesures de masse minérale osseuse (mesures cliniques de BMC ou BMD) qui reflètent à la fois la masse osseuse et le degré de minéralisation. Dans l'étude des mécanismes de la perte osseuse et de l'effet des thérapeutiques osseuses, il est aussi apparu important de quantifier de façon indépendante la minéralisation osseuse.

Chez l'homme, les relations entre la densité osseuse (ou la densité minérale osseuse) et le comportement mécanique de l'os spongieux ont largement été étudiées.

En revanche, les relations entre la minéralisation du tissu osseux et ses propriétés mécaniques restent mal connues et la notion de qualité de l'os doit être précisée en la reliant aux facteurs propres de chaque individu (âge, poids, génétique, métabolisme...).

CHAPITRE 3

3. Caractérisation structurale et architecturale de l'os spongieux

3.1.	Introduction	p.32
3.2.	Techniques d'évaluation structurale (2D)	p.33
3.2.1.	Histomorphométrie	
3.3.	Techniques d'évaluation architecturale (3D)	p.33
3.3.1.	Microtomographie	p.33
3.3.1.1.	Principe	
3.3.1.2.	Application à l'os spongieux	
3.3.2.	Imagerie par résonance magnétique	p.36
3.3.2.1.	Principe de la résonance magnétique	
3.3.2.2.	Temps de relaxation	
3.3.2.3.	Imagerie tridimensionnelle par résonance magnétique	
3.3.2.4.	Analyse architecturale de l'os spongieux par résonance magnétique	
3.4.	Paramètres structuraux (2D) et architecturaux (3D)	p.39
3.4.1.	Paramètres histomorphométriques (2D)	p.39
3.4.1.1.	Paramètres structuraux (2D)	
3.4.1.2.	Paramètres dits de connectivité (2D)	
3.4.1.3.	Trabecular Bone Pattern Factor (TBPf)	
3.4.2.	Anisotropie structurale (2D) et architecturale (3D)	p.42
3.4.2.1.	Méthode du Mean Intercept Length (MIL) (2D) et (3D)	
3.4.2.2.	Méthodes volumiques	
3.4.2.2.1.	Star Volume	
3.4.2.2.2.	Volume Orientation	
3.4.2.3.	Comparaison des différents paramètres	
3.4.3.	Connexité	p.46
3.4.3.1.	Nombre de connexité	
3.4.3.2.	Nombres de Betti	
3.4.3.3.	Nombre d'Euler	
3.4.3.4.	L'estimateur Conneuler	
3.4.3.5.	Conclusions sur la connexité	
3.4.4.	Dimension fractale : D (2D) et (3D)	p.51
3.4.5.	Le Structure Model Index (SMI) (3D)	p.54
3.5.	Conclusions	p.55

3.1. Introduction

Les techniques présentées précédemment et mesurant différentes densités d'échantillons, c'est à dire la quantité d'os, ne permettent pas d'expliquer complètement les propriétés mécaniques de l'os spongieux. En effet, la répartition de la matière dans l'espace, c'est à dire sa structure et son architecture, doit pouvoir être évaluée. Ce chapitre va recenser les différentes techniques (Histomorphométrie, IRM et Tomographie μ CT) et classer les paramètres pouvant qualifier et quantifier la structure (2D) et l'architecture (3D) de l'os spongieux.

3.2. Techniques d'évaluation structurale 2D

3.2.1. Histomorphométrie [MEU83]

La structure osseuse peut être estimée, *in vivo*, par histomorphométrie. C'est à la fois un outil clinique et de recherche, dont la technique est basée sur la réalisation de coupes histologiques prélevées en clinique dans les ostéopathies métaboliques à partir de biopsies de crête iliaque, prélevées sous anesthésie locale. Cette technique mise au point par Frost [Fro69], a été développée en particulier par l'équipe du Pr. Meunier à Lyon, puis appliquée, *in vitro*, à d'autres sites comme la vertèbre et le calcanéum et constitue l'outil de référence pour l'évaluation de la structure osseuse. [Cen99][Mit98].

Un échantillon d'os spongieux est inclus dans une résine de méthylméthacrylate sans décalcification préalable puis des coupes de 7 μm d'épaisseur sont réalisées à l'aide d'un microtome spécial muni d'une lame en carbure de tungstène. Ces coupes sont ensuite colorées afin d'assurer un bon contraste entre les travées et la moelle (Von Kossa ou Goldner). La structure osseuse peut être analysée et quantifiée automatiquement ou semi automatiquement à partir de l'image numérique d'une coupe histologique et de son squelette (Figure 3. 1) (logiciel OstéoLab, Sté Biocom). L'analyse histologique et histomorphométrique de ces coupes permet de qualifier et quantifier les pathologies osseuses telles que l'ostéoporose en terme de comportement cellulaire (remodelage osseux) et de structure osseuse. Cette technique est le seul examen clinique permettant d'étudier de manière approfondie l'os spongieux d'un patient, mais il s'agit d'une technique invasive.

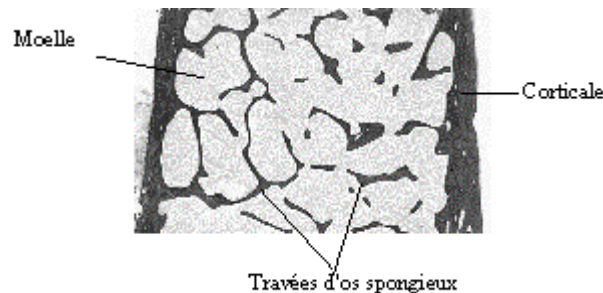


Figure 3. 1. Coupe histologique d'une biopsie trans-iliaque obtenue avec un trocart de 7.5 mm de diamètre intérieur (Source : J.P. Roux, INSERM)

3.3. Techniques d'évaluation architecturale 3D

3.3.1. Microtomographie [PEI97]

La tomographie par absorption de rayons X est une technique non destructive et non invasive issue du milieu médical qui permet la reconstitution d'images « en coupe »

d'un objet à trois dimensions. Les systèmes tomographiques sont des outils quotidiens qui offrent aux médecins, aux chercheurs, aux ingénieurs, la possibilité d'élucider des questions fondamentales sur les organismes ou sur les objets qu'ils doivent étudier [Gra02]. Pour les applications médicales, on fait tourner l'ensemble tube X / détecteur autour du patient. Nous envisageons ici le cas où c'est l'objet qui tourne sur lui-même, tube X et détecteur étant alors fixes.

3.3.1.1 Principe

La tomographie est basée sur la mesure de l'atténuation d'un rayonnement X monochromatique par un volume élémentaire de matière. Les tomographes sont constitués d'une source de rayons X, d'un plateau tournant, permettant la rotation de l'échantillon à imager, et d'un détecteur linéaire ou plan composé de photodiodes (Figure 3. 2). Chacun des éléments sensibles (ou photodiodes) de ce détecteur délivre un signal proportionnel à l'intensité transmise à travers l'objet. Dans notre cas, le détecteur est de type « plan ». On obtient ainsi une image 2D appelée « projection ». On acquiert successivement N projections, correspondant à diverses positions angulaires de l'objet.

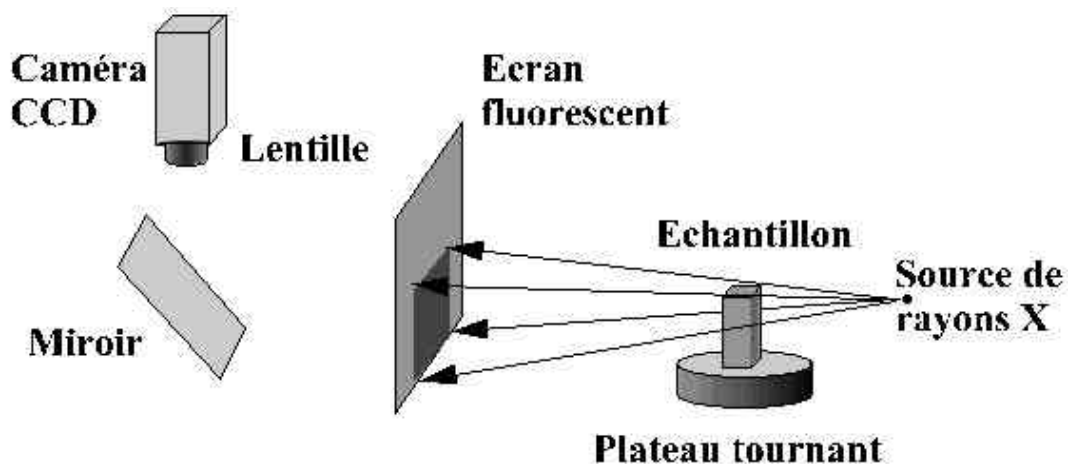


Figure 3. 2. Schéma de principe d'un tomographe. Acquisition de l'image.

Pour l'échantillon représenté sur la Figure 3. 3, l'imageur étant parallèle au plan (O, \vec{x}, \vec{y}) , chaque photodiode délivre un signal qui permet de mesurer

l'intégrale : $\int_{-\infty}^{+\infty} m(x_i, y) dy$ dans laquelle $m(x, y)$ représente le coefficient linéique

d'atténuation de l'objet au point de coordonnées (x, y) du plan de coupe.

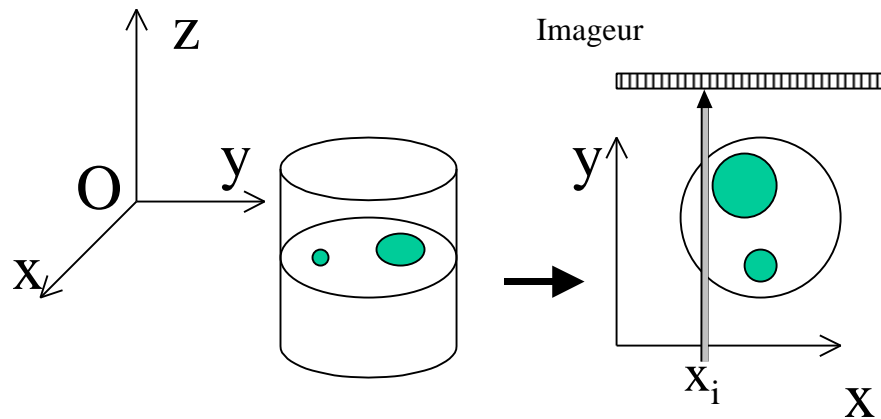


Figure 3. 3. Reconstruction d'une coupe

L'indice i souligne le fait que l'intégrale est calculée dans ce cas le long de la droite parallèle à l'axe y (direction du faisceau) et définie par l'abscisse x_i , correspondant au centre de la diode de rang i , le long du détecteur. La valeur numérique de cette intégrale est calculée à partir du flux de photons délivré par la source (soit D_0) et du flux arrivant sur la diode (soit D_i), par l'application de l'équation d'atténuation :

$$D_i = D_0 \cdot \exp \left[\int_{-\infty}^{+\infty} -\mathbf{m}(x_i, y) dy \right] \quad (3.1)$$

avec :

D_0 : Nombre de photons délivrés par la source.

D_i : Nombre de photons reçus par la diode.

Le flux de photons détecté par chacune des diodes de l'imageur permet alors de mesurer une intégrale particulière, par application de l'égalité (3.1). La plupart des imageurs modernes sont constitués de 512 ou de 1024 photodiodes. En tournant l'objet d'un léger angle autour d'un axe perpendiculaire au plan (O, \bar{x}, \bar{y}) et passant par l'échantillon, on obtient les valeurs d'un nouveau jeu d'intégrales qui caractérisent une direction différente. On réitère alors ce processus sur un tour. Radon a montré en 1917 que, mathématiquement, toute fonction de deux variables $\mathbf{m}(x, y)$ peut être reconstruite à partir d'un ensemble d'intégrales mesurées sur différentes droites du plan (O, \bar{x}, \bar{y}) , plan dans lequel est définie la fonction. Avec un imageur constitué de 512*512 photodiodes, un nombre de projections compris entre 600 et 900 est généralement suffisant pour reconstruire avec une bonne précision l'ensemble des valeurs $\mathbf{m}(x, y)$ qui définissent l'intersection de l'échantillon avec le plan (O, \bar{x}, \bar{y}) . L'image $\mathbf{m}(x, y)$ peut alors être reconstruite en utilisant un algorithme de « rétroprojection filtrée » [Kak87].

La résolution de l'image 2D ou 3D obtenue dépend des dimensions des éléments sensibles du détecteur (linéaire pour les images 2D et plan pour les images 3D) et du grandissement [Pei97].

3.3.1.2. Application à l'os spongieux

Un tomographe clinique (scanner) a une résolution en général supérieure à 500 μm [Gen96], ce qui est très insuffisant pour évaluer la structure osseuse. Des tomographes à haute résolution ou micro-tomographes ont donc été développés. L'équipe Suisse de Rüeegsegger et Van Rietbergen a développé des microscanners permettant d'obtenir *in vivo* des images 3D d'os spongieux avec une résolution située entre 100 et 200 μm et une dose de radiation acceptable [Ulr98a]. En comparant des images de résolution 14 μm et celles d'une résolution de 100 μm , Laib et al ont montré que l'on pouvait distinguer les travées osseuses et ont proposé une analyse structurale 3D de l'os spongieux à partir d'images de résolution 100 μm réalisées *in vivo* [Lai96]. Ulrich et al. ont utilisé une image 3D de l'extrémité du radius réalisée *in vivo* et de résolution 165 μm , pour construire un modèle par éléments finis et proposent d'évaluer le risque fracturaire de la patiente par simulation numérique du comportement radius - os de la main sous chargement [Ulr99]. Cependant, la résolution étant très liée à la dose reçue, les examens *in vivo* ne peuvent être réalisés avec une résolution maximale. Pour des études *in vitro* de caractérisation structurale, la résolution est incontestablement meilleure. En 1989, Feldkamp et al. proposaient des analyses architecturales de l'os spongieux à partir d'images tomographiques 3D de résolution 70 μm d'échantillons de dimensions approximatives 8*8*6 mm^3 [Fel89] [Kuh90]. Depuis 1996, Rüeegsegger et al. puis Müller et al. exploitent, par l'évaluation de paramètres structuraux ou bien par la méthode des éléments finis, des images tomographiques 3D de résolution 14 μm d'échantillons d'os spongieux, de dimensions maximales 4*4*4 mm^3 [Rue96] [Hil97] [Mul98]. D'autres auteurs utilisent le rayonnement synchrotron pour obtenir une résolution de 8 μm sur échantillons cubiques d'os spongieux de dimension 4*4*4 mm^3 [Bon96] [Pat96] [Sal99] et atteignant même 2 μm sur des travées osseuses isolée [Sal99] [Pey01].

3.3.2. Imagerie par résonance magnétique

La résonance magnétique (Magnetic Resonance, MR) est une technologie complexe qui a rapidement évolué depuis son introduction dans le monde biomédical au début des années 1970. Basée sur l'excitation des molécules d'eau dans un matériau, par un fort champ magnétique et sur le calcul des temps de relaxation des noyaux atomiques, cette technique a révolutionné l'imagerie médicale en général.

3.3.2.1. Principe de la résonance magnétique [ANT98]

L'objet à examiner étant soumis à un champ magnétique intense \vec{B}_0 , les noyaux atomiques (les protons) s'orientent comme des aiguilles aimantées. Au champ polarisant est ajouté une onde radiofréquence générée par une antenne (excitation B_1). A l'arrêt de son application, chaque proton revient à sa position d'équilibre dans le champ en redonnant de l'énergie qui peut être lue par une même antenne, permettant

ainsi de définir un temps de relaxation, à partir du courant alternatif sinusoïdal induit dans la bobine de réception. L'énergie redistribuée peut être décomposée suivant un axe parallèle au champ magnétique (*relaxation longitudinale ou T1*) ou un axe perpendiculaire au champ magnétique (*relaxation transversale ou T2*) (Figure 3. 4).

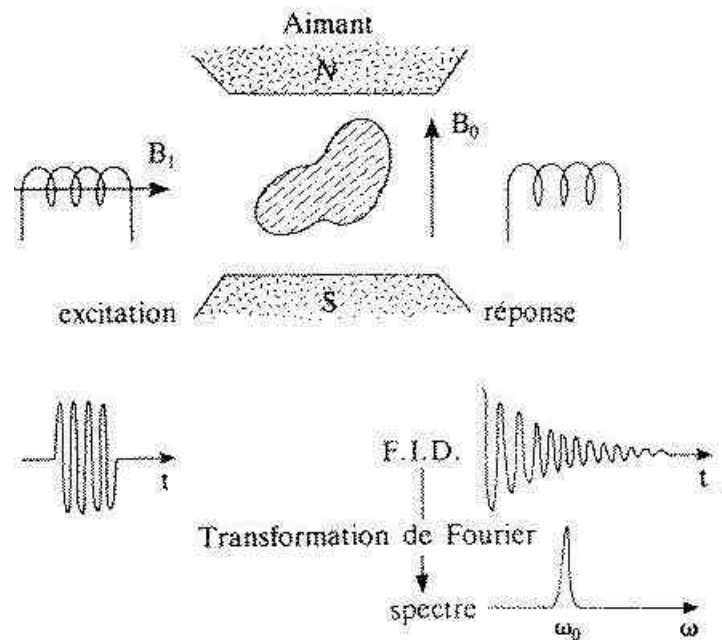


Figure 3. 4. Principe d'une mesure RMN

L'échantillon placé dans le champ magnétique B_0 acquiert une aimantation M_0 dans l'axe du champ B_0 . Une excitation B_1 à la fréquence de résonance du noyau étudié modifie cet équilibre. A l'arrêt de l'excitation, le retour de l'aimantation à sa valeur d'équilibre induit dans cette même bobine un signal à la fréquence de résonance : c'est le signal RMN ou FID (Free Induction Decay). Sa transformée de Fourier est le spectre RMN.

Cette technique a été exploitée pour évaluer l'ostéoporose soit par résonance magnétique quantitative (Quantitative Magnetic Resonance, QMR), soit à l'aide de la microscopie par résonance magnétique (Magnetic Resonance Microscopy, μ MR) [Gen96]. Contrairement à la tomographie, l'os cortical ne donne pas de signal, mais on peut cependant avoir une information quantitative sur l'os spongieux indirectement, à partir du signal correspondant à la moelle qui remplit les espaces intertrabéculaires [Chu93]. Les propriétés magnétiques de l'os trabéculaire et de la moelle étant significativement différentes, le champ magnétique apparaît localement inhomogène et les propriétés de relaxation du tissu, comme le temps de relaxation apparent transverse ($T2^*$) [Chu93], sont modifiés.

3.3.2.2. Temps de relaxation

Si le champ \vec{B}_0 était parfaitement homogène et si l'échantillon placé dans ce champ n'induisait aucune inhomogénéité, la courbe de décroissance de la composante transversale permettrait d'avoir accès directement au temps de relaxation T2 (encore appelé temps de relaxation "spin-spin"). En fait, le champ \vec{B}_0 n'est jamais parfaitement homogène, l'échantillon lui-même peut être responsable d'inhomogénéités et la désynchronisation des aimantations transversales élémentaires s'effectuent plus vite que ne le voudrait le T2. Le T2*, qui correspond à la décroissance directement observée du signal RMN, est toujours inférieur au T2. Ce T2* est d'autant plus court que les inhomogénéités de construction sont importantes. D'après la théorie, les changements de T2* sont directement liés à la densité du réseau trabéculaire environnant et à sa géométrie spatiale. La diminution du temps de relaxation est plus prononcée pour un réseau trabéculaire normal que pour un os spongieux ostéoporotique.

3.3.2.3. Imagerie tridimensionnelle par résonance magnétique

Afin de coder l'espace dans les 3 directions perpendiculaires (x, y, z), on applique des champs magnétiques variant linéairement dans le volume. La résolution d_x de l'image obtenue (ou taille des voxels) dépend du gradient de lecture du champ magnétique G_x dans cette direction et du temps d'observation T_0 comme suit : [Ant98]

$$\delta_x = \frac{2\pi}{\gamma G_x T_0} \quad (3.2)$$

avec :

g : le rapport gyromagnétique du proton ($g/2p = 42.5$ MHz/Tesla)

D'autre part, la résolution est également liée au rapport signal sur bruit (SNR) :

$$SNR = K\gamma M_0 B_0 V_0 \sqrt{N_{acc}} \quad (3.3)$$

avec :

M_0 : l'aimantation par unité de volume, B_0 le champ principal, V_0 le volume du voxel, N_{acc} le nombre d'accumulation du signal et K une constante caractéristique de l'imageur.

Pour des voxels cubiques, le rapport signal sur bruit décroît avec la dimension du voxel à la puissance 3, d_x^3 .

3.3.2.4. Analyse structurale et architecturale de l'os spongieux par résonance magnétique

L'imagerie par résonance magnétique permet de reconstruire *in vitro* et *in vivo* le réseau trabéculaire indirectement en réalisant l'image des espaces inter-trabéculaires qui contiennent la moelle. *In vitro*, des images obtenues par IRM permettent de réaliser des études structurales quantitatives [Maj95] [Duf96] et cette technique peut atteindre une résolution spatiale de 33 μm [Gen96]. Cependant, Chung et al ont montré qu'une résolution spatiale de 100 μm à 300 μm pouvant être obtenue *in vivo* permet de distinguer les travées osseuses [Chu95].

Dès 1993, Majumdar et al. réalisaient des analyses architecturales à partir d'images d'os trabéculaire de calcanéums obtenues *in vivo* à une résolution de 200*200*1000 μm^3 [Maj93]. Les images d'échantillons cubiques obtenues, par la suite par ces auteurs, à des résolutions pouvant être obtenues *in vivo* de 156*156*300 μm^3 sur des échantillons d'os spongieux de radius [Maj96] et de 117*117*300 μm^3 sur des échantillons d'os spongieux de calcanéums ou de fémur [Maj98], ont également permis de réaliser des études structurales et architecturales quantitatives. En 1997, Genant et al reportaient aussi l'évaluation du risque fracturaire du radius distal à l'aide de paramètres architecturaux mesurés sur des images réalisées *in vivo* [Gen97].

Cette nouvelle technique non-invasive, non-irradiante peut fournir des images tri-dimensionnelles et représenter l'architecture trabéculaire mais reste cependant trop coûteuse et longue pour être utilisée en examen de routine.

3.4. Paramètres structuraux 2D et architecturaux 3D

3.4.1. Paramètres histomorphométriques (2D)

L'architecture de l'os spongieux peut être estimée par différents paramètres utilisés en histomorphométrie. Les paramètres de structure sont calculés sur des images binaires et les paramètres de connectivité sur des images squelettisées. Ces paramètres peuvent également être déterminés à partir des images 2D, fournies par les techniques d'analyses non destructives.

3.4.1.1. Paramètres structuraux (2D)

Les paramètres structuraux sont évalués à partir d'images binarisées de coupes d'os spongieux colorées par le trichrome de Goldner. Les mesures réalisées automatiquement sont celles de TV (Tissue Volume), BS (Bone Surface) et BV (Bone Volume). Les paramètres structuraux sont calculés à partir de ces mesures en faisant l'hypothèse d'un modèle de plaques parallèles pour la structure d'os spongieux tri-

dimensionnelle (le plus couramment utilisé) ou bien d'un modèle de barres cylindriques [Par83]. Ceux-ci sont :

- Le volume trabéculaire osseux (Bone Volume / Tissue Volume)

$$(BV/TV)*100 \quad \text{en \%} \quad (3.4)$$

- L'épaisseur des travées :

- Modèle plaques (Trabecular Thickness) :

$$TbTh = \frac{2}{BS / BV} \quad \text{en } \mu\text{m} \quad (3.5)$$

- Modèle barres (Trabecular Diameter) :

$$TbDm = \frac{4}{BS / BV} \quad \text{en } \mu\text{m} \quad (3.6)$$

- Le nombre de travées (Trabecular Number) :

- Modèle plaques :

$$TbN = \frac{BV / TV}{TbTh} \quad \text{en } \mu\text{m}^{-1} \quad (3.7)$$

- Modèle barres :

$$TbN = \left(\frac{4}{P} \times BV / TV \right)^{0.5} / TbDm \quad \text{en } \mu\text{m}^{-1} \quad (3.8)$$

- La distance inter-travées (Trabecular Separation) :

- Modèle plaques :

$$TbSp = \frac{1}{TbN} - TbTh \quad \text{en } \mu\text{m} \quad (3.9)$$

- Modèle barres :

$$TbSp = TbDm \times \left(\left(\frac{P}{4} \times TV / BV \right)^{0.5} - 1 \right) \quad \text{en } \mu\text{m} \quad (3.10)$$

Les fortes corrélations entre ces paramètres structuraux calculés et leurs équivalents mesurés directement ont été vérifiées par certains auteurs tels que Garrahan et al. et Birkenhager et al. [Gar87] [Bir88]. D'autre part, Vogel et al. ont démontré que les paramètres TbTh et TbDm calculés en utilisant respectivement le modèle plaques et le modèle barres sont très bien corrélés aux épaisseurs moyennes des travées et aux

diamètres moyens des trabécules mesurés directement dans les structures spongieuses de chaque type [Vog93].

3.4.1.2. Paramètres dits de connectivité (2D)

Les paramètres dits de « connectivité » sont calculés à partir des caractéristiques du squelette de l'image de la structure d'os spongieux : nombres de nœuds, de longueurs et de termini. Les définitions et abréviations standards de ces différents paramètres sont présentées dans le Tableau 3.1.

Tableau 3.1. Désignation des paramètres de connectivité

Noms usuels	Noms standardisés	Abréviations standardisées	Unités
Nb. de nœuds / surf. de mesure	Node number / Tissue Volume	N.Nd	/mm ²
Nb. de termini / surf. de mesure	Termini number / Tissue volume	N.Tm	/mm ²
Dist. noeuds à nœuds / surf. de mesure	Node to node length / Tissue volume	Nd.Nd / TV	mm / mm ²
Dist. noeuds à nœuds / long. Res.	Node to node length / Total strut length	Nd.Nd / TSL	%
Dist. noeuds à termini / surf. de mesure	Node to terminus length / Tissue volume	Nd.Tm / TV	mm / mm ²
Dist. noeuds à termini / long. Res.	Node to terminus length / Total strut length	Nd.Tm / TSL	%
Dist. termini à termini / surf. de mesure	Terminus to terminus length / Tissue volume	Tm.Tm / TV	mm / mm ²
Dist. termini à termini / long. res.	Terminus to terminus length / Total strut length	Tm.Tm / TSL	%

Nb : Nombre, Dist : Distance, surf : Surface, long. res. : Longueur du réseau squelettisé.

En théorie, les principes de stéréologie ne peuvent pas s'appliquer à ces paramètres de connectivité calculés sur une coupe d'os spongieux car l'évaluation de la connectivité d'une structure 3D ne peut se faire qu'à partir de plusieurs coupes de cette structure choisies de façon définie [Odg97]. Les paramètres de connectivité évalués en histomorphométrie ne sont donc que des « indicateurs de connectivité » et Mellish et al. ont montré de bonnes corrélations entre ces paramètres et la résistance mécanique de l'os spongieux [Mel91].

3.4.1.3. Trabecular Bone Pattern Factor (TBPf)

Le Trabecular Bone Pattern Factor (TBPf), proposé par Hahn et al. utilise l'idée qu'une structure très connectée présente de nombreuses surfaces concaves, tandis que les surfaces convexes sont plus nombreuses dans une structure discontinue [Hah92]. Il est calculé dans notre cas à partir du périmètre (P_1) et de la surface (ou aire, A_1) des travées osseuse sur l'image initiale. Après dilatation mathématique de

l'image entraînant un élargissement des travées d'un pixel [Hah92], le périmètre (P_2) et l'aire (A_2) sont mesurés. Le TBPf est défini de la façon suivante :

$$TBPf = \frac{(P_1 - P_2)}{(A_1 - A_2)} \quad \text{en mm}^{-1} \quad (3.11)$$

Le type de structure rencontrée (convexe (lié à la non connectivité) ou concave (lié à la connectivité)) influencera la valeur du TBPf, ce qui n'est pas pris en compte par le BV/TV notamment. Une structure très connectée donne des valeurs de TBPf faibles. Par contre, le TBPf présente l'inconvénient de dépendre de la résolution de l'image de la structure analysée et du grandissement utilisé.

3.4.2. Anisotropie structurale et architecturale

L'anisotropie structurale d'une structure spongieuse tridimensionnelle est représentée mathématiquement par un tenseur de second ordre appelé tenseur de structure (tenseur de « Fabric ») [Cow85]. Ses vecteurs propres donnent les directions principales de la structure et ses valeurs propres quantifient le degré d'anisotropie de la structure trabéculaire.

Différentes méthodes d'analyse sont proposées ci après pour la détermination de ce tenseur.

3.4.2.1. Méthode du Mean Intercept Length (MIL) en 2D ou 3D

Cet indice permet de quantifier l'anisotropie selon une procédure définie par Whitehouse [Whi74]. Une région d'analyse circulaire est définie sur l'image à analyser. Le BV/TV est alors calculé. Ensuite, un réseau de lignes parallèles est superposé à l'image. Le nombre d'intersections entre la grille et les travées est compté pour chaque ligne. Le nombre total d'intersections pour toutes les lignes de la grille est divisé par la longueur totale des lignes considérées (P_L). Cette opération est répétée pour différents angles ω ($0^\circ < \omega < 180^\circ$) avec un incrément de 5° , permettant d'obtenir $P_L(\omega)$ et $MIL(\omega)$ [Gou94].

Le MIL est la longueur moyenne entre les interfaces os/moelle et est proportionnel à la longueur totale divisée par le nombre d'intersections (3.12). Le facteur 2 compense le double comptage.

$$MIL(\omega) = 2 * \frac{BV/TV}{P_L(\omega)} \quad \text{en mm} \quad (3.12)$$

En représentant $MIL(\omega)$ en fonction de (ω) sur un graphe en coordonnées polaires, on obtient une ellipse pour une structure anisotrope en 2D et un ellipsoïde en 3D. Les axes principaux de l'ellipse (en 2D) ou de l'ellipsoïde (en 3D) donnent les orientations privilégiées de la structure trabéculaire (le grand axe de l'ellipse donnant la direction principale des travées ou la direction de densité de tissu maximale)

et les dimensions relatives de ses axes principaux quantifient les degrés d'anisotropie. Pour une structure isotrope, la courbe obtenue est un cercle.

Cet ellipsoïde de répartition du MIL est défini par un tenseur du second ordre M [Har84]. Le tenseur de structure H proposé par Cowin [Cow86] est l'inverse de la racine carrée de M . A partir d'une image 3D, l'anisotropie est représentée par un ellipsoïde [Gol93]. Dans le cas de structures tridimensionnelles orthotropes, Harrigan et Mann ont montré que l'ellipsoïde structural peut être défini à partir d'ellipses déterminées par l'analyse de trois coupes perpendiculaires de la structure [Har84].

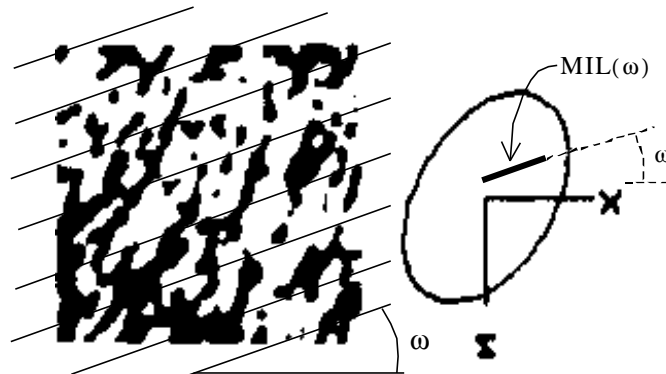


Figure 3. 5. Représentation graphique du MIL d'une structure d'os spongieux en 2D, d'après Feldkamp et al [Fel89]

3.4.2.2. Méthodes volumiques

3.4.2.2.1. Star Volume

Il s'agit d'une méthode qui a largement été exploitée pour la caractérisation des matériaux poreux en particulier des ciments et des roches. Elle est basée sur l'étude des espaces médullaires : A partir d'un point quelconque de l'espace médullaire, on peut projeter dans toutes les directions de l'espace, des rayons. Ces rayons s'arrêtent dès qu'ils rencontrent, soit une travée osseuse, soit une corticale osseuse, soit les bords de la coupe. On constitue ainsi une sorte d'étoile. Il suffit alors de mesurer la longueur de chaque rayon de l'étoile. On voit que plus le réseau sera déconnecté, plus la longueur des rayons sera importante. Si un grand nombre d'étoiles est alors réalisé, on peut ainsi mettre en évidence de petites perforations à l'intérieur du réseau trabéculaire [Ves91] [Cha96] [Cha97] [Odg97a]. Le star volume est une mesure qui prend en compte le moment du cube de ces rayons. Vestebly et al. et Chappard et al. [Ves91] [Cha96] [Cha97] utilisent une méthode de calcul du *star volume* appelée « méthode de distribution des cordes » proposée par Levitz et Tchoumbar [Lev92]. Odgaard et al. [Odg97b] ont calculé le star volume de la même façon mais pour chaque orientation de la grille de lignes parallèles et déterminent ainsi la répartition du *star volume* (Figure 3. 6.b). Cette répartition peut aussi être traduite par un tenseur de Fabric.

Le star volume peut être calculé à partir :

- de l'espace inter-travées, appelé *marrow star volume* ($V_{m.space}^*$), qui est un indicateur de la taille moyenne des cavités de moelle osseuse, lié à la connectivité [Com94].

$$V_{m.space}^* = \frac{P}{3} \overline{l_0^3} \quad \text{en mm}^3 \quad (3.13)$$

Avec :

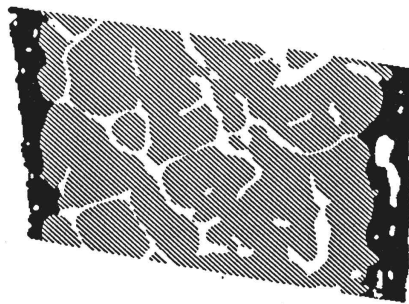
l_0 : Longueur des segments formés par les intersections de grilles de lignes parallèles orientées suivant différents angles et les cavités de moelle (Figure 3.5a).

- Du réseau de travées, appelé *trabecular star volume* (V_{Tr}^*)

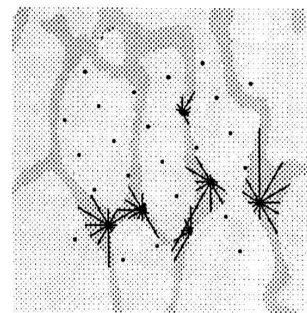
$$V_{Tr}^* = \frac{P}{3} \overline{l_l^3} \quad \text{en mm}^3 \quad (3.14)$$

Avec :

l_l : Longueur moyenne des segments formés par les intersections entre ces mêmes grilles et les travées.



a)



b)

Figure 3. 6. Représentation 2D du Star Volume

a) Mesure du Star Volume par la méthode des cordes[Cha96], b) Méthode de distribution du Star Volume [Odg97b]

3.4.2.2.2. « Volume Orientation »

La détermination de l'anisotropie et notamment des directions principales d'une structure donnée est un paramètre important. Les méthodes classiques sont généralement basées sur l'orientation des éléments d'interface. Odgaard et al. [Odg90] ont développé une méthode basée sur l'orientation du volume. Pour une analyse 2D, une grille de points est placée sur la structure à étudier. A partir de chaque point, des lignes sont tracées dans toutes les directions. Pour chaque ligne est définie la longueur d'intersection avec la structure environnante. La direction d'orientation locale du volume est la direction du segment de longueur maximum.

La répartition polaire des fréquences des orientations volumiques locales peut mettre en évidence différentes directions privilégiées de la structure trabéculaire

(Figure 3. 7). En 3D, cette répartition peut aussi être exprimée sous la forme d'un tenseur du second ordre pouvant définir un tenseur de Fabric.

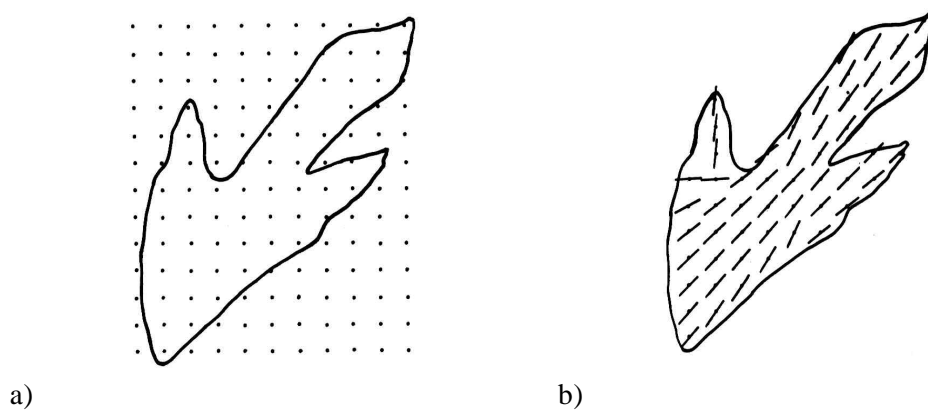


Figure 3. 7. Représentation 2D du « Volume Orientation ».

a) grille de points appliquée sur l'objet, b) direction du segment de longueur maximum en chaque point, d'après Odgaard et al. [Odg90]

3.4.2.3. Comparaison des différents paramètres

Différents tenseurs de fabric peuvent donc être déterminés pour traduire l'anisotropie structurale. Pour certaines structures, l'évaluation de différents paramètres d'anisotropie peut conduire à des conclusions différentes : une même structure peut paraître isotrope ou anisotrope lorsqu'elle est évaluée par deux paramètres différents (Figure 3. 8).

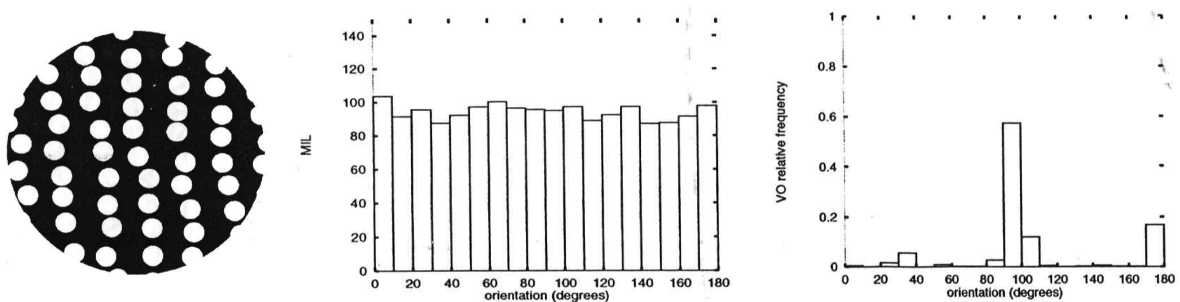


Figure 3. 8. Exemple de structure présentant des propriétés structurales évaluées différemment par le MIL et le VO, d'après Odgaard [Odg97a].

Pour 29 échantillons d'os spongieux de vertèbres de baleine, Odgaard et al. et Van Rietbertgen et al. ont comparé les directions structurales privilégiées, évaluées par les différentes méthodes, aux directions mécaniques principales évaluées par une modélisation par éléments finis [Odg97b]. Les directions structurales privilégiées sont très proches des directions mécaniques principales mais la répartition du Trabecular Star Volume donne la meilleure estimation de ces directions mécaniques principales. La répartition du MIL donne des directions structurales privilégiées significativement différentes des directions mécaniques principales et

la répartition du Volume Orientation ne donne pas une bonne indication des directions mécaniques principales secondaires et tertiaires. Une telle étude n'a pas été menée sur des échantillons d'os spongieux humains.

3.4.3. Connexité

Une structure T est dite connexe si à toute paire de points appartenant à celle-ci, il existe au moins un chemin entre ces deux points qui est totalement inclus dans la structure. Pour les structures complexes, la propriété de connexité peut être quantifiée par plusieurs paramètres liés entre eux et exprimés différemment.

3.4.3.1. Nombre de connexité

Le nombre de connexité N_3 d'une structure tridimensionnelle est un paramètre qui dépend de la topologie des j surfaces la délimitant :

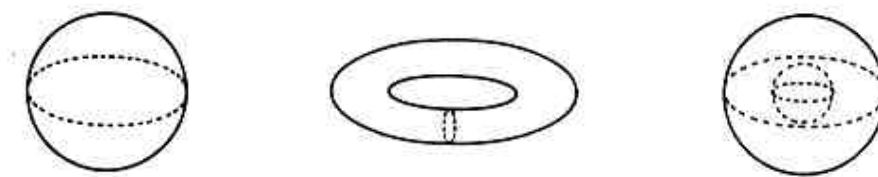
$$N_3 = \sum_{i=0}^{i=J} (1 - g_i) \quad (3.15)$$

Avec :

J : Le nombre de surfaces,

g_i : le genre de la surface i , c'est à dire le nombre maximal de coupures que l'on peut faire de telle façon que la surface reste connexe [Cos89].

Le genre d'une surface délimitant une structure tridimensionnelle est aussi appelée connectivité [Odg93]. Autrement dit, le genre est le nombre de « trous » présents à l'intérieur des surfaces connexes délimitant la structure, ainsi $N_3 =$ nombre de surfaces connexes - nombre de trous (Figure 3. 9)



a) $J = 1, g = 0, N_3 = 1$ b) $J = 1, g = 1, N_3 = 0$ c) $J = 2, g = 0, N_3 = 2$

Figure 3. 9. Exemples de calcul du nombre de connexité N_3

a) Cas d'une sphère, b) Cas d'un tore, c) Cas d'une sphère présentant une cavité

3.4.3.2. Nombre de Betti

Le Nombre de Betti. correspond au nombre maximum de coupes qui peuvent être faites sur une surface en des endroits appropriés sans que celle-ci soit divisée en deux pièces ou plus. Par exemple, si on coupe un tube de papier dans le sens de la

longueur, le papier reste en une pièce. Comme une et une seule coupe est possible, le nombre de Betti du tube est 1. Le nombre de Betti du carré, du disque ou de la sphère est 0; celui du ruban de Möbius est 1; celui du tore ou de la bouteille de Klein est 2.

Mathématiquement, pour une structure tridimensionnelle, la topologie peut être décrite à partir des nombres de Betti jusqu'au second ordre $\beta_0, \beta_1, \beta_2$; β_0 étant le nombre de parties connexes, β_1 , le nombre maximum de connexions que l'on peut enlever sans séparer une partie du réseau en deux parties connexes (égal à $\sum_i g_i$) et β_2 le nombre de cavités isolées [Fel89] [Odg93]. Si on considère une structure d'os spongieux suffisamment dense pour ne pas observer un ensemble de travées isolées, on a $\beta_0 = 1$ et $\beta_2 = 0$ car il n'y a pas de cavité close de moelle. La valeur de β_1 varie suivant les auteurs, pour Gundersen et al., Odgaard et al., β_1 est égal au (nombre de trabécules-1) [Gun93] [Odg93], alors que pour Boyce et al., β_1 est égal au nombre de trabécules [Boy95a]. Plus récemment, Mawatari et al. ont défini β_1 comme étant le nombre de boucles fermées dans la structure 3D et l'ont calculé pour des échantillons d'os spongieux de fémur de rats [Maw97].

3.4.3.3. Nombre d'Euler

Le Nombre d'Euler est un entier associé à toute surface orientable. C'est un invariant topologique de celle-ci, dans le sens qu'il ne change pas si la surface subit une déformation continue. Il peut également, dans notre cas, traduire la connectivité du réseau trabéculaire.

Aspect topologique

Le nombre de connexité d'une structure de dimension d peut être déterminé à partir du nombre de connexité de l'image de cette structure dans un espace de dimension $d-1$ grâce à la construction d'Euler Poincaré [Cos89]. C'est pourquoi le nombre de connexité dans un espace de dimension d est aussi appelé nombre d'Euler, noté χ^d .

Pour une structure tridimensionnelle, le nombre d'Euler peut aussi être défini à partir des nombres de Betti [Odg93] :

$$\mathbf{c}^3 = \mathbf{b}_0 - \mathbf{b}_1 + \mathbf{b}_2 \quad (3.16)$$

Dans le cas d'une structure d'os spongieux, $\mathbf{c}^3 = 1 - \mathbf{b}_1$.

Formulation mathématique [Odg93] :

La définition mathématique du nombre d'Euler pour une dimension quelconque est de la forme :

$$\mathbf{c}^d = \sum_0^d (-1)^i n_i \quad (3.17)$$

Avec :

c^d : Nombre d'Euler à la dimension d,
 n_i : nombre de corps convexes de dimension i, $i \leq d$.

Pour une structure unidimensionnelle, on a : $c^1 = n_0 - n_1$

Dans le cas d'une structure d'os spongieux squelettisée, n_1 = nombre de branches et n_0 = nombre de nœuds. On retrouve ainsi : Euler = n - b, avec n = nombre de nœuds (nœuds et termini) et b = nombre de branches.

Pour une structure tridimensionnelle, on a $c^3 = n_0 - n_1 + n_2 - n_3$.

Dans le cas simple d'un cube élémentaire,

n_0 : nombre de coins du cube, $n_0 = 8$,
 n_1 : nombre d'arêtes du cube, $n_1 = 12$,
 n_2 : nombre de faces du cube, $n_2 = 6$,
 n_3 : nombre de volume (de cube), $n_3 = 1$,
 ainsi, $c^3 = 1$.

Si le nombre d'Euler d'une structure tridimensionnelle T est calculé à partir d'échantillons cubiques V de cette structure, les effets de bords doivent être pris en compte. Sachant que la connexité d'une union de structures A et B vérifie :

$$c(A \cup B) = c(A) + c(B) - c(A \cap B) \quad (3.18)$$

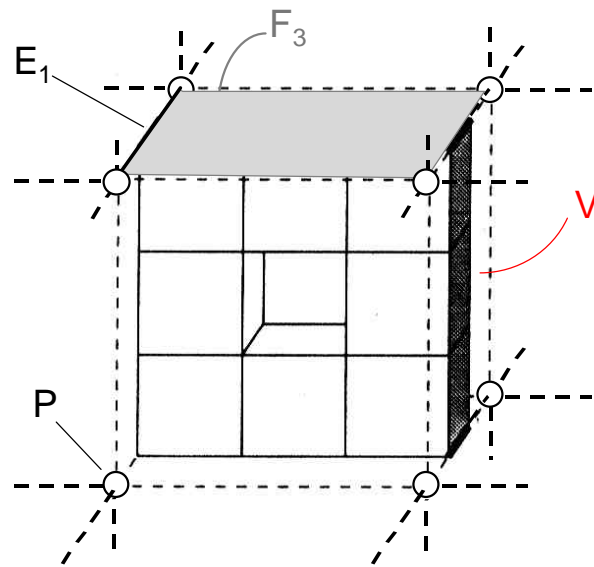
Le nombre d'Euler de la structure tridimensionnelle T dépend des connexités des différents échantillons cubiques V qui la composent et de leurs intersections : faces (F), arêtes (E) et coins (P) [Odg93] (Figure 3. 10). Ainsi, on a :

$$c(T) = \sum c(V) - \sum c(F) + \sum c(E) - \sum c(P) \quad (3.19)$$

Pour un volume cubique V de la structure tridimensionnelle isolé, on ne peut calculer qu'une contribution au nombre d'Euler de la structure. Sachant que les faces, arêtes et coins de V contribuent au nombre d'Euler de plusieurs volumes cubiques, 2, 4 et 8 respectivement (Figure 3. 10), la contribution de V au nombre d'Euler de la structure tridimensionnelle s'écrit [Odg93] :

$$\Delta c = c(V) - \frac{1}{2} \sum_1^6 c(F) + \frac{1}{4} \sum_1^{12} c(E) - \frac{1}{8} \sum_1^8 c(P) \quad (3.20)$$

Exemple :



$$\Delta c = c(V) - \frac{1}{2} \sum_1^6 c(F) + \frac{1}{4} \sum_1^{12} c(E) - \frac{1}{8} \sum_1^8 c(P)$$

$$\Delta c = -1$$

$$c(V) = n_0 - n_1 + n_2 - n_3 = 32 - 64 + 40 - 8$$

$$c(V) = 0$$

$$\sum_1^6 c(F) = \sum_1^6 (n_0 - n_1 + n_2)_i, \quad i = 3,$$

$$c(F_3) = 8 - 10 + 3$$

$$\sum_1^6 c(F) = 4$$

$$\sum_1^{12} c(E) = \sum_1^{12} (n_0 - n_1)_i, \quad i = 1, \quad c(E_1) = 2 - 1$$

$$\sum_1^{12} c(E) = 4$$

$$\sum_1^8 c(P) = \sum_1^8 (n_0)_i, \quad i = 1, 8, \quad c(P_i) = 0$$

$$\sum_1^8 c(P) = 0$$

Figure 3. 10. Exemple de calcul des caractéristiques d'Euler pour un volume de 3'3'3 voxels, d'après Odgaard et Gundersen [Odg93]

Discretisation en voxels

Le nombre d'Euler des structures tridimensionnelles d'os spongieux est calculé à partir d'images tomographiques ou IRM, c'est à dire de volumes discrétisés en voxels, considérés comme des cubes élémentaires. Feldkamp et al. ont proposé en 1989 une méthode simplifiée de calcul du nombre d'Euler à partir de ces images [Fel89]. Les auteurs considèrent les voxels uniquement connectés par leurs faces et ne prennent pas en compte les effets de bords. De nombreux auteurs ont appliqué cette méthode à leurs images tomographiques [Gol93] [Gou94] ou IRM [Maj96] [Maj98]. Odgaard et Gundersen ont développé la méthode présentée ci dessus en calculant la contribution au nombre d'Euler du volume étudié (Equation 3.19, Figure 3.9) [Odg93]. Récemment, Ding et al. ont calculé le nombre d'Euler, par cette méthode, d'os spongieux de tibia humain à partir d'images tomographiques (résolution 22 μm). Les auteurs présentent des valeurs de densité de connectivité (nombre Euler/volume étudié) de 7.25 mm^{-3} et 7.02 mm^{-3} pour deux méthodes de seuillage différentes [Din99].

3.4.3.4. L'estimateur Conneuler

La connexité ou nombre d'Euler étant un paramètre topologique, on peut le déterminer pour une structure de dimension d à partir du nombre de connexité de l'image de cette structure dans un espace de dimension $d-1$. Cependant, pour déterminer le

nombre d'Euler d'une structure tridimensionnelle à partir d'informations bidimensionnelles, il est nécessaire d'utiliser des coupes sériées.

En 1993, Gundersen et al. ont proposé d'évaluer le nombre d'Euler d'une structure d'os spongieux tridimensionnelle à partir d'une série de coupes parallèles de cette structure [Gun93].

Les coupes parallèles, d'une épaisseur h , sont appelées disector et sont séparées d'une distance d . Gundersen et al. préconisent une valeur de $d = 30 \mu\text{m}$ pour l'os spongieux de crête iliaque humaine.

Trois événements dits « Eulériens » peuvent se produire entre deux disectors consécutifs (Figure 3. 11) :

- l'apparition ou la disparition d'un îlot osseux (Island),
- la formation ou la disparition d'une cavité de moelle (Hole),
- la formation ou la disparition d'un pont osseux (Bridge).

L'estimateur Conneuler est défini de la façon suivante :

$$c^* = \frac{(H - B + I)}{2} \quad (3.21)$$

Avec :

- I : Nombre d'Island,
- H : Nombre de Hole,
- B : Nombre de Bridge.

Le facteur $\frac{1}{2}$ compense le double comptage (apparition et disparition) des événements.

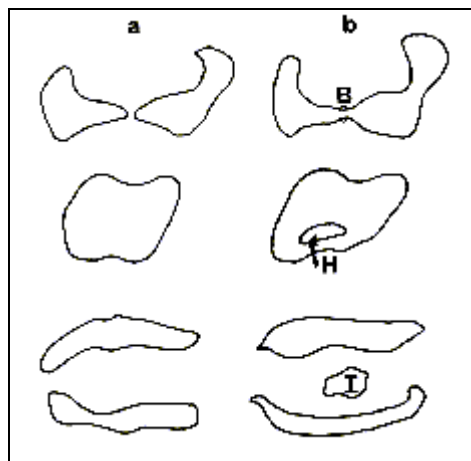


Figure 3. 11. Exemple de comptage de Bridge, Hole et Island entre deux coupes a) et b) d'après Boyce et al. [Boy95a]

Les limites des disectors étant artificielles, les extrémités des travées situées sur ces limites peuvent être considérées comme des terminis (qui conditionnent l'apparition ou la disparition d'un îlot osseux) ou bien comme des coupures de travées (qui conditionnent l'apparition ou la disparition d'un pont osseux). Afin d'estimer au mieux le nombre d'Euler par cette méthode, Gundersen et al. considèrent deux cotés de la

coupe comme étant artificiels (extrémités considérées comme des terminis) et les deux autres naturels (extrémités considérées comme des coupures de travées).

L'estimateur de connectivité Conneuler a aussi été utilisé par Boyce et al. dans l'étude de l'influence des œstrogènes et des biphosphonates sur l'os spongieux de vertèbres de rats [Boy95a] [Boy95b]. Comparativement à d'autres paramètres structuraux (Star Volume, TbN), les auteurs ont observé que l'estimateur Conneuler est plus sensible pour distinguer les différentes structures de ces échantillons d'os spongieux.

3.4.3.5. Conclusions sur la connexité

Il est important de bien définir les différents paramètres de la connexité, l'appellation « connectivité » étant souvent utilisée pour définir la propriété de connexité et le terme « paramètres de connectivité » nommant des paramètres issus de l'histomorphométrie qui sont des paramètres topologiques mais pas de réels paramètres de connexité. D'autre part, il est également important de définir les relations générales entre les paramètres de connexité, celles ci étant souvent présentées sous des formes simplifiées.

Les caractéristiques de connexité d'une structure tridimensionnelle ne peuvent être évaluées à partir des caractéristiques d'une coupe unique de cette structure. Pour évaluer la connexité d'une structure 3D à partir de coupes 2D, il est nécessaire d'étudier des coupes sériées [Cos89]. Gundersen et al. ont utilisé ce principe et ont proposé le paramètre Conneuler [Gun93].

La connexité d'une structure 3D peut être évaluée directement par le calcul des nombres de Betti ou par l'analyse d'une discrétisation de la structure en voxels. L'évaluation des nombres de Betti peut se réduire au calcul de β_1 ; cependant, l'application de la définition de ce paramètre aux structures spongieuses varie selon les auteurs. La discrétisation en voxels d'échantillons d'os spongieux, obtenue directement par imagerie tomographique par exemple, permet d'appliquer les formulations mathématiques du nombre d'Euler, la méthode proposée par Odgaard permettant de calculer une contribution de l'échantillon au nombre d'Euler d'une structure plus large [Odg93].

3.4.4. Dimension Fractale D (2D) et (3D)

Formulation mathématique

A maintes reprises, le monde présente une irrégularité régulière. C'est pour cela que Mandelbrot [Man89] a mis au point une nouvelle géométrie de la nature : la géométrie fractale. Les structures fractales sont constituées d'un motif particulier dont la reproduction recursive génère une autosimilarité invariante quelque soit l'échelle d'observation.

A titre illustratif, on peut facilement évaluer la dimension fractale D pour les courbes de Von Koch (de type « flocon de neige »). Dans le cas illustré ci-dessous

(Figure 3. 12), les mathématiciens trouvent $D = \log 2 / \log (2 \cos \alpha / 2)$, ce qui conduit aux valeurs indiquées sur la droite.

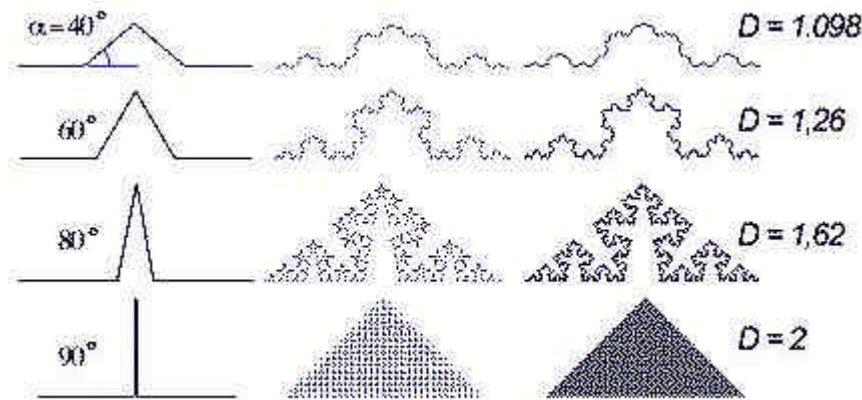


Figure 3. 12. Tracé d'une fractale

Successivement la Figure 3. 12. montre le schéma d'indentation de chaque segment, un tracé au bout de 3 ou 4 étapes, et le tracé "final" de la fractale. Le point intéressant est le suivant : on obtient des valeurs proches de 1 pour les fractales peu accidentées (1ère ligne ci-dessus), alors qu'on se rapproche de plus en plus de 2 au fur et à mesure que la courbe se complexifie et occupe davantage la surface sur laquelle elle est tracée. Dans le cas limite $\alpha = 90^\circ$, où la courbe remplit tout le triangle, on obtient $D = 2$. On obtient aussi $D = 2$ pour la courbe de Péano, qui remplit tout un carré.

En géométrie ordinaire, on dit qu'une courbe est un espace à 1 dimension précisément parce qu'on sait mesurer les longueurs le long de la courbe et qu'on peut repérer tout point de la courbe par un seul nombre, son abscisse, *ie* sa distance depuis le point pris comme origine. De même, toujours en géométrie ordinaire, on dit que les surfaces sont des espaces à deux dimensions parce qu'il suffit de deux coordonnées pour en repérer les points. Ces nombres entiers 1 ou 2 sont appelés dimensions euclidiennes. Il est impossible de désigner ainsi un point d'une fractale, puisqu'on ne peut pas mesurer de longueur le long de la fractale. Une ligne fractale dessinée dans un plan appartient bien à ce plan, de dimension 2, mais on ne peut pas dire qu'elle soit de dimension 1. Par contre, on dispose du nombre D , nombre réel, qui est proche de 1 quand la fractale est "plutôt" lisse, qui augmente quand la fractale devient plus accidentée, et qui tend vers 2 quand la fractale remplit la portion de plan qui lui sert de support, *ie*. quand la fractale ressemble à une surface. En quelque sorte, ces fractales réalisent une sorte d'évolution entre les courbes lisses et les surfaces de la géométrie classique, alors que le nombre D évolue de 1, dimension euclidienne d'une courbe lisse, à 2, dimension euclidienne d'un morceau de plan. Pour cette raison, ce nombre D est appelée dimension fractale de la courbe fractale.

Application à l'os spongieux

La dimension fractale D est un paramètre de texture qui quantifie la complexité d'une structure fractale d'un objet [Faz96]. De nombreux éléments biologiques sont assimilés à des objets fractals afin de quantifier leur complexité par la dimension fractale (réseau vasculaire par exemple). D'un point de vue mathématique, ces éléments ne sont pas des objets fractals parfaits mais montrent cette propriété pour une gamme d'échelle limitée [Wei94]. De même, l'os spongieux n'est pas un objet fractal parfait [Cro93] mais l'interface os/moelle présente des propriétés d'objet fractal dans un intervalle de dimension limité [Faz96][Maj95]. Dans le cas du calcul de la dimension fractale D sur des échantillons d'os spongieux, on utilise la méthode du « Box counting » [Wei94] sur des images binaires. Elle est mesurée sur des coupes 2D d'os spongieux, en appliquant sur l'image, des grilles de différentes tailles de cases élémentaires ($\epsilon \times \epsilon$) [Wei94] [Maj95] [Faz96]. Le nombre de cases contenant des travées ou parties de travées ($N_{(\epsilon)}$) est porté sur un graphe en fonction d' ϵ , après transformation logarithmique de ces deux paramètres. La dimension fractale D est alors définie par la relation suivante : [Wei94]

$$D = -\log N_{(\epsilon)} / \log \epsilon \quad (3.22)$$

La courbe $\log N_{(\epsilon)}$ en fonction de $\log(\epsilon)$ présente une partie linéaire (Figure 3. 13b), D est la valeur absolue de la pente de cette droite. L'analyse 2D d'une image binarisée donne une dimension fractale comprise entre 1 et 2. Cette méthode peut être extrapolée au 3D, une grille de fenêtres de dimension d^3 est superposée à l'image 3D de l'os spongieux. La dimension fractale d'une image 3D binarisée est comprise entre 2 et 3.

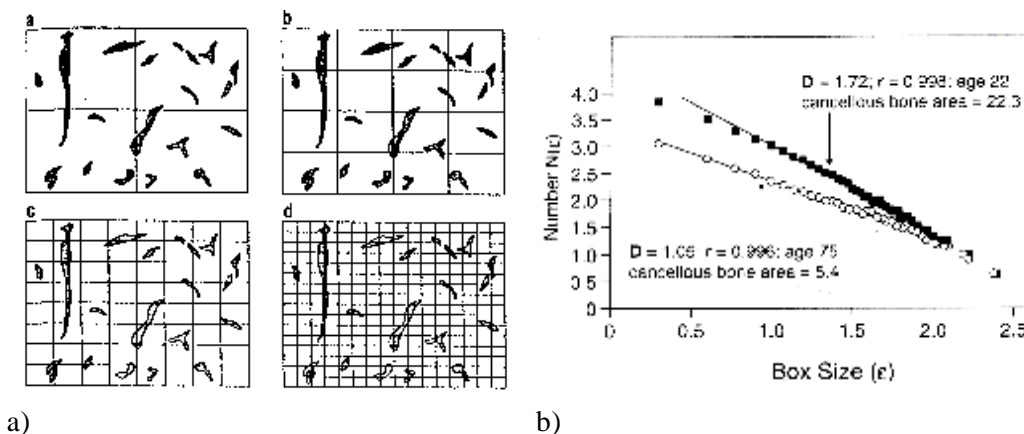


Figure 3. 13. Détermination de la dimension fractale 2D d'après Weinstein et al [Wei94]

- a) Grilles de fenêtres de dimensions variables superposées à une coupe d'os spongieux, b) Détermination de la dimension fractale à partir de la courbe $N(\epsilon)$ fonction de (ϵ)

De nombreux auteurs ont appliqué cette méthode de mesure de la dimension fractale aux images 2D d'os spongieux. De fortes corrélations entre la dimension fractale et les paramètres histomorphométriques classiques ont été établies [Maj93]. Majumdar et al. ont aussi mis en évidence une bonne corrélation entre la dimension fractale et le module d'Young pour l'os spongieux de radius [Maj96] et Weinstein et al. ont montré la possibilité d'évaluer le risque fracturaire par une mesure de dimension fractale, mais bien que des corrélations entre D et Tb.Sp ou Tb.N aient été rapportées [Wei94], aucune relation n'a été établie entre la dimension fractale et la connectivité. La possibilité de différencier des structures d'os spongieux pathologiques par une mesure de dimension fractale a aussi été montrée par Mawatari et al. à partir d'image tomographiques 3D d'os spongieux de rats [Maw97].

D'autres analyses fractales ont été développées pour évaluer la texture d'une image. Lespessailles et al. ont utilisé une analyse fractale basée sur la méthode de FBM (Fractional Brownian Motion) pour calculer le paramètre fractal H le long de lignes droites d'orientations variables, d'images radiographiques d'os spongieux de calcaneums [Les98]. H est lié à la dimension fractale par la relation suivante : $H = 2 - D$, ainsi, en 2D, H varie entre 0 et 1. Ce paramètre sert au calcul de deux estimateurs de texture, le MLE (Maximum Likelihood Estimator) et le PSD (estimateur basé sur le Power Spectral Density). Les auteurs ont obtenu une corrélation moyenne entre ces paramètres de textures et la résistance mécanique de l'os spongieux mais cette quantification de la structure spongieuse n'améliore pas l'estimation de la résistance osseuse par la densité.

3.4.5. Le Structure Model Index (SMI)

Le SMI a récemment été proposé par Hildebrand et al. et son principe de calcul s'applique directement aux images 3D de structures d'os spongieux [Hil96].

Le calcul du SMI est basé sur un modèle de structure où le volume dépend d'une longueur caractéristique de l'architecture, r, suivant la formulation suivante :

$$V = k r^e \quad (3.23)$$

où e peut prendre les valeurs :

- 1 pour une structure de type plaque,
- 2 pour une structure de type barre,
- 3 pour une structure de type sphérique.

La surface S est la dérivée du volume :

$$S = \frac{\partial V}{\partial r} \quad (3.24)$$

A partir de ce modèle, le SMI est défini de la façon suivante :

$$SMI = 6 \frac{S'V}{S^2} \quad (3.25)$$

Le facteur 6 permet d'obtenir des valeurs simples. Ainsi, ce paramètre varie entre 0 et 3 et quantifie le type de structure d'os spongieux : plaques ($SMI = 0$), barres ($SMI = 3$) ou intermédiaire ($0 < SMI < 3$).

Hildebrand et al calculent ce paramètre à partir d'images tomographiques d'os spongieux de résolution 14 μm . Les valeurs de SMI obtenues représentent bien les différents types de structures imagées, montrant l'évolution des structures du modèle plaque au modèle barre en fonction de l'âge et du site de prélèvement. D'autre part, différentes valeurs de SMI sont obtenues pour de mêmes valeurs de BV/TV montrant l'apport de ce paramètre dans la caractérisation structurale [Hil97].

3.5. Conclusions

Comme en témoigne l'énumération précédente, le nombre de paramètres permettant d'estimer la connectivité, la structure 2D et l'architecture 3D du réseau trabéculaire est important. Dans un article relativement récent, Chappard et al. [Cha96] ont montré que les paramètres suivants ($Tb.N$, $Tb.Th.$, $TBPf$, $V_{m.space}^*$, V_{tr}^*), sont très liés les uns aux autres. Ces paramètres sont également très liés au volume trabéculaire osseux (BV/TV). Mais malgré leur corrélation avec les propriétés mécaniques, ces paramètres améliorent peu l'estimation de la résistance osseuse obtenue par la mesure de la quantité osseuse. Aussi, les techniques d'analyse de l'architecture osseuse s'orientent de plus en plus vers la représentation fidèle 3D du tissu trabéculaire. De nouveaux paramètres doivent donc être définis pour exploiter pleinement ces nouvelles sources d'informations, en particulier le calcul des MIL 3D permet de caractériser directement l'anisotropie architecturale. Pour l'instant, les paramètres classiques de l'histomorphométrie sont calculés sur des coupes 2D issues des images 3D. Mais de nouveaux paramètres de type histomorphométrique, dits « directs », sont mesurés *in vitro* par tomographie [Sal99]. Les performances des nouvelles techniques d'imagerie 3D permettent de mieux évaluer et modéliser l'architecture osseuse, mais ces techniques restent lourdes à mettre en œuvre (coût, temps, ...) et peu de grandes séries ont été étudiées, notamment sur le calcanéum. Le développement de ces nouvelles techniques s'oriente également vers l'imagerie 3D *in vivo* (IRM), associée à une modélisation par éléments finis (Cf Chapitre 8), qui permettrait l'évaluation par des méthodes non invasives du risque fracturaire à condition de mieux connaître les propriétés intrinsèques de résistance du tissu trabéculaire ainsi que ses lois de comportement mécanique.

CHAPITRE 4

4. Caractérisation mécanique de l'os spongieux et du tissu trabéculaire

4.1.	Introduction	p.57
4.2.	Rappels de Mécanique	p.58
4.3.	Préparation des échantillons d'os spongieux	p.67
	4.3.1. Conservation	p.67
	4.3.2. Géométrie	p.69
4.4.	Conditions d'essai	p.70
	4.4.1. Hydratation	p.70
	4.4.2. Température	p.71
	4.4.3. Conditions de liaison	p.71
4.5.	Influence du temps	p.75
	4.5.1. Vitesse de déformation	p.75
	4.5.2. Relaxation	p.75
	4.5.3. Fluage	p.77
	4.5.4. Fatigue	p.78
	4.5.5. Essais dynamiques et cycliques	p.79
4.6.	Caractérisation mécanique de l'os spongieux	p.79
	4.6.1. Essai de compression	p.79
	4.6.1.1. Comportement de l'os spongieux en compression	
	4.6.1.2. Echantillons de compression	
	4.6.1.3. Conditions aux limites de l'échantillon de compression	
	4.6.1.4. Essai à rupture	
	4.6.1.5. Essai élastique	
	4.6.1.5.1. Intérêt de l'essai dans le domaine élastique	
	4.6.1.5.2. Limite du domaine élastique	
	4.6.1.6. Conclusions	
	4.6.2. Essai de traction	p.85
	4.6.3. Essai de cisaillement et de torsion	p.86
	4.6.3.1. Essai de cisaillement	
	4.6.3.2. Essai de torsion	
	4.6.4. Comportement des travées dans un échantillon « global »	p.88
	4.6.5. Essais multiaxiaux et critères de résistance	p.89
	4.6.5.1. Le critère de Hoffmann	
	4.6.5.2. Le critère de la contrainte maximale et le critère de Tsai Wu	
4.7.	Caractérisation mécanique du tissu trabéculaire	p.90
	4.7.1. Introduction	p.90
	4.7.2. Essais mécaniques sur travées ou échantillons isolés	p.91
	4.7.2.1. Flambage	
	4.7.2.2. Micro-traction	
	4.7.2.3. Flexion (3 points et 4 points)	
	4.7.2.4. Micro-flexion et modélisation poutre-console	
	4.7.2.5. Nano-indentation	
	4.7.3. Conclusions	p.96
4.8.	Caractérisation Ultra-sonore	p.97

4.8.1.	Détermination des modules d'Elasticité par transmission	p.97
4.8.1.1.	Principe	
4.8.1.2.	Application à l'os spongieux	
4.8.1.3.	Application au tissu trabéculaire	
4.8.2.	Caractérisation clinique par transmission	p.101
4.8.2.1.	Matériel et Méthodes de mesures	
4.8.2.2.	Relation avec les paramètres classiques mesurés sur os spongieux	
4.8.2.3.	Conclusions	
4.8.3.	Microscopie acoustique	p.103
4.9.	Mesure de perméabilité	p.105
4.10.	Conclusions	p.106
Annexes :	Tableau 4.1. : Propriétés de compression de l'os spongieux.	P.107
	Tableau 4.2. : Module d'Elasticité du tissu trabéculaire.	P.108

4.1. Introduction

Actuellement, l'évaluation du comportement mécanique de l'os spongieux paraît essentielle pour améliorer la connaissance de ses propriétés dans plusieurs domaines : celui des pathologies osseuses par exemple, telle l'ostéoporose, par l'évaluation du risque fracturaire dû à la perte osseuse, pour quantifier les effets des thérapeutiques osseuses ou du remodelage osseux, celui aussi des prothèses articulaires et des dispositifs d'ostéosynthèse ancrés dans l'os spongieux.

De plus, le développement de méthodes numériques servant à modéliser et à simuler le comportement de pièces anatomiques nécessite de bien connaître les propriétés mécaniques des matériaux mis en jeu.

Dans les méthodes expérimentales de caractérisation, de nombreux paramètres influencent les propriétés mécaniques ou physiques obtenues : les dimensions, les modes de conservation et de tests des échantillons (température, fluide...), les conditions aux limites des échantillons, les modes de chargement (statique ou dynamique) dans le cas de la caractérisation mécanique et évidemment les moyens de mesures. Compte tenu d'une plus grande facilité de mise en œuvre, l'essai de compression statique est le plus souvent utilisé pour la caractérisation mécanique de l'os spongieux et l'influence de ces différents facteurs expérimentaux sur les propriétés mécaniques a largement été étudiée. Nous présenterons succinctement les autres tests pouvant également être mis en œuvre sur échantillons d'os spongieux et sur tissu trabéculaire.

4.2. Rappels de mécanique [Lem85]

Nous allons aborder dans ce paragraphe quelques notions de base mais néanmoins essentielles de mécanique et de la théorie de l'élasticité.

Pour modéliser les phénomènes physiques de déformation et de rupture, il faut une méthode fondée sur des principes généraux gouvernant les variables représentatives de l'état du milieu matériel. La schématisation mécanique présentée repose sur le principe des puissances virtuelles. L'idée de base figurait déjà dans les travaux de

d'Alembert vers 1750 mais c'est le développement récent des méthodes variationnelles de l'analyse fonctionnelle dans les années 1970 qui a surtout contribué à son utilisation systématique. Le choix d'un mouvement virtuel particulier pour un milieu donné conduit naturellement à une définition cohérente des déformations et des contraintes et aux équations d'équilibre avec les conditions aux limites correspondantes. Un milieu matériel étant isolé, on peut distinguer les actions extérieures qui agissent sur le milieu, des actions intérieures qui représentent les liaisons existant entre toutes les parties possibles du milieu. Deux axiomes entraînent la loi fondamentale de la dynamique :

Axiome d'objectivité : La puissance virtuelle des efforts intérieurs associée à tout mouvement rigidifiant est nulle.

Axiome de l'équilibre (statique ou dynamique) : Pour tout milieu matériel repéré dans un référentiel absolu, à chaque instant et pour tout mouvement virtuel, la puissance virtuelle des quantités d'accélération $\hat{P}_{(a)}$ est égale à la somme des puissances virtuelles des efforts intérieurs $\hat{P}_{(i)}$ et des efforts extérieurs $\hat{P}_{(x)}$. L'application du principe des puissances virtuelles conduit directement aux équations de la mécanique des milieux continus.

Ainsi : on a

$$\hat{P}_{(a)} = \hat{P}_{(i)} + \hat{P}_{(x)} \quad (4.1.)$$

Sans entrer dans les détails, il est nécessaire de définir un tant soit peu ces notions de puissances virtuelles pour parvenir aux notions simples de contraintes et de déformations que nous avons utilisées dans ce mémoire.

Si l'on considère un domaine D (équivalent à un corps, Figure 4. 1) de frontière ∂D intérieur à un milieu de volume V et de frontière ∂V , et \vec{n} , la normale extérieure en un point M de ∂D repérée dans un repère orthonormé (O, x, y, z) .

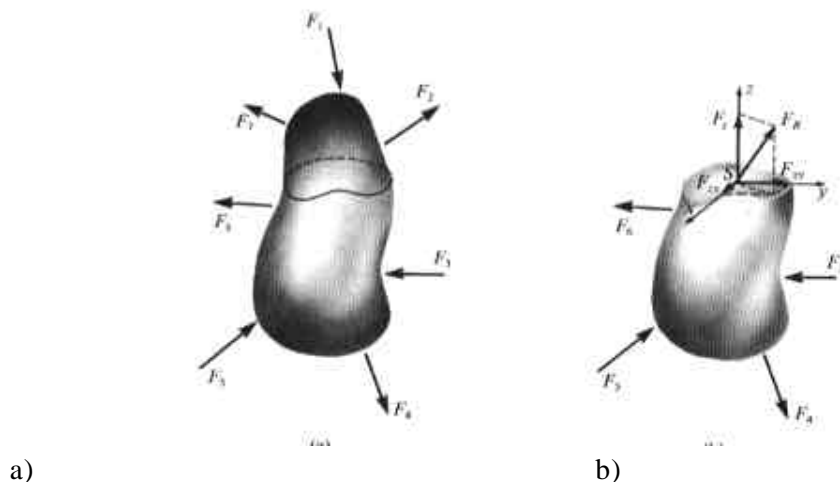


Figure 4. 1. Action des efforts sur un corps [DOR86].

- a) Corps soumis à un ensemble de forces extérieures F_1, F_2, \dots, F_7 . b) Force de réaction F_R sur la surface S et décomposition de F_R selon les trois axes O_x, O_y et O_z .

Alors, la puissance virtuelle des efforts intérieurs est définie par l'intégrale sur tout le domaine D d'une densité volumique qui à priori contient trois termes en \vec{v} , \hat{D} et $\hat{\Omega}$ associés respectivement à un vecteur f et deux tenseurs du second ordre, \mathbf{s} symétrique et \mathbf{G} antisymétrique¹ et elle s'écrit (équation (4.2)) :

$$\hat{P}_{(i)} = - \int_D (\vec{f} \cdot \vec{v} + \mathbf{s} : \hat{D} + \Gamma : \hat{\Omega}) dV \quad (4.2)$$

Avec :

\vec{v} : Champ de vecteurs vitesse de déplacement.

\hat{D} : Tenseur (2nd ordre) des taux de déformation

$$\hat{D} = \frac{1}{2} \left[\overrightarrow{\text{grad}} \vec{v} + (\overrightarrow{\text{grad}} \vec{v})^T \right] \text{ ou en notation indicielle : } \hat{D}_{ij} = \frac{1}{2} (v_{i,j} + v_{j,i})$$

$$\hat{\Omega} : \text{Tenseur des taux de rotation : } \hat{\Omega}_{ij} = \frac{1}{2} (v_{i,j} - v_{j,i})$$

En appliquant le lemme fondamental de la physique des milieux continus et le premier axiome du principe des puissances virtuelles, l'équation (4.2) se réduit à :

$$\hat{P}_{(i)} = - \int_D \mathbf{s} : \hat{D} dV \quad (4.3)$$

Le tenseur des contraintes ainsi introduit \mathbf{S} est le tenseur de Cauchy (matrice 3*3). Le premier axiome du principe des puissances virtuelles et le choix du mouvement virtuel en théorie du premier gradient sont équivalents à l'hypothèse habituellement faite pour introduire le tenseur des contraintes, hypothèse qui consiste à supposer que les efforts intérieurs peuvent être schématisés par une densité surfacique de forces de cohésion \vec{T} qui représente des actions à très courte distance. C'est en développant cette hypothèse que l'on définit un vecteur contrainte qui dépend du point considéré M , du temps t , et qui dépend linéairement de la normale \vec{n} à ∂D en M . Le tenseur des contraintes \mathbf{S} s'ent déduit par :

$$\vec{T}(M, t, \vec{n}) = \mathbf{S}(M, t) \cdot \vec{n}$$

σ est symétrique et les composantes de sa matrice représentative dans le repère (O, x , y , z) sont reliées à celles du vecteur contrainte par : (Figure 4. 2) :

$$T_i = \mathbf{s}_{ij} n_j \quad (4.4)$$

¹ Un tenseur du second ordre est représenté par une matrice [x, y].
² Les deux points : désignent le produit tensoriel contracté sur deux indices.

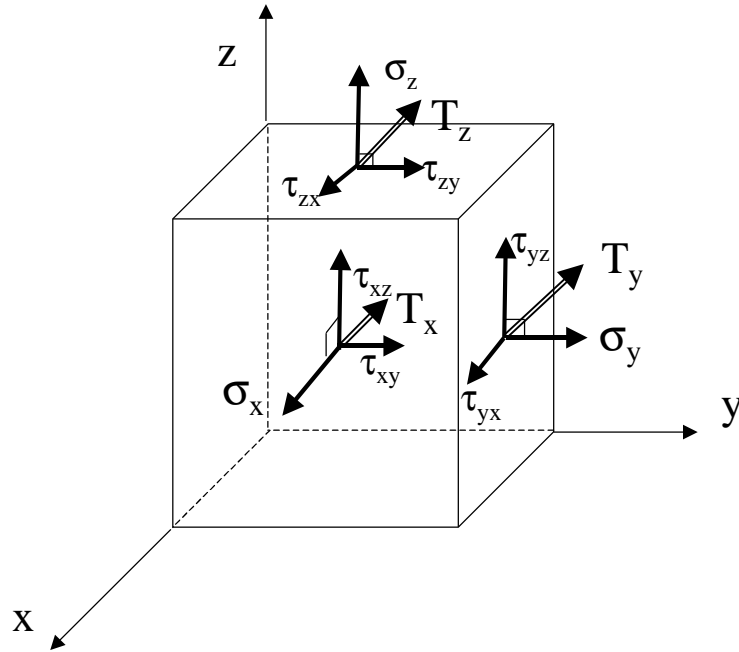


Figure 4. 2. Ensemble des contraintes sur un élément d'un corps.

Sur chaque face, le vecteur contrainte se décompose en une contrainte normale et deux contraintes tangentes.

En définissant les efforts extérieurs comme étant des efforts exercés à distance par des systèmes extérieurs à V , supposés définis par une densité volumique de force \vec{f} , et des efforts de contacts schématisés par une densité surfacique de forces \vec{T} , la puissance virtuelle des efforts extérieurs s'écrit : (4.5)

$$\hat{P}(x) = \int_D \vec{f} \cdot \vec{v} dV + \int_{\partial D} \vec{T} \cdot \vec{v} dS \quad (4.5)$$

Et en nommant \vec{g} le vecteur accélération en chaque point M et \mathbf{r} la masse volumique, la puissance des quantités d'accélération s'exprime par :

$$\hat{P}(a) = \int_D \vec{g} \cdot \vec{v} \mathbf{r} dV \quad (4.6)$$

En remplaçant les expressions des différentes puissances dans l'équation (4.1) et en appliquant le théorème de la divergence, on obtient les équations de l'équilibre statique ou dynamique.

$$\text{div} \mathbf{s} + \vec{f} - \mathbf{r} \vec{g} = 0 \text{ dans } D \quad \text{ou } \mathbf{s}_{ij,j} + f_i - \mathbf{r} g_i = 0 \quad (4.7)$$

$$\vec{T} = \mathbf{s} \cdot \vec{n} \text{ sur } \partial D \quad \text{ou } T_i = \mathbf{s}_{ij} n_j \quad (4.8)$$

Nous nous sommes familiarisés avec le phénomène des contraintes, nous allons maintenant aborder le problème des déformations. Dans le cas d'une transformation infinitésimale, on peut confondre les variables d'Euler et les variables de Lagrange (qui sont deux descriptions différentes du mouvement), ce qui a pour conséquence d'éliminer les termes du 2nd ordre. La déformation \mathbf{e} est définie à partir du taux de déformation \mathbf{D} (équation 4.2) et est fonction du gradient du déplacement \vec{u} . Elle peut s'écrire comme suit sous l'hypothèse des petites déformations et des petits déplacements : ($|\mathbf{e}| < 2$ à 5.10^{-2})

$$\mathbf{e} = \frac{1}{2} \left[\vec{\text{grad}} \vec{u} + (\vec{\text{grad}} \vec{u})^T \right] \quad \text{ou} \quad \mathbf{e}_{ij} = \frac{1}{2} (u_{i,j} + u_{j,i}) \quad (4.9)$$

Le problème fondamental pour l'étude de la répartition des contraintes consiste à rechercher s'il n'existe pas des directions privilégiées. Dans la terminologie matricielle, cette recherche est identique à la recherche des valeurs et vecteurs propres de la matrice carrée symétrique $[\mathbf{s}]$. Les éléments principaux sont appelés valeurs et directions principales des contraintes ; les valeurs principales étant réelles et les directions principales orthogonales si elles sont relatives à deux valeurs principales distinctes. Ce problème ne sera pas abordé dans ce chapitre, le principe de diagonalisation des matrices étant généralement bien connu.

Par contre, nous allons nous attarder sur le moyen de relier les contraintes et les déformations obtenues dans le solide étudié. Pour cela, la loi de Hooke généralisée est étudiée dans le cas des petites déformations et consiste à poser qu'il existe une relation linéaire entre ε et σ sous forme symétrique, par l'intermédiaire d'un tenseur d'ordre 4 C_{ijkl} .

$$\mathbf{s}_{ij} = C_{ijkl} \mathbf{e}_{kl} \quad (i, j, k, l \text{ de } 1 \text{ à } 3) \quad \text{ou encore} \quad [\mathbf{s}] = [\mathbf{C}][\mathbf{e}] \quad (4.10)$$

ou encore (en introduisant les propriétés de symétrie des différents tenseurs) :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{s}_{11} \\ \mathbf{s}_{22} \\ \mathbf{s}_{33} \\ \mathbf{s}_{23} \\ \mathbf{s}_{31} \\ \mathbf{s}_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{1111} & C_{1122} & C_{1133} & C_{1123} & C_{1131} & C_{1112} \\ C_{2211} & C_{2222} & C_{2233} & C_{2223} & C_{2231} & C_{2212} \\ C_{3311} & C_{3322} & C_{3333} & C_{3323} & C_{3331} & C_{3312} \\ C_{2311} & C_{2322} & C_{2333} & C_{2323} & C_{2331} & C_{2312} \\ C_{3111} & C_{3122} & C_{3133} & C_{3123} & C_{3131} & C_{3112} \\ C_{1211} & C_{1222} & C_{1233} & C_{1223} & C_{1231} & C_{1212} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{e}_{11} \\ \mathbf{e}_{22} \\ \mathbf{e}_{33} \\ 2\mathbf{e}_{23} \\ 2\mathbf{e}_{31} \\ 2\mathbf{e}_{12} \end{bmatrix} \quad (4.11)$$

Avec :

C_{ijkl} : Tenseur d'élasticité, tenseur d'ordre 4, noté parfois \mathbf{A}

Par inversion de l'équation (4.10), on peut encore écrire :

$$[\mathbf{e}] = [\mathbf{a}][\mathbf{s}]$$

Où $[a]$ s'écrit (notée parfois $[D]$) $[a] = [C]^{-1}$ et devient :

$$[a] = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{n_{12}}{E_1} & -\frac{n_{13}}{E_1} & \frac{h_{14}}{E_1} & \frac{h_{15}}{E_1} & \frac{h_{16}}{E_1} \\ -\frac{n_{21}}{E_2} & \frac{1}{E_2} & -\frac{n_{23}}{E_2} & \frac{h_{24}}{E_2} & \frac{h_{25}}{E_2} & \frac{h_{26}}{E_2} \\ -\frac{n_{31}}{E_3} & -\frac{n_{32}}{E_3} & \frac{1}{E_3} & \frac{h_{34}}{E_3} & \frac{h_{35}}{E_3} & \frac{h_{36}}{E_3} \\ \frac{h_{41}}{G_{23}} & \frac{h_{42}}{G_{23}} & \frac{h_{43}}{G_{23}} & \frac{1}{G_{23}} & \frac{m_{45}}{G_{23}} & \frac{m_{46}}{G_{23}} \\ \frac{h_{51}}{G_{31}} & \frac{h_{52}}{G_{31}} & \frac{h_{53}}{G_{31}} & \frac{h_{54}}{G_{31}} & \frac{1}{G_{31}} & \frac{m_{56}}{G_{31}} \\ \frac{h_{61}}{G_{12}} & \frac{h_{62}}{G_{12}} & \frac{h_{63}}{G_{12}} & \frac{m_{64}}{G_{12}} & \frac{m_{65}}{G_{12}} & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

Avec :

E_i : Module d'Young dans le direction i

G_{ij} : Module de Coulomb (ou cisaillement) dans le plan (i, j)

n_{ij} : Coefficient de poisson caractérisant la contraction dans la direction i pour une tension dans la direction j .

h_{ij} : Coefficient dit « d'influence mutuelle », caractérisant l'allongement dans la direction i dû à la contrainte tangentielle \mathbf{s}_j (si $i < j$) ou la distorsion \mathbf{e}_i due à une contrainte normale \mathbf{s}_j (si $i > j$)

m_{ij} : Coefficient de « Chentsov » caractérisant la distorsion dans un des plans de coordonnées due à un contrainte tangentielle parallèle à un autre plan de coordonnées.

Dans différents cas particuliers, et sous certaines hypothèses, on peut réduire le nombre de constantes dépendantes dans la matrice $[a]$. Par exemple, dans le cas d'un matériau orthotrope (ie : ce matériau possède trois plans de symétrie élastique orthogonaux), la matrice $[a]$ se réduit à (4.13) et dans le cas de contraintes planes (plaques orthotropes), la loi de Hooke généralisée s'écrit (4.14):

$$[a] = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\mathbf{n}_{12}}{E_1} & -\frac{\mathbf{n}_{13}}{E_1} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\mathbf{n}_{21}}{E_2} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\mathbf{n}_{23}}{E_2} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\mathbf{n}_{31}}{E_3} & -\frac{\mathbf{n}_{32}}{E_3} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{31}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix} \quad (4.13) \quad (4.14)$$

$$\begin{bmatrix} \mathbf{e}_{11} \\ \mathbf{e}_{22} \\ \mathbf{g}_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\mathbf{n}_{21}}{E_2} & 0 \\ -\frac{\mathbf{n}_{21}}{E_2} & \frac{1}{E_2} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{s}_{11} \\ \mathbf{s}_{22} \\ \mathbf{s}_{12} \end{bmatrix}$$

Avec les relations suivantes dans chacun des cas :

$$E_1 \mathbf{n}_{21} = E_2 \mathbf{n}_{12}; E_2 \mathbf{n}_{32} = E_3 \mathbf{n}_{23}; E_3 \mathbf{n}_{13} = E_1 \mathbf{n}_{31} \quad \text{et} \quad E_1 \mathbf{n}_{21} = E_2 \mathbf{n}_{12}$$

Dans le cas où l'on a un plan d'isotropie (ie la loi de Hooke a la même forme pour toute rotation des axes autour de l'axe de symétrie) et un cas de contrainte plane, la loi de Hooke se réduit également à l'équation (4.14).

Dans le cas où le corps étudié est isotrope ou considéré comme tel, cela implique qu'en chaque point, la matrice $[a]$ des constantes élastiques est invariante dans un changement d'axes. Il ne reste plus alors que deux constantes élastiques indépendantes et la loi de Hooke s'écrit en fonction de E, G et ν (4.15) :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{e}_{11} \\ \mathbf{e}_{22} \\ \mathbf{e}_{33} \\ \mathbf{g}_{23} \\ \mathbf{g}_{31} \\ \mathbf{g}_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E} & -\frac{\mathbf{n}}{E} & -\frac{\mathbf{n}}{E} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\mathbf{n}}{E} & \frac{1}{E} & -\frac{\mathbf{n}}{E} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\mathbf{n}}{E} & -\frac{\mathbf{n}}{E} & \frac{1}{E} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{s}_{11} \\ \mathbf{s}_{22} \\ \mathbf{s}_{33} \\ \mathbf{s}_{23} \\ \mathbf{s}_{31} \\ \mathbf{s}_{12} \end{bmatrix} \quad \text{avec } G = \frac{E}{2(1+\mathbf{n})} \quad (4.15)$$

En revenant aux notations tensorielles ou indicielles, on a :

$$[\mathbf{e}] = \frac{1+\mathbf{n}}{E} [\mathbf{s}] - \left(\frac{\mathbf{n}}{E} \text{tr}[\mathbf{s}] \right) \text{Id} \quad \text{3} \quad \mathbf{e}_{ij} = \frac{1+\mathbf{n}}{E} \mathbf{s}_{ij} - \frac{\mathbf{n}}{E} \mathbf{s}_{kk} \mathbf{d}_{ij} \quad \text{4} \quad (4.16)$$

Avec :

\mathbf{n} : coefficient de poisson et $-1 < \mathbf{n} < 1/2$

³ Id : Matrice Identité

⁴ \mathbf{d}_{ij} : Indice de Kroënecker.

Lors d'un essai de compression dans le domaine élastique, si le matériau est considéré comme ayant un comportement isotrope, la relation (4.8) et la loi de Hooke deviennent :

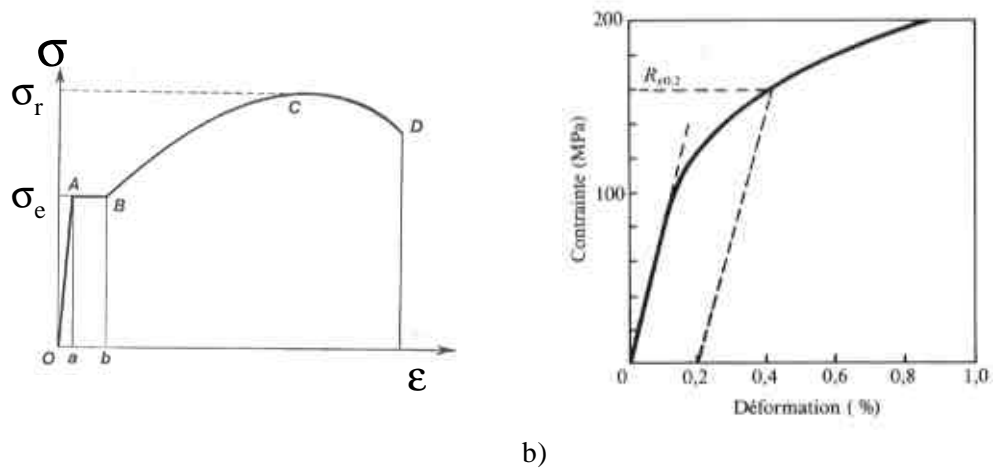
$$\mathbf{s} = \frac{F}{S} \qquad \mathbf{s} = E\mathbf{e} \qquad (4.17)$$

Avec :

- \mathbf{s} : Contrainte Normale en MPa
- F : Effort de Compression en N
- S : Surface apparente de la section en mm²
- E : Module d'Young du matériau en MPa
- \mathbf{e} : déformation (généralement exprimée en %)

Un exemple d'essai de traction sur une éprouvette d'acier doux est donné Figure 4. 3a et représente la valeur de la contrainte normale σ en fonction de la déformation ε . La partie rectiligne OA définit le domaine élastique, c'est à dire que si l'on interrompt l'effort de traction, la courbe revient à l'origine sans déformation résiduelle. L'ordonnée du point A correspond à la limite élastique σ_e . La loi de Hooke simplifiée reste de la forme $\mathbf{s} = E\mathbf{e}$ tant que la contrainte σ est inférieure à σ_e . Au-delà du point A, on entre dans la zone des déformations non réversibles. Le palier AB caractérise le domaine parfaitement plastique dans lequel l'éprouvette s'allonge sans que l'effort de traction augmente. Au-delà du point B commence le domaine des grandes déformations, la courbe se relevant jusqu'à un maximum C dont l'ordonnée est la limite de rupture σ_r . Le phénomène de striction apparaît alors : la déformation se concentre au voisinage d'une section dont l'aire diminue rapidement (section CD) jusqu'à la séparation de l'éprouvette en deux parties. Si, après avoir dépassé la limite élastique, on décharge l'éprouvette, on obtient une courbe de retour sensiblement rectiligne et parallèle à la partie rectiligne de la première mise en charge (// OA). Tout se passe comme si l'on avait obtenu un nouveau matériau de limite élastique σ_r plus élevée. On dit alors qu'il y a écrouissage du matériau.

En toute rigueur, la limite d'élasticité σ_e correspond à la contrainte à partir de laquelle le comportement du matériau s'écarte de la loi de Hooke, c'est à dire au moment où apparaît la première déformation plastique irréversible. En pratique, une telle limite est difficile à apprécier car le passage du domaine élastique au domaine plastique (Figure 4. 3b) se fait de façon progressive, la limite d'élasticité vraie dépend donc de la précision que l'on a sur la mesure de l'allongement. Cette ambiguïté est levée en définissant une limite d'élasticité conventionnelle à 0.2%, notée $R_{e0.2\%}$. Ainsi, $R_{e0.2\%}$ est la contrainte à laquelle correspond une déformation plastique égale à 0.2%. Sa construction graphique est donnée Figure 4. 3b.

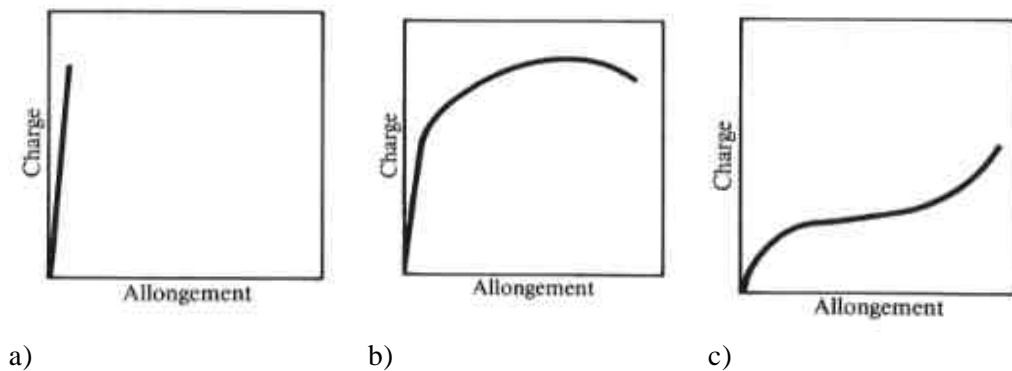


a) b)

Figure 4. 3. Essai de traction sur acier doux

a) Courbe expérimentale, b) Limite d'élasticité conventionnelle à 0.2 %

L'exemple présenté précédemment est très caractéristique, mais l'on a également différents types de comportement selon la nature du matériau. Quelques exemples sont illustrés Figure 4. 4. Le matériau ne présentant pas de domaine plastique, la rupture se produit alors que les déformations sont élastiques : son comportement est de type fragile (Figure 4. 4a) (verre, céramiques...). Si une déformation plastique permanente, accompagnée généralement d'un durcissement du matériau, suit la déformation élastique, alors le comportement est de type ductile (Figure 4. 4b) (métaux...) et enfin si la déformation élastique n'est pas proportionnelle à la charge qui la provoque, alors le comportement est élastique non linéaire (polymères thermo-plastiques, élastomères...) Figure 4. 4c.



a) b) c)

Figure 4. 4. Comportements caractéristiques en traction.

a) Comportement fragile, b) Comportement ductile, c) Comportement élastique non-linéaire

Lien Mécanique – Anisotropie architecturale

- Pour quantifier l'anisotropie d'une structure, Whitehouse [Whi74] a déterminé un paramètre de longueur moyenne interceptée, « Mean Intercept Length » ou MIL. Ce paramètre a été défini au chapitre 3. Il est également possible de lier ce paramètre en 3D aux paramètres mécaniques. En analysant trois plans orthogonaux avec cette méthode (Chapitre 3), L'anisotropie 3D de l'échantillon étudié peut être quantifiée comme suit d'après Harrigan et Man [Har84]. Cette méthode suppose une symétrie orthotropique et que l'anisotropie peut être décrite par un ellipsoïde. L'équation de cet ellipsoïde peut être calculée si l'on fait l'hypothèse que les ellipses déterminées en analyse plane sont les projections de l'ellipsoïde dans ces mêmes plans. L'équation générale s'écrit :

$$\frac{1}{MIL^2(n)} = \{n\}^T [H] \{n\} \quad (4.18)$$

Avec

$\{n\}$: vecteur unitaire dans la direction d'intérêt
 $[H]$: tenseur de second rang symétrique et anisotropique (tenseur de « fabric » ou « d'architecture »).

$$H = \begin{bmatrix} A & D & E \\ D & B & F \\ E & F & C \end{bmatrix}, \text{ où } A, B, C, D, E \text{ et } F \text{ sont les coefficients de}$$

l'équation de l'ellipsoïde.

En déterminant les valeurs propres du système, les directions principales structurales sont obtenues. Ces valeurs propres déterminent également le degré d'anisotropie (DA) comme étant :

$$DA = \frac{MIL_1}{MIL_3} = \sqrt{\frac{I_3}{I_1}} \text{ avec } MIL_i = 1/\sqrt{I_i} \text{ et } \lambda_i, \text{ valeurs propres de } H \quad (4.19)$$

Et on classe $MIL_1 > MIL_2 > MIL_3$.

- **Autres relations basées sur le tenseur de fabric H**

L'os spongieux ayant une anisotropie structurale, il semble judicieux d'établir une relation liant les constantes élastiques osseuses aux constantes du tenseur de fabric (qui représente l'anisotropie de la structure trabéculaire) [Cow85]. La relation entre les constantes élastiques et les valeurs propres du tenseur de fabric normalisé est donné par :

$$\begin{cases} C_{iiii} = k_1 + 2k_6 + (k_2 + 2k_7)\Pi + 2(k_3 + 2k_8)H_i + (2k_4 + k_5 + 4k_9)H_i^2 \\ C_{ijij} = k_1 + k_2\Pi + k_3(H_i + H_j) + k_4(H_i^2 + H_j^2) + k_5H_iH_j \\ C_{ijij} = k_6 + k_7\Pi + k_8(H_i + H_j) + k_9(H_i^2 + H_j^2) \quad i, j = 1,2,3; \quad i \end{cases} \quad (4.20)$$

Avec :

C_{ijkl} : Composantes du tenseur d'élasticité C

$\Pi = H_1 H_2 + H_2 H_3 + H_1 H_3$, second invariant de H

k_1 à k_9 : fonctions de densité structurale ou de fraction volumique

4.3. Préparation des échantillons d'os spongieux

4.3.1. Conservation

Il est important qu'entre le moment du prélèvement sur le sujet (cadavre ou animal) et celui des mesures, les propriétés mécaniques de l'os soient préservées afin que les résultats obtenus *in vitro* puissent constituer une bonne approximation de la situation *in vivo*.

L'Ethanol

Linde et al. ont montré que la conservation dans l'éthanol, durant 100 jours, d'échantillons d'os spongieux, n'entraîne pas de modification significative des propriétés mécaniques [Lin93a].

La Congélation

La congélation semble être une bonne solution pour une conservation à long terme. Pelker et al. [Pel83] n'ont pas détecté de modification de la contrainte ou de la rigidité en torsion pour des échantillons d'os spongieux congelés à -20°C ou -70°C pendant 14 jours. De même, Linde et Sorensen [Lin93a], lors d'essai de compression sur échantillons d'os spongieux, n'ont pas trouvé de différence significative sur la raideur, ni pour des échantillons congelés à -20°C pendant 100 jours, ni pour les échantillons décongelés et recongelés cinq fois successivement.

Une autre méthode de conservation de l'os est la lyophilisation. Elle peut être accompagnée d'une stérilisation aux rayons gamma pour diminuer les risques de contamination en cas d'implantation du tissu (greffes osseuses).

La Lyophilisation

La lyophilisation est un procédé de conservation dont le principe date de 1906. La pharmacopée française la définit comme « une technique de dessiccation par sublimation de la glace de solutions, de suspensions, ou de tissus animaux préalablement solidifiés par congélation ». Cette méthode consiste à sublimer la glace d'un produit congelé, sans passer par l'eau liquide. La sublimation n'est possible qu'à une pression inférieure au point triple de l'eau (0°C à 1 mmHg , 6 mbar ou 600 Pa). La sublimation est endothermique (680 kcal/kg d'eau).

La lyophilisation se décompose en 3 étapes (Figure 4. 5.) :

- **La congélation rapide** : il faut que l'échantillon soit amené à une température suffisamment basse pour rester inférieur à -20°C durant la lyophilisation.
- **La dessiccation primaire** : correspond à la sublimation de la glace du produit. La vitesse de dessiccation est fonction de la différence de pressions partielles entre la vapeur d'eau et la glace, respectivement du front de sublimation et du condenseur. Un fort abaissement de la pression à l'intérieur de l'enceinte contenant le produit congelé est exigé et ceci nécessite un apport contrôlé de calories pour compenser l'importante absorption de chaleur dû au changement de phase. La vapeur produite est mise hors circuit par une condensation sur une paroi froide (le condensateur) dont la température doit être impérativement inférieure à celle du produit.
- **La dessiccation secondaire** : correspond à une déshydratation : lorsque toute la glace a disparu, la température s'élève spontanément (plus de réaction endothermique).

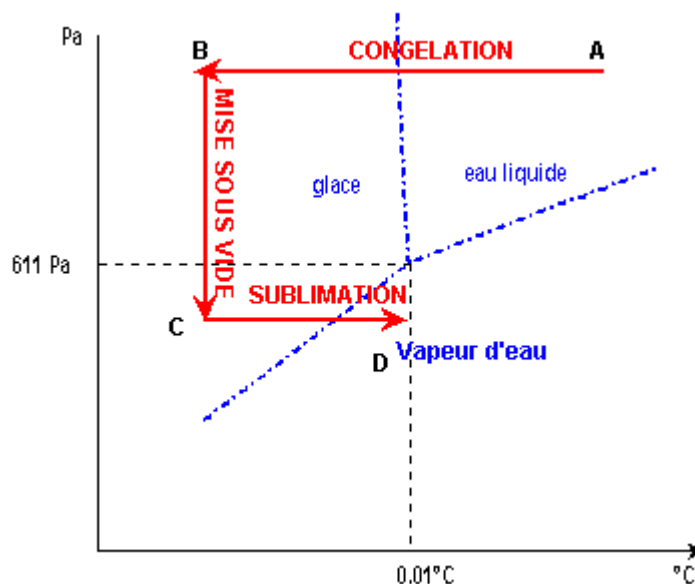


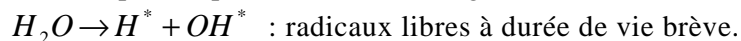
Figure 4. 5. Cycle de Lyophilisation

L'intérêt majeur de la lyophilisation est d'obtenir un produit stable. D'une part, la rapidité de la congélation bloque les réactions enzymatiques, comme la croissance bactérienne et d'autre part ces réactions ne peuvent reprendre ensuite à température ambiante, le produit étant déshydraté.

La Stérilisation par rayonnement gamma (g)

La radiostérilisation des greffes osseuses peut se faire par rayonnement gamma délivré par le cobalt ou par le rayonnement bêta d'un accélérateur de particules. Le mécanisme d'action des rayonnements ionisants sur les micro-organismes est le suivant [Gou83] :

- l'eau (élément le plus important des micro-organismes) subit une radiolyse :



En présence d'oxygène dissous : $H^* + O_2 \rightarrow H-O-O^*$

et en présence d'hydrogène H_2O_2 (eau oxygénée)

- au niveau des micro-organismes : ionisation et excitation des atomes constitutifs de la cellule et de son milieu par éjection des électrons périphériques. Il y a formation de radicaux libres très réactifs et de molécules excitées qui se recombinaient entre elles.

Dans les grosses molécules protéiques, il y a rupture des liaisons hydrogènes et formation des ponts désulfures. Les bases des acides nucléiques sont altérées.

La sensibilité varie considérablement d'un micro-organisme à l'autre. Elle dépend :

- de la nature du germe (espèce, souche),
- du milieu dans lequel il est irradié. Ainsi, les virus sont plus résistants que les levures, elles mêmes plus résistantes que les bactéries,
- de la présence d'oxygène qui augmente la radiosensibilité alors que les réducteurs et la déshydratation la réduisent.

La lyophilisation seule n'entraîne pas de modification significative de la contrainte de compression obtenue sur des échantillons provenant de tibias et fémurs humains [Con93]. La radiostérilisation induit une différence significative des propriétés mécaniques en compression d'échantillons de tibias humains, uniquement pour une irradiation à 6 Mrads [And92]. La contrainte maximale de compression des échantillons d'os spongieux lyophilisés et radiostérilisés à 2.5 Mrads n'est pas significativement différente de celle d'os spongieux décongelé de tête fémorale humaine [Mit94a].

4.3.2. Géométrie

Les pièces anatomiques ne pouvant pas toujours être testées dans leur ensemble, une découpe est nécessaire. Les échantillons sont élaborés, à l'état congelé, à l'aide d'appareils de découpe, travaillant à vitesse lente, qui limitent l'échauffement des pièces osseuses. Les scies à lame diamant (type ISOMET, Buelher®) offrent de bons résultats.

D'après Odgaard et Linde [Odg91], un diamètre D de 5 mm offre la taille minimum pour la surface de compression d'un échantillon cylindrique d'os spongieux. Une dimension de 5 mm constitue la longueur L minimale pour assurer les propriétés de continuité de la structure de l'os spongieux [Bro80].

L'influence de la géométrie de l'échantillon a été évaluée par les études de Linde et al. [Lin92] et Keaveny et al. [Kea93]. Ces études ont montré que la différence entre des échantillons cubiques et des échantillons cylindriques de rapport $L/D=1$ n'est pas significative mais le devient lorsque $L/D=2$. Par contre, le module et la contrainte d'échantillons cubiques sont supérieurs de respectivement 36% ($p<0.01$) et 18% ($p<0.05$) aux valeurs correspondantes d'échantillons cylindriques de rapport L/D de 2 [Kea93c]. Ces deux études ont également montré que la corrélation entre le module d'Young et la densité apparente s'améliore lorsque le rapport L/D de l'échantillon augmente.

L'étude de Zhu et al. [Zhu94] a montré que le module d'élasticité de compression est 42% plus faible sur des échantillons de 5 mm de hauteur par rapport à des échantillons de 16 mm de hauteur, lorsque la densité apparente est très faible 0.064 g.cm^{-3} ; par contre cette différence n'est plus significative pour des densités de 0.64 g.cm^{-3} .

Les géométries d'échantillons les plus couramment utilisées sont des cubes de 6 à 8 mm de côté ou des cylindres avec un rapport L/D de 1 ou 1.5 et un diamètre D de 6 à 8 mm. Keaveny et al. [Kea93] recommande l'utilisation d'échantillons cylindriques de rapport L/D de 2, car notamment la corrélation entre le module d'élasticité et la densité apparente augmente. Cependant, pour une meilleure comparaison inter-études, Linde [Lin93b] recommande l'utilisation en géométrie standard d'échantillons cubiques de 6.5 mm de côté ou d'échantillons cylindriques de 7.5 mm de diamètre et de 6.5 mm de hauteur. Ainsi, la différence de géométrie n'est pas significative [Lin92] et les échantillons cubiques présentent le grand avantage de permettre l'étude de l'anisotropie de l'os spongieux sur le même échantillon.

4.4. Conditions d'essai

4.4.1. Hydratation

Pour que les conditions de test se rapprochent le plus des conditions existantes *in vivo*, il est préférable, selon Turner et Burr [Tur93], de tester l'os hydraté. Cependant, seuls quelques auteurs prennent cette précaution pour des essais de compression [Bre88] [Hod90] [Hod92], de fluage [Rim93], de relaxation [Shc74] et de fatigue [Mic93].

Des échantillons ont été testés avec ou sans moelle dans certaines études [Pug73] [Car77] [Lin93a]. Enlever la moelle mécaniquement et chimiquement a un effet déshydratant sur le tissu trabéculaire, ce qui modifie ses propriétés mécaniques [Tow75]. Bien que les échantillons sans moelle soient réhydratés avant le test mécanique, il peut y avoir, selon les auteurs, des différences significatives entre ces deux types d'échantillons. De précédentes études sur ce sujet ont montré différents résultats.

D'après l'étude de Linde et Sorensen [Lin93a], dégraisser les échantillons, à l'aide d'un jet d'air et d'un bain d'éthanol, entraîne une augmentation de 30% du module d'Young et une diminution de 50% de l'énergie dissipée au cours du test. Townsend et al. [Tow75] ont trouvé que les trabécules sèches ont une raideur augmentée de 25% par rapport à celles du tissu hydraté. La grande différence des propriétés mécaniques des échantillons avec ou sans moelle dans l'étude de Linde et Sorensen [Lin93a] peut être due à l'effet du séchage. Il semblerait qu'une réhydratation pendant plus de trois heures dans du sérum physiologique diminue cette différence. Mais cette étude a été réalisée avec des échantillons provenant de deux in-

dividus seulement et par conséquent, des conclusions générales concernant l'homme ne peuvent être avancées avec certitude.

L'os spongieux dégraissé a été utilisé dans quelques laboratoires. Il n'est cependant pas possible de comparer les résultats des études utilisant des échantillons dégraissés et les résultats d'études sur échantillons avec moelle à cause de l'importante variation de nombreux paramètres : la densité entre échantillons, la technique utilisée pour le test, la géométrie de l'échantillon et l'espèce choisie notamment.

Des comparaisons ont été faites uniquement sur quelques séries. Carter et Hayes [Car77] ont trouvé une contrainte et un module d'Young plus élevés pour les échantillons avec moelle que pour les échantillons sans moelle, à une vitesse de déformation de 10s^{-1} , mais aucune différence significative pour des vitesses inférieures. On pourrait voir là l'effet viscoélastique de la moelle.

Les résultats d'une étude, *in vitro*, chargeant une tête fémorale entière, avec et sans moelle [Och91], montrent qu'il peut y avoir une augmentation de la raideur par un effet hydraulique de la moelle, à considérer particulièrement *in vivo*.

4.4.2. Température

Comme pour la plupart des matériaux biologiques, les propriétés mécaniques de l'os sont dépendantes de la température environnante. L'os étant un matériau viscoélastique [Lak74] [Lak79], il est important de prendre en compte la température lors de l'essai mécanique. Pour une mesure exacte des propriétés mécaniques de l'os, les échantillons devraient être testés à 37°C , ce qui n'est pas toujours aisé à réaliser.

La variation des caractéristiques mécaniques de l'os compact, en fonction de la température, est faible pour des tests statiques. Par contre, elle semble être beaucoup plus importante pour des essais dépendants du temps : l'os compact testé à température ambiante supporte deux fois plus de cycles de chargement jusqu'à la rupture que l'os testé à 37°C [Car76a].

Sur l'os spongieux, à notre connaissance, seule l'étude de Brear et al. [Bre88] a évalué l'influence, sur les résultats d'un essai de compression, de la température physiologique (37°C) par rapport à la température ambiante ($20\text{-}22^\circ\text{C}$). Cette étude, réalisée sur os spongieux bovin, a montré une réduction de 7% du module d'Young, de 13% pour la contrainte maximale de compression, de 5% pour la déformation à la contrainte maximale et de 22% pour l'énergie emmagasinée pendant l'essai lorsque la température augmente de 20°C à 37°C .

4.4.3. Conditions de liaison

Les erreurs expérimentales associées à l'essai de compression sur os spongieux sont dues essentiellement au frottement à l'interface échantillon-plateau, à la découpe des échantillons ainsi qu'à la raideur du montage utilisé [Lin92].

Le Frottement

Expérimentalement, la zone centrale des échantillons est moins déformée que les parties extrêmes à cause des frottements à l'interface plateau-échantillon. Selon Linde et al., une telle inhomogénéité de la déformation axiale est une cause d'erreur dans la détermination du module d'Young [Lin93b].

Dans la plupart des essais (de compression), les échantillons n'ont pas de liaison particulière avec les plateaux de la machine. Quelques auteurs ont utilisé un plateau inférieur rotulé pour éviter les phénomènes de flexion parasite [Vah87] [Mos88b] [Tur89] [McC95].

Linde et Hvid [Lin89] ont étudié l'effet des conditions de liaisons de l'échantillon avec les plateaux de la machine. Le module obtenu avec des plateaux polis est 5% plus faible qu'avec des plateaux non-polis. Si les plateaux de la machine sont polis et recouverts d'un film d'huile, le module est réduit de 7% par rapport à un essai avec des plateaux non lubrifiés. Lorsque l'échantillon est lié par une fine couche de PMMA (Polyméthacrylate de méthyle), le module augmente de 40% et l'énergie de dissipation diminue de 67% par rapport à un échantillon non lié. Ainsi, la différence de module entre un échantillon fixé en ses extrémités et un échantillon ayant un frottement minimal avec les plateaux de la machine est pratiquement de 50%.

Perte de continuité

La découpe des échantillons entraîne inévitablement une perte de continuité du réseau trabéculaire et une certaine dégradation locale de celui-ci (effets de bords). En conséquence, les travées au contact de la surface des plateaux de compression vont avoir tendance à se déformer plus que dans une structure intacte. La combinaison de l'inhomogénéité de la déformation due aux frottements à l'interface et des effets de bord entraînent une sous-estimation de 20% du module d'élasticité sur un échantillon cubique de 6 mm de côté [Lin93b].

Dans une autre étude, Allard et Ashman [All91] ont réalisé simultanément une mesure de la déformation globale et une mesure avec un extensomètre placé au centre de l'échantillon. Le module obtenu par la mesure au centre de l'échantillon est beaucoup plus important que celui déterminé par la déformation globale pour un échantillon cubique de 10 mm de côté. Cette différence n'apparaît plus pour des échantillons de plus grande dimension dans le sens de la sollicitation. L'influence des bords semble donc moins grande lorsque la taille de l'échantillon est importante.

Linde et Hvid [Lin89] se sont également intéressés aux effets du maintien des parois latérales de l'échantillon (confinement) soit par de l'os spongieux (tests *in situ*, A) soit par un cylindre d'acier ajusté aux dimensions de l'échantillon (C) (Figure 4. 6). Dans le cas A, la rigidité est augmentée de 19%, l'énergie dissipée ne varie pas. Dans le cas C, la rigidité augmente de 22% et l'énergie dissipée de 68% par rapport à un essai dans les conditions classiques, B.

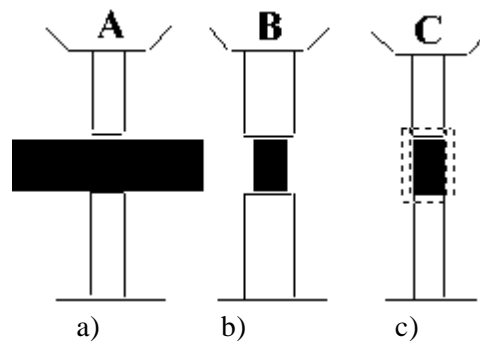


Figure 4. 6. Différents types d'échantillons testés en compression

a) in situ, b) conventionnel, c) confinement avec parois latérales en acier d'après Linde et Hvid [Lin89]

Mesure de la déformation de compression de l'échantillon

La déformation axiale est mesurée suivant principalement deux méthodes :

- Méthode globale :

Cette mesure généralement réalisée indirectement par le capteur de déplacement de la machine d'essai, enregistre la déformation de l'échantillon mais aussi celle des différentes pièces constitutives du montage utilisé, induisant une raideur parasite. Suivant la raideur du montage et des échantillons testés, l'erreur réalisée sur la mesure de la déformation est plus ou moins importante. Utilisant une machine Instron type 4302, équipée d'un capteur d'effort de 1 kN et de colonnes de 10 mm de diamètre, Linde et Hvid [Lin89] ont mis en évidence une erreur de 30% sur le calcul de la déformation de l'échantillon.

Il est possible de tenir compte de la raideur parasite pour une mesure plus précise de la déformation. Cependant, seuls quelques auteurs apportent cette correction [Bre88] [Car77] [Cia91] [Hod90] [Hod92] [Kuh89b] [And92] [Kea93c] [Kel94].

- Méthode directe :

Cette solution consiste à placer un extensomètre sur les colonnes du montage, le plus près possible de l'échantillon [Duc77], [Hvi85], [Han87]. Avec un extensomètre de 5 cm de base de mesure, l'erreur est réduite à 3% selon Linde et Hvid [Lin89]. Certains auteurs ont même utilisé l'extensomètre directement au contact de l'échantillon (tibia proximal humain, [Roh91]; os pelvien, [Dal93]; tibia proximal bovin, [Ash87] [Tur89] [Kea94a] [Kea94b] [Kea94c]). Pour améliorer cette technique, Turner [Tur89] a utilisé deux extensomètres placés de part et d'autre de l'échantillon, Dalstra et al. [Dal93] ont réalisé une mesure suivant deux directions perpendiculaires en faisant pivoter l'extensomètre, permettant ainsi la mesure du coefficient de poisson. Cette mesure complète a également été réalisée par Ashman et al. [Ash87] pour valider leur mesure ultrasonore du module d'élasticité. Cependant, les échantillons, surtout d'origine humaine, sont trop fragiles pour fixer l'extensomètre directement sur l'os spongieux. De plus, l'échantillon doit être de taille importante et l'effet de la fixation sur la distribution des contraintes n'est pas connu. Aussi, Mitton et al ont développé un extensomètre

permettant de mesurer la déformation au plus proche de l'échantillon [Mit97b] (Cf Chapitre 6 Matériels & Méthodes).

Une mesure par méthode optique a été proposée par Odgaard et al. [Odg89], [Odg91]. Mais la mauvaise précision de cette méthode ne permet pas de l'utiliser comme méthode de mesure standard.

Une détermination des déplacements, à la périphérie d'échantillons cubiques, à l'aide d'une caméra CCD 1024*1024 Kodak et d'un logiciel de corrélation d'images développé au Laboratoire de Mécanique des Solides de l'INSA de Lyon [Mgu96] a été appliquée à l'os spongieux. La corrélation d'images n'est possible que pour des objets présentant un motif aléatoire (ce qui est le cas pour l'os spongieux), pouvant être renforcé par une projection de fines particules sur la surface mesurée. Cette méthode optique consiste à enregistrer des images de l'échantillon testé pour différents niveaux de chargement, leur analyse par le logiciel de corrélation d'images permettant de connaître le champ des déplacements sur une face de l'échantillon. Lors d'un essai à rupture, le trait de fracture peut être relevé quand celui-ci se produit sur la face filmée. La précision obtenue par cette méthode de mesure sans contact est de 1/60ème de pixel, soit pour une analyse d'une zone de 7*7 mm, 0.5 µm [Mgu97]. L'inconvénient de cette technique est qu'elle nécessite un nettoyage préalable de l'échantillon (modifiant les propriétés mécaniques de l'os spongieux), la moelle pouvant se déplacer pendant l'essai et influencer la mesure. De plus, le temps de mesure et la quantité de données numériques enregistrées rendent son application fastidieuse sur une grande série d'échantillons. Aussi, cette méthode n'a pas été utilisée par la suite sur échantillons d'os spongieux globaux mais uniquement sur travées isolées (Cf Chapitre 9 travées).

Conclusions

Pour éviter les problèmes d'interfaces et de mesure globale de la déformation, certains auteurs recommandent l'utilisation d'échantillons attachés aux plateaux de la machine et une mesure de la déformation directement au contact de l'échantillon à l'aide d'un extensomètre [Roh91][Kea93b][Kea94a][Kea94b][Kea94c].

L'inconvénient de cette solution réside dans la taille relativement importante des échantillons nécessaires, rendant pratiquement impossible son application à l'étude de l'os humain.

La méthode la plus communément retenue consiste à effectuer une mesure de la déformation à proximité de l'échantillon en imposant un précyclage d'amplitude 0.8% (7 à 15 cycles d'après Linde et Hvid [Lin89]), afin d'atteindre un état stable et une meilleure précision de la mesure tout en déterminant sa reproductibilité [Lin87].

4.5. Influence du temps

Comme nous l'avons déjà indiqué, l'os est un matériau viscoélastique et ses propriétés dépendent du temps. Certains tests mécaniques permettent d'estimer cette influence. Nous indiquons ci-après les principaux essais.

4.5.1. Vitesse de déformation

La vitesse à laquelle est effectuée le test est importante, car le comportement viscoélastique de l'os dépend du temps et donc de la vitesse de déformation ($\dot{\mathbf{e}} = \frac{d\mathbf{e}}{dt}$).

Suivant les études, la vitesse de déformation choisie pour réaliser un essai de compression quasi-statique varie sensiblement entre $\dot{\mathbf{e}} = 6.10^{-5} \text{ s}^{-1}$ (tibia proximal, [Odg91]) et $\dot{\mathbf{e}} = 1.10^{-2} \text{ s}^{-1}$ (tibia proximal, [Lin85][Ben87]). Carter et Hayes [Car77] se sont intéressés, lors d'un essai de compression, à l'influence de la vitesse de déformation sur le comportement de l'os spongieux ($\dot{\mathbf{e}} = 10^{-3} \text{ à } 10 \text{ s}^{-1}$) et ont mis en évidence une régression en puissance liant la contrainte maximale de compression, la vitesse de déformation et la densité apparente :

$$\mathbf{s} = 68 \dot{\mathbf{e}}^{0.06} \mathbf{r}_{app}^2 \quad \text{en MPa} \quad (4.21)$$

Cette étude a montré que l'influence de la vitesse de déformation est relativement faible par rapport à celle de la densité apparente.

Linde et al. [Lin91] ont également réalisé une étude pour évaluer l'influence de la vitesse de déformation ($\dot{\mathbf{e}} = 10^{-4} \text{ à } 10 \text{ s}^{-1}$) et ont trouvé que le modèle linéaire est identique au modèle en puissance, avec un coefficient de 0.073 au lieu de 0.06. Ces auteurs préfèrent le modèle linéaire car il permet une extrapolation des propriétés mécaniques pour des vitesses de déformation très faibles.

4.5.2. Relaxation [SAI97]

L'essai de relaxation permet de décrire l'évolution de la contrainte, en fonction du temps, d'un matériau soumis à une déformation constante.

Les précautions à mettre en œuvre pour la réalisation d'un essai de relaxation peuvent être appréhendées à partir de la description d'un essai de relaxation idéal : cet essai ne prend pas en compte l'effet de la machine sur les résultats de l'essai de relaxation. L'essai peut se décomposer en deux étapes : une mise en charge puis une relaxation (Figure 4. 7a) [Sai97].

Il est comparable à un essai de traction. La déformation totale \mathbf{e}_t est la somme de la déformation élastique \mathbf{e}_e et de la déformation plastique \mathbf{e}_p : $\mathbf{e}_t = \mathbf{e}_e + \mathbf{e}_p$. La déformation élastique est liée à la contrainte $\boldsymbol{\sigma}$ par la loi de Hooke :

$$\mathbf{e}_e = \frac{\mathbf{s}}{E} \quad (4.22)$$

Avec :

E : module d'Young du matériau (MPa).

Pendant la relaxation, la déformation est imposée et donc, au cours du temps, la contrainte décroît (sauf modification structurale particulière). En cours de relaxation, la déformation totale est constante, on a donc : [Sai97]

$$\mathbf{e}_t = \mathbf{e}_e + \mathbf{e}_p = cte \tag{4.23}$$

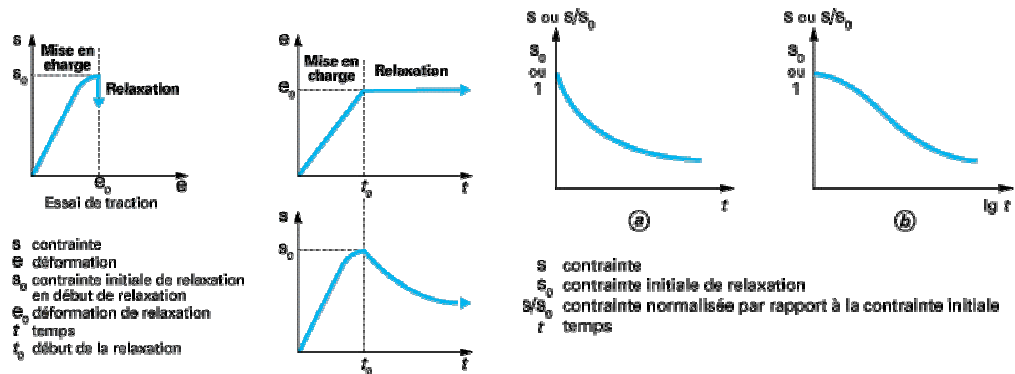
L'essai de relaxation consiste alors à réaliser :

- dans un 1^{er} temps, une mise en charge à vitesse de déformation totale imposée ; ce chargement s'arrête à une valeur de déformation totale choisie au départ;
- dans un 2nd temps, la déformation totale atteinte en fin de chargement est maintenue constante : la relaxation des contraintes a lieu.

Le suivi de l'essai de relaxation consiste à enregistrer la décroissance de la contrainte avec le temps. La mise en charge doit aussi être enregistrée pour connaître précisément la vitesse de chargement et la contrainte initiale de relaxation. Il est important d'avoir une vitesse d'enregistrement élevée en début d'essai pour saisir les variations importantes de la contrainte pendant les tous premiers instants de la relaxation, et ainsi, pouvoir mesurer les variations de la vitesse de relaxation.

Enfin, comme pour tous les phénomènes activés thermiquement, la température a une influence importante sur le comportement en relaxation.

En pratique, l'échantillon d'os spongieux est comprimé jusqu'à une certaine déformation maintenue constante tout au long de l'essai, la contrainte étant enregistrée en fonction du temps (Figure 4. 7b). Quelques auteurs ont réalisé des essais de relaxation en compression [Sch74] [Zil80] [De194] permettant de simuler l'action d'une prothèse articulaire ancrée dans l'os spongieux.



a)

b)

Figure 4. 7. Essai de relaxation idéal [Sai97]

a) Essai de relaxation isotherme, b) Courbe de relaxation : a : contrainte de relaxation=f(temps); b : vitesse de déformation de relaxation=f(contrainte de relaxation)

4.5.3. Fluage [SAI95]

L'essai de fluage consiste à appliquer une contrainte constante pendant un certain temps et à analyser l'évolution de la déformation. Il est décomposé en deux étapes (Figure 4. 8a) : la mise en charge et le fluage proprement dit.

En pratique, il n'est pas toujours facile de réaliser un essai à contrainte constante. En effet, si la déformation est importante, l'essai est réalisé à force constante : la contrainte augmente lors de l'essai avec l'allongement de l'éprouvette (Figure 4. 8a). En général, les essais de fluage sont réalisés sur des machines à charge constante utilisant la force de pesanteur : une masse est fixée à l'éprouvette ou, bien souvent, pour les essais de longue durée, un système d'amplification de la charge à bras de levier est utilisé [Sai95].

La courbe de fluage est présentée dans un graphe déformation-temps. La déformation ϵ_0 atteinte en fin de chargement n'est pas représentée sur le graphe.

En général, pour des températures supérieures à $0,3 T_f$ (Température finale) il existe trois stades de fluage (Figure 4. 8b) :

- Le **fluage primaire**, ou transitoire, pendant lequel la vitesse de fluage (ou vitesse de déformation) diminue avec le temps, ce qui correspond à une augmentation de la résistance du matériau, ou encore à une consolidation.
- Le **fluage secondaire**, ou stationnaire, ou encore quasi visqueux, pendant lequel la vitesse de déformation est constante avec le temps.
- Le **fluage tertiaire**, pendant lequel la vitesse de déformation croît jusqu'à la rupture, un phénomène de striction pouvant apparaître au cours de ce stade.

Pour des températures inférieures à $0,3 T_f$, les trois stades décrits précédemment ne s'observent pas.

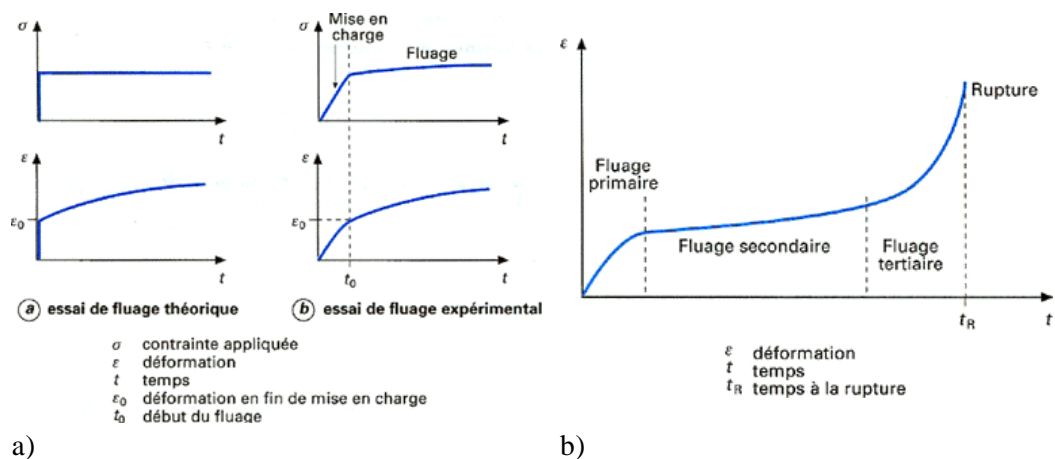


Figure 4. 8. Essai de fluage [Sai95]

a) Courbes de fluage ; a : théorique, b : expérimental, b) Différents stades de fluage

L'essai de fluage a été réalisé sur os spongieux de tête fémorale humaine [Zil80] et de tibia proximal bovin [Bow94] au cours d'un essai de compression. Cette dernière

étude a montré que la résistance de l'os spongieux pouvait être réduite de façon conséquente lorsqu'une contrainte moitié de la contrainte maximale était appliquée pendant 5 heures. Si ces phénomènes de fluage ne sont pas réduits par le remodelage adaptatif *in vivo*, la position assise, avec mauvaise posture, entraînant des efforts importants sur la colonne vertébrale, peut être une des causes des tassements vertébraux chez les personnes âgées [Bow94].

4.5.4. Fatigue

L'essai de fatigue consiste à imposer à une éprouvette une force ou un déplacement périodique : en général, on soumet l'éprouvette à une force ou à un déplacement sinusoïdal. D'une façon plus générale, un essai de fatigue consiste à faire subir à cette pièce ou à ce matériau des sollicitations variables dans le temps de façon périodique ou aléatoire.

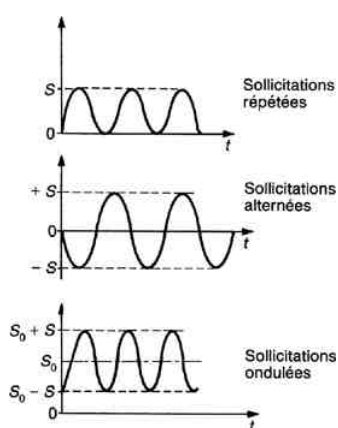


Figure 4. 9. Différents types de sollicitations périodiques en fatigue

Une sollicitation périodique (Figure 4. 9) sera dite :

- répétée, quand le paramètre (par exemple la déformation ou la contrainte) varie de 0 à S ;
- alternée, quand il varie de $-S$ à $+S$;
- ondulée, quand il varie de $S_0 - S$ à $S_0 + S$.

En sus de la mesure du module d'Young en statique, la caractérisation en fatigue des propriétés mécaniques de l'os spongieux, ou cortical, est importante pour mieux comprendre les comportements mécaniques et physiologiques normaux en réponse, par exemple, à la mise en place d'implants orthopédiques. Choi et al. ont ainsi montré en flexion 4 points, que l'os spongieux avait une résistance en fatigue significativement supérieure à celle de l'os cortical [Cho92].

4.5.5. Essais dynamiques cycliques

Le but des essais de fatigue dynamique est de définir quantitativement la limite d'endurance d'un matériau soumis à une sollicitation périodique, c'est-à-dire l'amplitude maximale qu'il peut supporter indéfiniment, sans rupture apparente. En fait, il s'agit souvent d'une limite pratique ou conventionnelle pour laquelle la rupture n'intervient qu'après un certain nombre de cycles qui peut être imposé dans la durée de vie en utilisation ou, le plus souvent, par l'appareillage d'essai.

Des essais de cyclage en contrainte ou déformation, à différentes vitesses, permettent de déterminer plus rapidement que les essais précédents, les caractéristiques viscoélastiques des tissus étudiés (modules d'Young et de Coulomb complexes, et le déphasage).

4.6. Caractérisation mécanique de l'os spongieux

4.6.1. Essai de compression

L'essai de compression est un essai très courant de caractérisation mécanique de l'os spongieux à l'échelle globale. Il peut être non destructif (Figure 4. 10a), se limitant au seul domaine élastique et permettant ainsi de déterminer le module d'élasticité dans différentes directions si la forme de l'échantillon s'y prête (échantillon cubique), ou destructif (Figure 4. 10b), et permet ainsi d'obtenir le module d'élasticité et la résistance mécanique pour la direction de sollicitation, ou. Une synthèse des résultats de caractérisation en compression par différents auteurs est donnée dans le Tableau 4.1 (en fin de Chapitre).

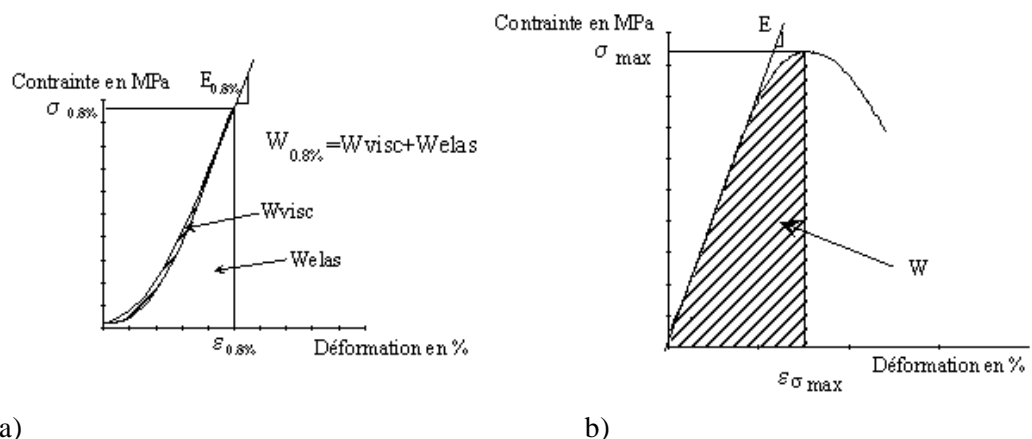


Figure 4. 10. Essai de compression d'après Linde et al [Lin88]

a) Essai non destructif b) Essai destructif

Suivant la valeur de déformation limite (exemple 0.8%), l'essai de compression non-destructif permet de calculer (cf. Figure 4. 10) :

- Le module à 0.8% ($E_{0.8\%}$) en MPa, calculé à partir de la pente de la zone linéaire de la courbe.
- L'énergie à 0.8% ($W_{0.8\%}$) en $kJ.m^{-3}$, aire sous la courbe de charge
- L'énergie élastique (W_{elas}) en $kJ.m^{-3}$, aire sous la courbe de décharge
- L'énergie viscoélastique ($W_{vsc} = W_{0.8\%} - W_{elas}$) en $kJ.m^{-3}$,

Les énergies emmagasinées sont toutes rapportées au volume de l'échantillon considéré.

4.6.1.1. Comportement de l'os spongieux en compression

La courbe Contrainte -Déformation d'un essai de compression sur un échantillon d'os spongieux se décompose en trois phases : [Car80]

- une partie linéaire correspondant au domaine élastique,
- une phase de déformation plastique rapidement suivie de la ruine de l'échantillon puis de la stabilisation de la contrainte de compression donnant lieu à un plateau sur la courbe de compression,
- une phase de consolidation, qui intervient après l'affaissement complet des cellules de la structure spongieuse (Figure 4. 11).

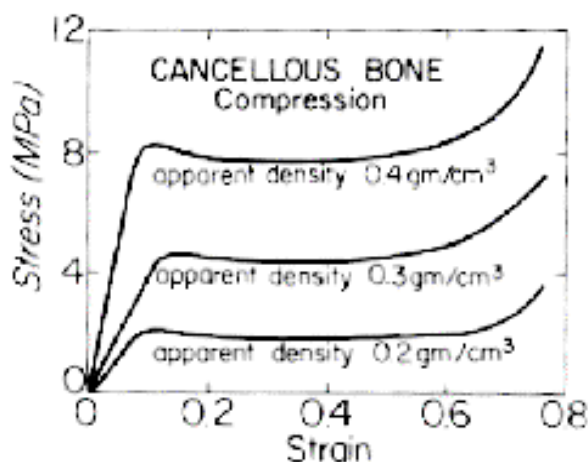


Figure 4. 11 Comportement de l'os spongieux de fémur humain en compression, d'après Carter et al. [Car80]

Certains auteurs ont décrit, par l'utilisation de modèles ou observé expérimentalement, les modes de déformation et de rupture de la structure dans les différentes étapes de la compression.

Dans la phase élastique, les travées longitudinales (parallèles à la direction de chargement) sont soumises à la flexion élastique pour les structures asymétriques [Pug73] et à une compression axiale pour les structures symétriques [Wil82].

Hayes et Carter ont observé la structure d'un échantillon d'os spongieux au début de la seconde phase de l'essai de compression [Hay76]. Les modes de

ruine des travées sont le flambage, le cisaillement et le décollement des lamelles qui constituent les travées, le nombre de travées endommagées ou rompues augmentant jusqu'à la phase de consolidation. Les travées longitudinales les plus élancées cèdent par flambage pur et celles présentant un faible élancement cèdent par la création de rotules plastiques ou par rupture fragile si le tissu trabéculaire est sec [Gib85] [Tow75]. Fyhrle et al. ont également mis en évidence le flambage des travées longitudinales durant un essai de compression mais aussi des ruptures par cisaillement des travées horizontales [Fyh94]. Le cisaillement de ces travées, donnant lieu à des ruptures en leur centre ou à leur base et à des décollements le long de leur axe, est induit par des sollicitations en flexion.

L'apparition de la phase de consolidation dépend de la densité de l'échantillon d'os spongieux. Si les échantillons sont denses, les cellules de la structure spongieuse se ferment plus rapidement et cette phase apparaît plus tôt. Pour des échantillons d'os spongieux de bovin, Hayes et Carter ont montré différentes allures de courbe de compression en fonction de la densité, les échantillons les moins denses présentant un début de consolidation autour de 50% de déformation [Hay76]. Pour des échantillons d'os spongieux de vertèbres humaines, Fyhrle et al. ont obtenu le début de la consolidation autour de 12% de déformation [Fyh94]. Plus récemment, Lespessailles et al. ont vérifié, pour une série d'échantillons d'os spongieux de calcanéums humains, que les échantillons présentant une courbe de compression sans plateau correspondaient à une population plus âgée et une densité plus faible [Les98]. A partir de modèles de structures cellulaires, types à barres ou à plaques, pour représenter l'os spongieux, Gibson et al ont décrit les mêmes allures de courbes de compression en fonction du rapport $r_{app} / r_{réelle}$, rapport équivalent à BV/TV, que celles obtenues par Hayes et Carter [Gib85].

4.6.1.2. Echantillons de compression

Les premiers critères conditionnant la géométrie des échantillons d'os spongieux servant à la caractérisation mécanique sont des critères d'homogénéité et de représentativité du volume prélevé par rapport à la structure spongieuse étudiée. La dimension caractéristique minimale d'un échantillon d'os spongieux classiquement citée est 5mm [Bro80] et les échantillons sont généralement cylindriques ou cubiques (cf § 4.3.2. Géométrie). L'hydratation des échantillons et la température des essais influencent également les résultats (cf § 4.4. Conditions d'essai).

4.6.1.3. Conditions aux limites de l'échantillon de compression

Les conditions aux limites des échantillons testés en compression ne sont pas celles observées *in vivo* : les surfaces libres de l'échantillon conduisent à un comportement global de l'os spongieux différent du comportement lorsque l'échantillon est entouré du massif osseux réel ou bien totalement confiné [Lin89] et les conditions

de liaisons entre les plateaux de compression et l'échantillon ont une influence variable sur la mesure des propriétés mécaniques (cf § 4.4. Conditions d'essai).

4.6.1.4. Essai à rupture

Le test de compression destructif a été largement utilisé, dans un premier temps, pour caractériser la résistance de l'os spongieux, imposant la rupture de l'échantillon par un chargement dans une seule direction. Généralement, l'essai de compression destructif n'est pas mené jusqu'à la consolidation mais est stoppé après l'obtention de l'effort (ou la contrainte) maximum. Il permet ainsi de déterminer dans la direction de sollicitation le module d'élasticité E , la contrainte maximale \mathbf{s}_{\max} nommée parfois résistance mécanique, la déformation à la contrainte maximale $\bar{e}_{s_{\max}}$ et l'énergie emmagasinée W (Figure 4. 12) :

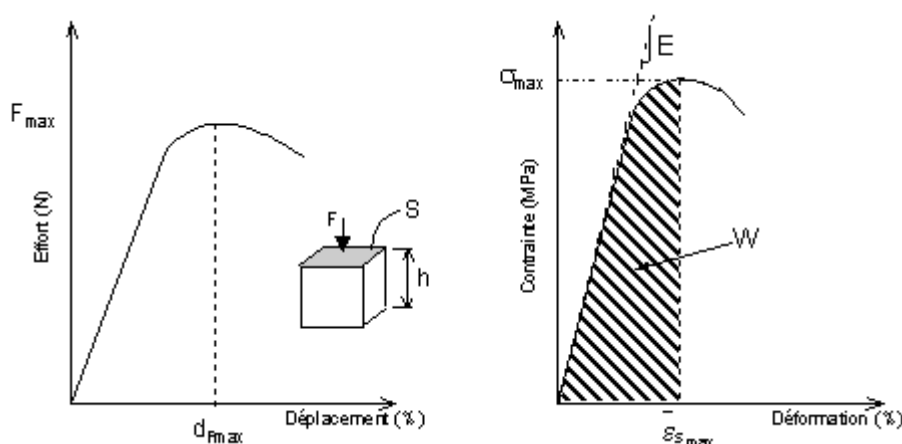


Figure 4. 12. Essai de compression à rupture.

Avec :

E : Module d'Young = pente du domaine élastique en MPa

$$\mathbf{s}_{\max} = \frac{F_{\max}}{S}, \text{ contrainte maximale} \quad \text{en MPa} \quad (4.24)$$

F_{\max} : Effort maximum en N

S : Surface de l'échantillon en contact avec les plateaux de compression en mm^2

$$\bar{e}_{s_{\max}} = 100 \times \ln\left(1 + \frac{d_{F_{\max}}}{h}\right) : \text{Déformation à la contrainte} \quad \text{en } \%, \quad (4.25)$$

max

$d_{F_{\max}}$: déplacement à effort maximum en mm

h : hauteur de l'échantillon en mm

W : Aire sous la courbe contrainte – déformation jusqu'à la contrainte maximale, rapportée au volume de l'échantillon en kJ/m^3

Le module déterminé par un essai non destructif et celui mesuré par un essai à rupture sont très bien corrélés [Mit97b] et l'ensemble des études concernant le comportement de l'os spongieux en compression a montré la forte corrélation entre le module d'élasticité et la contrainte maximale.

4.6.1.5. Essai élastique

4.6.1.5.1. Intérêt de l'essai dans le domaine élastique

Bien qu'il existe une grande variabilité spatiale des propriétés élastiques de l'os spongieux, ce matériau présente des orientations structurales privilégiées en fonction du site considéré. Ainsi, l'os spongieux est anisotrope mais vérifie parfois des conditions d'orthotropie [Shc74], [Mar83] et même des conditions d'isotropie transversale (plan isotrope). Afin de quantifier l'anisotropie d'un point de vue mécanique, il paraît nécessaire soit de prélever plusieurs échantillons (en tenant compte des grandes variations topologiques des propriétés mécaniques dans la plupart des zones anatomiques), soit de réaliser un essai de compression limité au domaine élastique permettant d'évaluer le module d'élasticité (ou module d'Young) dans la direction de compression. Cet essai pouvant être reproduit sans endommager la structure d'os spongieux, il permet de réaliser différentes études sur un même échantillon.

Ainsi, des essais de compression élastiques réalisés dans trois directions perpendiculaires permettent de déterminer les propriétés élastiques de la structure dans les directions d'orthotropie (E_x , E_y , E_z et les Mil_2 , Mil_3 , Mil_1 correspondants aux axes principaux de l'ellipsoïde). Cette méthode permet d'obtenir les informations nécessaires sur les propriétés mécaniques d'un échantillon d'os spongieux pour l'évaluation de son anisotropie mécanique.

De plus, la réalisation d'un essai non destructif permet d'appliquer, à un échantillon caractérisé mécaniquement dans le domaine élastique, des techniques d'analyse de structure destructives (histomorphométrie) ou non (tomographie, imagerie par résonance magnétique), indispensables à la connaissance de sa structure.

Enfin, une série d'essais de compression élastique peut servir à évaluer la reproductibilité de l'essai [Lin93b].

4.6.1.5.2. Limite du domaine élastique

La difficulté de réalisation d'un essai élastique réside dans la détermination et l'observation d'une limite de chargement. Différentes méthodes sont utilisées pour définir cette limite de chargement.

Jugement « à vue » de l'opérateur

Certains auteurs considèrent la fin du domaine élastique comme la fin de linéarité de la courbe effort déplacement. Brown et al déterminent cette fin de linéarité à vue

au cours du déroulement de l'essai. Ils montrent que le temps de réaction de l'opérateur est suffisamment court pour éviter l'endommagement de l'échantillon en donnant une variation du module élastique, après plusieurs essais, inférieure à 5% [Bro80]. Pour déterminer le module d'élasticité à la fin du domaine linéaire et stopper l'essai, Linde et al. calculent la pente de la courbe effort déplacement tant que l'augmentation de cette pente est supérieure à 5%.

Limite en contrainte

Une seconde méthode pour délimiter le domaine élastique consiste à définir une limite en contrainte [Lin87] [Ash89] [Gou94]. Cependant il est difficile de choisir une contrainte suffisamment faible pour ne pas endommager les échantillons les moins résistants et suffisamment élevée pour s'assurer que pour les échantillons les plus résistants, la phase de transition qui précède le domaine élastique (mise en place de l'échantillon et réalisation des contacts avec les plateaux de compression) est largement dépassée. Certains auteurs évaluent préalablement à l'essai de compression non destructif la contrainte ultime par une mesure non invasive de densité [Lin87] [Gou94] et considèrent que la courbe Effort – Déplacement d'un essai de compression est linéaire entre 40 % et 65% de la contrainte ultime [Lin87].

Limite en déformation

Cette troisième méthode développée pour effectuer des tests non-destructifs est basée sur le contrôle de la déformation. En effet, alors que la contrainte ultime varie beaucoup (facteur 20 ou plus), la déformation à la contrainte maximale ou à la contrainte d'écoulement varie seulement d'un facteur 3 [Bre88] [Jen91] [Lin88]. Linde et al. [Lin88] ont donc développé un test non-destructif basé sur la mesure de la déformation entre 0.1 MPa (zéro de déformation) et une valeur supérieure de 0.6% de déformation. Ainsi, le module d'élasticité mesuré est noté $E_{0.6\%}$.

Suivant la valeur de déformation limite (exemple 0.8%), l'essai de compression non-destructif permet de calculer (cf. Figure 4. 10.) :

- Le module à 0.8% ($E_{0.8\%}$) en MPa, calculé à partir de la pente de la zone linéaire de la courbe.
- L'énergie à 0.8% ($W_{0.8\%}$) en $kJ.m^{-3}$, aire sous la courbe de charge
- L'énergie élastique (W_{elas}) en $kJ.m^{-3}$, aire sous la courbe de décharge
- L'énergie viscoélastique ($W_{vsc} = W_{0.8\%} - W_{elas}$) en $kJ.m^{-3}$,

Les énergies emmagasinées sont toutes rapportées au volume de l'échantillon considéré.

4.6.1.6. Conclusions

La caractérisation mécanique de l'os spongieux par test de compression (méthode de référence en la matière) utilise des échantillons de géométrie simple, cubique ou cylindrique. Cependant, le comportement de l'os spongieux dépendant des conditions de conservation de l'échantillon et environnementales, il est préférable d'en

uniformiser les modalités d'essais afin de faciliter la comparaison de différentes études. De plus, certaines précautions doivent être prises afin de maîtriser les conditions de liaison entre l'échantillon et les plateaux de compression, entre autres la découpe de faces parallèles et/ou le rotulage d'un appui et l'assurance d'un glissement entre l'échantillon et les plateaux (présence d'un fluide). Le protocole de compression présentant les meilleures conditions utilise une mesure de déformation locale (par extensométrie), au plus près de l'échantillon et comprend un précyclage préalable à l'essai non destructif ou à rupture, permettant d'atteindre un état stable [Lin89]. Les trois essais élastiques dans les directions (x, y, z) étant sensiblement les directions anatomiques principales.

4.6.2. Essai de traction

Ce type d'essai exige des conditions relativement strictes sur la géométrie des échantillons et la réalisation des liaisons os/machine. Il est alors plus délicat à mettre en œuvre qu'un essai de compression et a donc été peu étudié. Pour résoudre les problèmes de liaison os/machine, certains auteurs enrobent l'extrémité des échantillons dans une résine, ce qui nécessite parfois le dégraissage de l'os avant l'essai [Car80] [Ash87] [Roh91]. Kaplan et al. ont choisi d'usiner des échantillons d'os spongieux de bovin afin d'obtenir une section réduite au centre de l'échantillon et d'utiliser des mors de traction coniques [Kap85].

Le comportement global de l'os spongieux en traction est différent de celui en compression : la rupture en traction se traduisant par la séparation progressive de l'échantillon en deux parties, peu d'énergie est dissipée après la rupture des travées [Car80] et l'os spongieux ne supporte pas en traction de grandes déformations.

Selon les auteurs, différentes conclusions sont données concernant la comparaison du module d'élasticité et de la contrainte maximale en traction et compression (Figure 4. 13.). Certains auteurs ont observé des propriétés mécaniques comparables en compression et traction sur des échantillons d'os spongieux de fémurs humains [Car80] et de tibia humains [Roh91], tandis que Kaplan et al ont obtenu pour des échantillons d'os spongieux bovin, une résistance statistiquement supérieure en compression [Kap85].

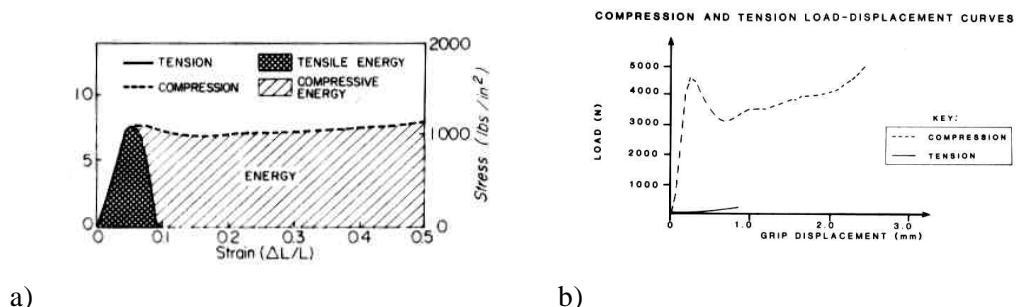


Figure 4. 13. Comportement en traction et compression

a) pour l'os spongieux humain, d'après Carter et al.[Car80], b) pour l'os spongieux de bovin, d'après Kaplan et al. [Kap85].

4.6.3. Essai de cisaillement et de torsion

Bien que la structure de l'os spongieux s'adapte essentiellement aux sollicitations de traction et/ou compression, ce tissu peut être soumis à un état de contraintes multiaxiales ou de contraintes de cisaillement, dans le cas de défauts de structure dues aux pathologies osseuses [Bro80], de mise en place de prothèses articulaires [Che92] [Ask79] ou bien dans le cas de chargement accidentel, dans une direction différente des directions privilégiées de la structure trabéculaire [For96]. C'est pourquoi, le comportement de l'os spongieux sous contraintes de cisaillement a été assez étudié [Tur93].

4.6.3.1. Essai de cisaillement

La réalisation d'essais de cisaillement purs tels que les tests de Iosipescu ou d'Arcan, nécessite l'usinage des échantillons d'os spongieux (encoche ou forme de papillon) [Tur93] (Figure 4. 14). Stone et al. ont utilisé le principe d'Arcan pour réaliser des essais multiaxiaux (essais de cisaillement pur et essais de cisaillement et traction combinés) sur des échantillons d'os spongieux de bovin [Sto83], mettant en évidence des ruptures de travées par flexion et cisaillement direct.

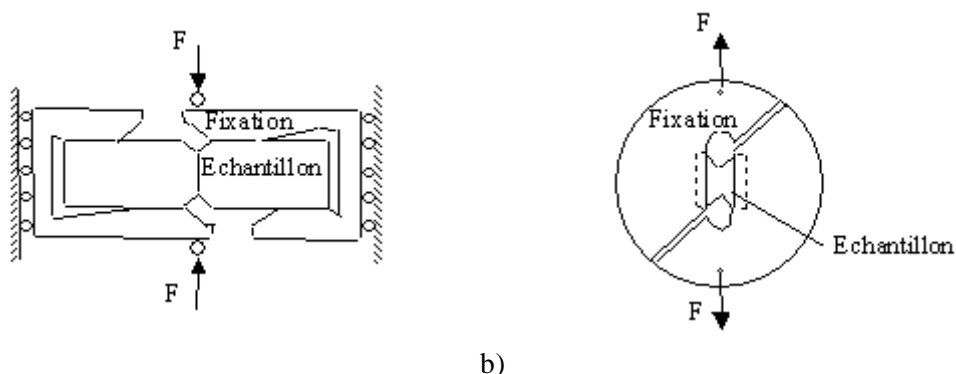


Figure 4. 14. Tests de cisaillement, d'après Turner et Burr [Tur93]

a) Test de Iosipescu, b) Test d'Arcan

Cependant, l'usinage de l'os spongieux est délicat, particulièrement s'il s'agit d'os spongieux humain de sujets âgés. C'est pourquoi, Hallawa et al. et Saha et al. ont réalisé des essais de cisaillement sur des échantillons d'os spongieux humain de géométrie simple, respectivement parallélépipédique et cylindrique [Hal78] [Sah81]. Plus récemment, Mitton et al. ont proposé un essai de cisaillement sur des échantillons d'os spongieux de géométrie libre dont le principe est le poinçonnement par un emporte-pièce tubulaire en acier inoxydable et affûté à son extrémité pour limiter l'effet de compression de l'échantillon d'os spongieux sur la section de l'outil et permettre ainsi une découpe essentiellement par cisaillement de la structure trabéculaire [Mit97b] [Cen99] (Figure 4. 15). Cet essai est moins « pur » que les précédents mais a l'avantage d'être relativement simple d'emploi, peu destructif

et assez bien corrélé aux paramètres structuraux. De plus, Mitton et al. ont observé sur des échantillons d'os spongieux de vertèbres et calcanéums humains que les propriétés de cisaillement ainsi évaluées sont corrélées aux propriétés de compression, de densité et de structure [Mit97b] avec une valeur de contrainte de cisaillement entre 1.6 et 4 MPa sur calcanéum, assez proches des valeurs données dans la littérature. Enfin, de façon remarquable, les propriétés de cisaillement sont trouvées être sensiblement identiques selon deux directions principales de chargement orthogonales (réseaux supérieur et inférieur sur calcanéum) validant indirectement la méthode.

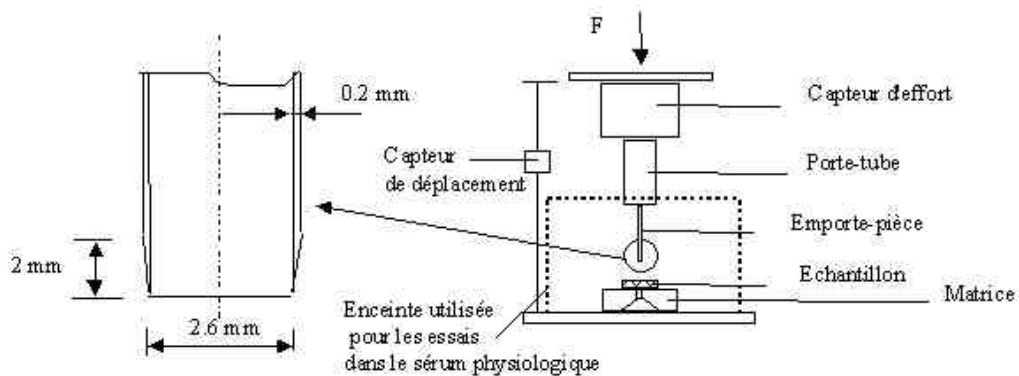


Figure 4. 15. Essai de cisaillement par poinçonnement, d'après Mitton et al. [Mit97b]

4.6.3.2. Essai de torsion

Certains auteurs ont proposé une caractérisation par essai de torsion sur des échantillons d'os spongieux animal [Ash87] [Kas95] [Zys96] [For96]. Les échantillons utilisés sont cylindriques et les liaisons os/machine sont assurées par un moulage en résine ou bien un simple collage acrylique. Les mesures de l'angle de rotation sont globales ou bien réalisées par un torsiomètre local [Zys96] [For96].

Kasra et al. ont étudié sur des échantillons d'os spongieux de brebis, l'influence de la vitesse de déformation et l'influence de la moelle sur les propriétés mécaniques mesurées. Celles-ci dépendent de la vitesse de sollicitation mais la présence ou non de la moelle n'a pas d'influence pour les vitesses de déformations utilisées ($<0.340\text{rad/s}$) [Kas95]. Ford et al. ont évalué l'influence de l'orientation du tissu trabéculaire sur les propriétés en cisaillement pour des échantillons d'os spongieux bovin. Les auteurs ont ainsi montré que, contrairement aux contraintes de cisaillement maximales, les déformations à la contrainte maximale sont indépendantes de la densité apparente de l'os spongieux et de l'orientation du réseau trabéculaire [For96]. Ces mêmes auteurs ont presque systématiquement observé une ligne de fracture de l'échantillon orientée environ à 45° par rapport à l'axe de torsion [For96], similaire en cela au mode de rupture en torsion des matériaux fragiles.

Bruyère et al. [Bru99] ont montré sur os spongieux de têtes fémorales humaines des résultats proches de ceux de Ford et al. [Ford96] en terme de limite élastique en ci-

saillement, ainsi qu'une très forte part explicative de la densité sur les propriétés mécaniques de l'os spongieux (Figure 4. 16).

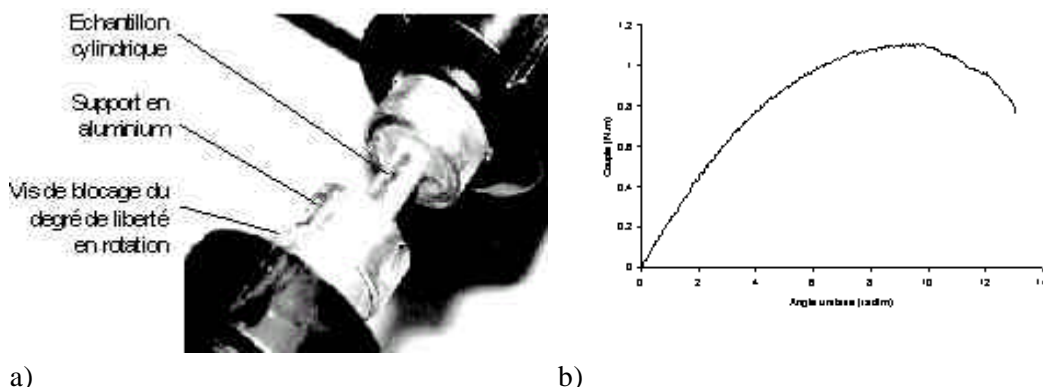


Figure 4. 16. Essai de torsion d'après Bruyère et al. [Bru99]

a) Montage de l'essai de torsion, b) Courbe expérimentale de torsion

4.6.4. Comportement des travées dans un échantillon d'os spongieux « global »

Fyhrie et Schaffler [Fyh94] ont étudié expérimentalement, après essais destructifs, les modes de rupture des travées d'échantillons d'os spongieux de vertèbres humaines. Trois grands types de fractures ont été rencontrés lors d'un test de compression, suivant l'axe inféro-supérieur, jusqu'à 15% de déformation :

- à la liaison entre une travée verticale et une travée horizontale
- dans la longueur d'une travée horizontale
- au milieu d'une travée horizontale.

Une coupe histologique leur a permis de visualiser l'endommagement de la matrice osseuse au niveau microstructural.

Le type de sollicitations appliqué aux travées, lors d'un test de compression, a fait l'objet de nombreuses discussions. Dans le domaine linéaire élastique, les trabécules longitudinales travaillent soit en compression dans le cas des structures symétriques [Wil82], soit en flexion dans le cas des structures asymétriques [Pug73]. Les travées horizontales sont principalement soumises à de la flexion. Pour de grandes déformations et selon l'état de l'os, les trabécules cèdent soit par flambage pur, soit par rotule ou écoulement plastique (endommagement irréversible du matériau), soit par rupture fragile. L'élancement (longueur d'une travée rapportée à son épaisseur) important des travées conduit au flambage pour des échantillons secs ou humides. Dans le cas d'un faible élancement, les échantillons hydratés céderont par plastification de compression ou rotules plastiques et les échantillons secs par rupture fragile [Tow75]. En général, on rapporte que le flambage est le principal mode de déformation des trabécules [Pug73], [Tow75], [Car77].

4.6.5. Essais multiaxiaux et critères de résistance

Yahia et al. ont mis au point un essai de compression suivant trois axes simultanés afin de déterminer sur un échantillon unique, les différents modules d'Young et coefficients de Poisson [Yah88].

Stone et al et Ford et al ont réalisé des essais sur os spongieux bovin dans différentes directions et ont utilisé plusieurs critères de résistance afin, pour les premiers auteurs d'évaluer les résistances mécaniques dans des directions non testées et afin de mettre en évidence le mode de rupture prépondérant dans les essais multiaxiaux pour les seconds [Sto83] [For96].

4.6.5.1. Le critère de Hoffmann

Stone et al ont réalisé des essais de compression, de cisaillement pur et des essais de cisaillement et traction combinés puis ont utilisé le critère de Hoffmann pour l'évaluation de la résistance de l'os spongieux de bovin dans les différentes directions de sollicitation [Sto83]. L'application de ce critère aux données obtenues montre que la contrainte maximale de cisaillement acceptable diminue lorsque la contrainte en traction augmente.

Le critère d'Hoffmann s'écrit de la façon suivante :

$$\frac{1}{S_t S_c} (\mathbf{s}_{xx} - \mathbf{s}_{yy})^2 + \left(\frac{1}{S_t} - \frac{1}{S_c} \right) (\mathbf{s}_{xx} + \mathbf{s}_{yy}) + \frac{1}{S_s^2} \mathbf{s}_{xy}^2 = 1 \quad (4.26)$$

Avec :

S_t , S_c , S_s respectivement les contraintes maximales en traction pure, compression pure et cisaillement pur.

La projection de ce critère dans le plan $\mathbf{s}_{xx}, \mathbf{s}_{xy} = \mathbf{t}_{xy}$ est une ellipse. L'application de ce critère aux données de Stone et al. ont permis de déterminer les résistances S_t , S_c et S_s pour une densité apparente d'os spongieux bovin de 0.48 g/cm^3 .

Les résistances mécaniques S_t et S_c ainsi obtenues sont dans un rapport 3 environ avec $S_t < S_c$.

Ce résultat est en contradiction avec les conclusions de Carter et al. et Rohl et al. [Car80] [Roh91] (§ 4.6.2) et les provenances et orientations diverses des échantillons testés dans cette étude, d'une part en compression et d'autre part en cisaillement et traction combinée, ne permettent pas de conclure sur l'adéquation du critère d'Hoffmann à l'os spongieux. Par ailleurs, peu de sites de prélèvement présentent un réseau trabéculaire isotrope.

4.6.5.2. Le critère de la contrainte maximale et le critère de Tsai Wu

En combinant les résultats de résistance de l'os spongieux bovin en cisaillement, traction et compression et en utilisant le critère de la contrainte maximale puis le critère de Tsai Wu, Ford et al. ont évalué sa résistance en compression lorsque la di-

rection de chargement est différente de la direction privilégiée du réseau trabéculaire [For96].

Les formulations des deux critères utilisés s'appliquent aux matériaux orthotropes, transversalement isotropes (dits à plan isotrope).

Dans ce cas, le critère de la contrainte maximale s'écrit :

$$\mathbf{s} = \min\left(\frac{X_c}{\cos^2 \mathbf{q}}, \frac{Y_c}{\sin^2 \mathbf{q}}, \frac{S}{\sin \mathbf{q} \cos \mathbf{q}}\right) \quad (4.27)$$

Avec :

X_c , Y_c , S respectivement les contraintes limites élastiques en compression dans la direction longitudinale, dans la direction transversale et en cisaillement dans la direction transversale et θ l'orientation du chargement par rapport à la direction mécanique privilégiée.

Contrairement au critère de la contrainte maximale qui consiste à évaluer indépendamment les différents modes de sollicitation, le critère de Tsai Wu utilise une combinaison de ces différents modes :

$$\left(\frac{1}{X_t} - \frac{1}{X_c}\right) \mathbf{s} \cos^2 \mathbf{q} + \left(\frac{1}{Y_t} - \frac{1}{Y_c}\right) \mathbf{s} \sin^2 \mathbf{q} + \frac{1}{X_t X_c} \mathbf{s}^2 \cos^4 \mathbf{q} + \frac{1}{Y_t Y_c} \mathbf{s}^2 \sin^4 \mathbf{q} + \frac{1}{S^2} \mathbf{s}^2 \sin^2 \mathbf{q} \cos^2 \mathbf{q} + 2F_{12} \mathbf{s}^2 \sin^2 \mathbf{q} \cos^2 \mathbf{q} = 1, \quad (4.28)$$

Avec :

X_t , Y_t , les contraintes limites élastiques en traction (respectivement, longitudinale et transversale), X_c , Y_c , les contraintes limites élastiques en compression (longitudinale et transversale), S , la contrainte limite élastique en cisaillement, F_{12} , un terme d'interaction des sollicitations choisi à -0.0108 MPa^{-1} par les auteurs et \mathbf{s} , la contrainte de compression appliquée.

En faisant varier la contrainte limite élastique en cisaillement $S = \mathbf{t}_y$ autour de la valeur obtenue par les essais de torsion, les auteurs ont montré pour les deux critères proposés, l'influence de la contrainte limite élastique en cisaillement de l'os spongieux sur son comportement lors de sollicitations de compression hors axe, c'est à dire exercées dans une direction différente de la direction privilégiée du réseau trabéculaire.

4.7. Caractérisation expérimentale du tissu trabéculaire

4.7.1. Introduction

Le comportement mécanique de l'os spongieux *in vivo* est expliqué principalement par la densité osseuse (BMD), l'architecture osseuse et la qualité du tissu trabéculaire, cette dernière pouvant être évaluée par ses propriétés mécaniques ou de miné-

ralisation (§ 2.3), *in vitro*, ce comportement est expliqué principalement par la quantité osseuse (BV/TV) et la structure (histomorphométrie et essais mécaniques). D'autre part, les modélisations par éléments finis (abordées au chapitre suivant) de l'os spongieux et la simulation de son comportement nécessite d'intégrer dans les codes de calcul les propriétés intrinsèques du matériau constituant les travées osseuses. Or, la détermination *in vitro* des propriétés mécaniques du tissu trabéculaire est délicate, et celle *in vivo*, plus encore, et seulement effectuée sur prélèvements de crête iliaque. En effet, ce matériau inhomogène et anisotrope présente un caractère composite et sa structure faite de lamelles d'os de minéralisations différentes (Cf Chapitre 1.), est particulière à chaque travée. Par ailleurs, les faibles dimensions des travées rendent l'obtention d'échantillons difficile.

Compte tenu de ces difficultés, les contributions des différents auteurs à la caractérisation mécanique du tissu trabéculaire se sont limitées à l'évaluation d'un module d'élasticité global, en faisant pour la plupart l'hypothèse d'un matériau homogène et isotrope (certains auteurs ont tout de même étudié expérimentalement l'anisotropie de l'os trabéculaire [Ash89] [Mar83] [Tur90]). Depuis 1975, certains auteurs choisissent de réaliser des essais mécaniques sur travées isolées ou sur des échantillons usinés de tissu trabéculaire [Tow75] [Men89]. Rho et al ont développé, en 1997, une méthode de caractérisation mécanique par nanoindentation [Rho97] et les modélisations et caractérisations à l'échelle macroscopique de l'os spongieux ont également permis d'estimer le module d'élasticité du tissu trabéculaire par méthode inverse [Van95].

L'ensemble des méthodes et résultats sont résumés dans le Tableau 4.2., et l'essentiel des méthodes de caractérisation utilisées est précisé ci-après.

4.7.2. Essais mécaniques sur travées ou échantillons isolés

4.7.2.1. Flambage

Lors d'un essai de compression de l'os spongieux, le flambage est un mode de sollicitation des travées prépondérant [Hay76]. L'essai de flambage consiste donc à appliquer une charge dans la direction principale d'une travée isolée jusqu'à ce qu'une rotule plastique apparaisse et ruine la structure. Townsend et al. et Runkle et al. ont proposé d'évaluer le module d'élasticité du tissu trabéculaire humain par un essai de flambage sur travées isolées, respectivement de tibia et fémur, et encastrées à leur extrémités [Tow75] [Run75] (Figure 4. 17). Ces auteurs ont calculé le module d'élasticité à partir de la mesure de la charge critique de flambement en utilisant la formulation d'Euler. En analysant l'évolution de la charge critique en fonction de l'élanement des travées, Townsend et al. ont observé le comportement *ductile* du tissu trabéculaire hydraté avec un module d'élasticité moyen de 11.4 GPa et un comportement fragile après dégraissage et déshydratation avec un module d'élasticité moyen de 14.1 GPa. Runkle et al. ont obtenu un module d'élasticité

moyen de 8.7 GPa. Par contre, cet essai impose d'usiner des travées et de mesurer la section au microscope.

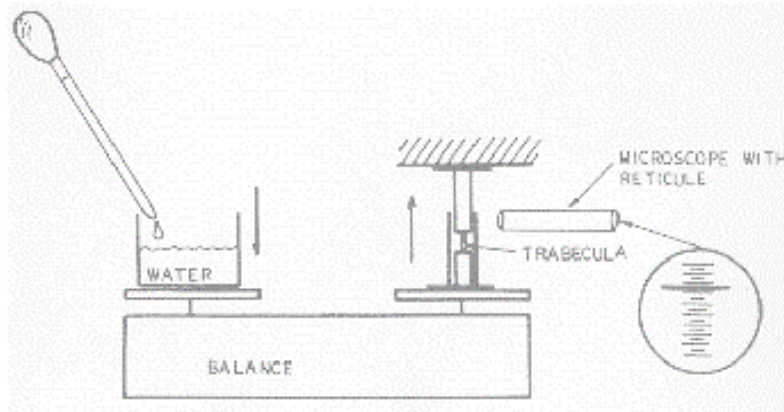


Figure 4. 17. Schéma d'une expérience de flambage d'après Runkle, [Run75]

4.7.2.2. Micro-traction

Ryan et al. [Rya89] ont développé un essai de traction sur des travées isolées de fémur de bœuf. Les travées sont testées de façon à obtenir une longueur d'échantillon suffisante présentant une section constante. Les auteurs obtiennent ainsi des modules d'élasticité compris entre 0.4 GPa et 1.8 GPa, dont la moyenne est inférieure à celle obtenue par d'autres auteurs. Le même type d'essai a été réalisé par Rho et al. sur des travées isolées d'un tibia humain. Les auteurs ont obtenu un module d'Young moyen de 10.4 GPa [Rho93], proche des valeurs obtenues par flambage sur os humain.

L'essai présenté Figure 4. 18. est le même que les essais de traction classiques. Cependant, la taille réduite des échantillons impose des moyens de mesure spécifiques et la mesure de la section est faite par photographie.

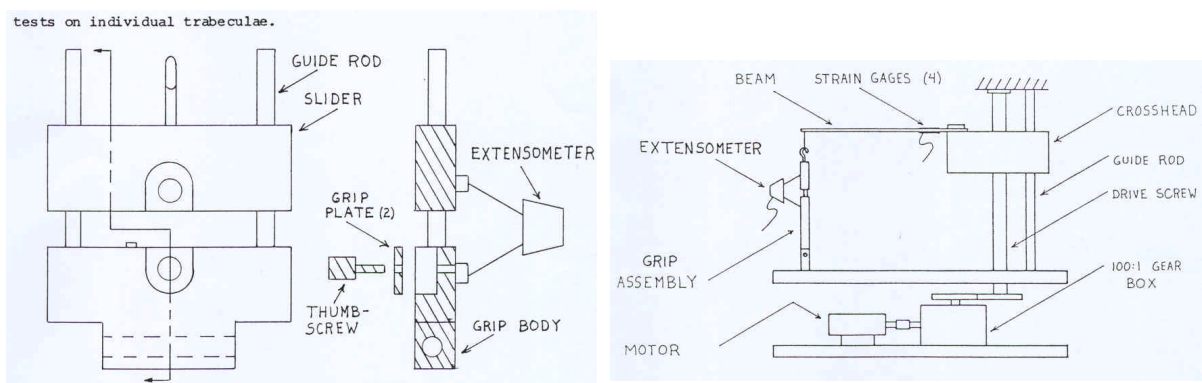


Figure 4. 18. Essai de micro-traction d'après Ryan et Williams [Rya89]

4.7.2.3. Flexion 3 points et 4 points

Afin de comparer le module d'élasticité de l'os cortical et celui du tissu trabéculaire, l'équipe de Kuhn et Choi a choisi de réaliser des essais de flexion 3 points sur des échantillons de crêtes iliaques humaines usinés de faibles dimensions [Kuh87]. Les auteurs ont obtenu un module d'élasticité moyen pour le tissu trabéculaire de 3 à 5 GPa et ont montré, sur des échantillons de mêmes dimensions, une différence significative entre le module du tissu trabéculaire et celui de l'os cortical [Kuh89] celui-ci étant supérieur d'environ 20% [Cho90]. D'autre part, ces auteurs ont montré pour l'os cortical un effet d'échelle sur les résultats obtenus lors de l'essai de flexion, indiquant des résultats constants à partir d'une longueur d'échantillon égale à 500 μm .

Essai de flexion 3 points :

Cet essai est l'un des plus couramment utilisé pour la caractérisation du tissu trabéculaire car sa mise en œuvre est moins délicate que pour les autres méthodes. Il nécessite cependant d'usiner les travées testées. Choi et al. ont obtenu un module d'élasticité de 4.6 GPa sur tibia humain (Figure 4. 19).

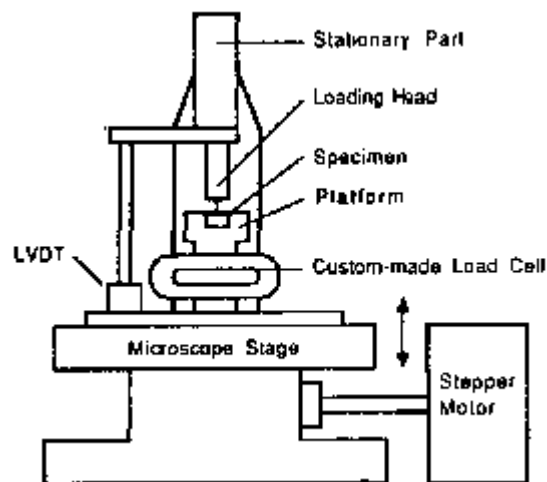


Figure 4. 19. Essai de flexion 3 points d'après Choi et al. [Cho90]

Essai de flexion 4 points :

Cet essai ressemble à la flexion 3 points. Il est cependant moins utilisé car plus difficile à mettre en œuvre. Seul Choi et al. l'ont utilisé pour déterminer d'une part les propriétés mécaniques du tissu trabéculaire mais également ses propriétés en fatigue. Ils ont obtenu lors de ce type d'essai, un module d'élasticité de 5.7 GPa sur tibia humain. Les dimensions de l'échantillon ont été mesurées au microscope et numérisées (Figure 4. 20).

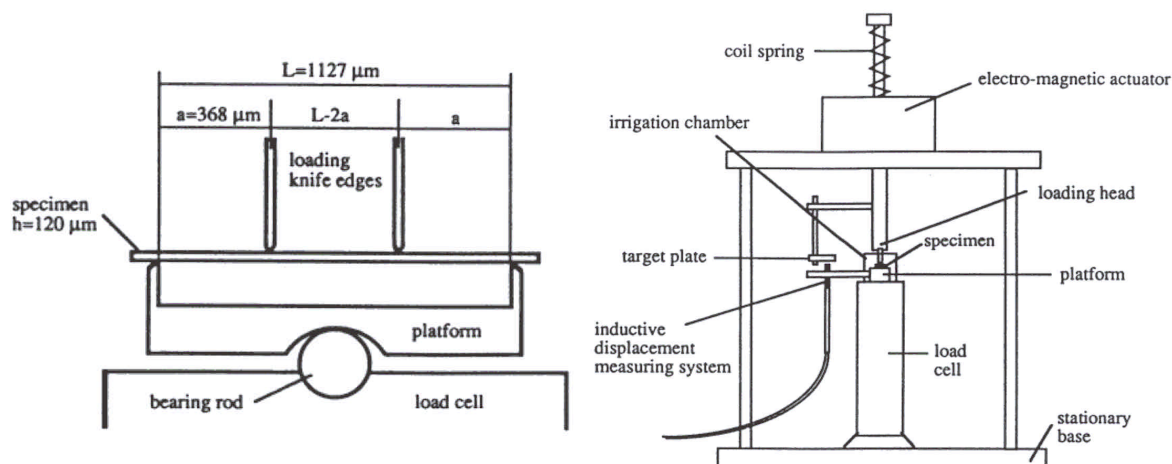


Figure 4. 20. Essai de flexion 4 points d'après Choi et al. [Cho92]

4.7.2.4. Micro-Flexion et modélisation poutre-console

Mente et Lewis ont proposé des essais de flexion type poutre console sur des travées isolées de fémur et tibia humains [Men89]. Ce type d'essai évite l'usinage des travées mais nécessite de connaître parfaitement la géométrie de l'échantillon. Compte tenu de la difficulté d'obtenir des échantillons de géométrie régulière, les auteurs ont choisi de reconstruire la géométrie réelle des échantillons et de réaliser une modélisation par éléments finis adaptée à chaque test. Une trabécule est alors isolée et testée en flexion afin de déterminer la raideur (rapport entre la charge appliquée et le déplacement de ce point d'application) de l'échantillon. Mente et Lewis ont inclus la travée testée dans une résine puis ont effectué des coupes successives à hauteur donnée pour reconstruire la géométrie. Le module d'élasticité utilisé pour la simulation numérique est modifié de façon à obtenir une raideur numérique égale à la raideur obtenue expérimentalement. Le module d'élasticité pour le tissu trabéculaire est évalué par identification ou ce qu'on appelle communément une « méthode inverse ». Le module moyen obtenu par Mente et al est environ 8 GPa.

L'expérimentation présentée Figure 4. 21 est relativement simple à mettre en œuvre, la difficulté principale restant la reconstruction fidèle de la géométrie de la travée.

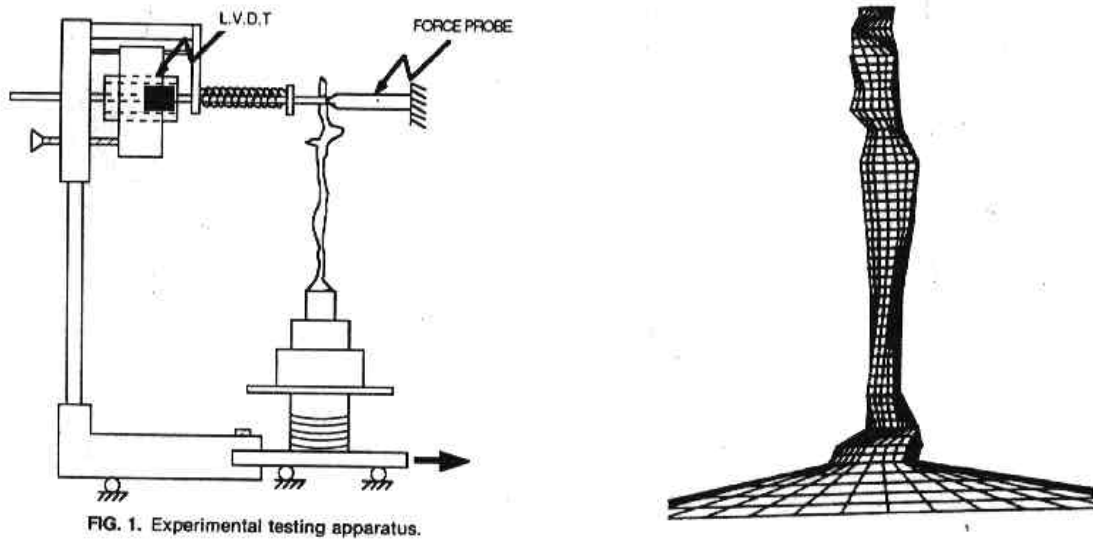


FIG. 1. Experimental testing apparatus.

Figure 4. 21. Essai de flexion de type poutre console et reconstruction en éléments finis, d'après Mente et Lewis [Men89]

Van Rietbergen [Van95] a également utilisé cette méthode associant caractérisation mécanique et simulation par éléments finis. Les auteurs ont proposé la caractérisation mécanique d'échantillons cubiques d'os spongieux à partir d'une mesure de densité et d'une relation entre densité et module d'Young établie précédemment à partir d'essai de compression. Les modèles complets des échantillons cubiques ont été construits pour la simulation par éléments finis des essais de compression présentés au chapitre suivant.

4.7.2.5. Nano-indentation

Afin d'éviter les difficultés expérimentales liées à la mise en œuvre d'essais mécaniques tels que la flexion de travées, Rho et al. ont mis au point la détermination du module d'élasticité du tissu trabéculaire par nanoindentation [Roy96] [Rho97] [Rho98]. Cette méthode consiste simplement à faire une série d'essais de dureté Vickers sur une travée. Des hypothèses de microstructure permettent de relier cette dureté aux propriétés mécaniques du matériau. Cette technique apporte une mesure très locale du module d'élasticité dans une direction, permettant de réaliser une cartographie des propriétés élastiques avec une résolution de l'ordre du micron.

L'échantillon testé est déshydraté puis enrobé dans une résine et la surface destinée à l'indentation est polie. L'indenteur est une pyramide à trois faces et la profondeur d'indentation étant de 1 μm environ, on peut penser que la raideur de contact ne dépend que d'une seule lamelle osseuse.

En faisant l'hypothèse d'un matériau homogène et isotrope, le module d'élasticité est lié à la raideur de contact mesurée lors du déchargement S (Figure 4. 22) et à la surface de contact A évaluée à partir de la géométrie de l'indenteur, suivant la relation :

$$S = \frac{2}{\sqrt{p}} \mathbf{b} \left(\frac{1-n_b^2}{E_b} + \frac{1-n_i^2}{E_i} \right)^{-1} \sqrt{A} \quad (4.29)$$

Avec :

E_b et n_b le module d'Young et le coefficient de Poisson de l'os

E_i et n_i les mêmes quantités pour l'indenteur

\mathbf{b} est un coefficient dépendant de la géométrie de l'indenteur ($\mathbf{b} = 1.034$ pour l'indenteur Berkovich).

Cette relation reste valable pour un matériau anisotrope dont on connaît les directions d'orthotropie et si l'essai est réalisé suivant ces directions.

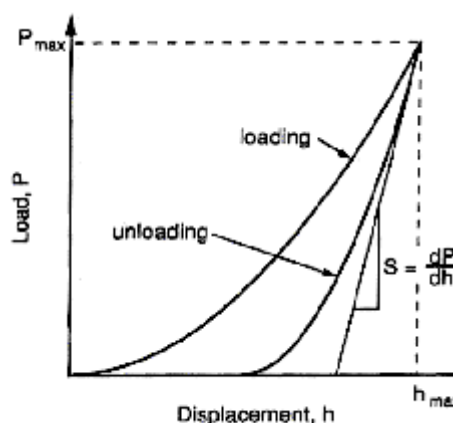


Figure 4. 22. Schéma d'une courbe typique d'indentation, d'après Rho et al.[Rho97] et [Tur93]

Pour le tissu trabéculaire situé dans le plan transversal isotrope de l'os spongieux, Rho et al. ont obtenu une valeur moyenne du module d'élasticité égale à 13.4 GPa, sur des travées isolées de vertèbres et tibia humains [Rho97]. Cette valeur est proche de celle obtenue précédemment par Roy et al. : 16 GPa [Roy96]. Plus récemment, Turner et al. ont obtenu une valeur de 18.1 GPa et Zysset et al. une valeur de 11.4 GPa pour des travées issues d'échantillons de fémur distal humain [Tur99] [Zys99]. Roy et al. ont également mis en évidence l'anisotropie du tissu trabéculaire, obtenant un module d'élasticité moyen de 22.7 GPa pour des travées longitudinales [Roy96].

Cette méthode est relativement simple à mettre en œuvre mais elle pose un problème. L'os étant un matériau très hétérogène et anisotrope, la dureté est très variable selon la structure testée (packets ou ligne de cémentation ou matrice) et les résultats doivent être traités avec précaution.

4.7.3. Conclusions

On observe une grande variabilité des valeurs du module d'élasticité du tissu trabéculaire. Cette variabilité peut être expliquée par le caractère composite, hétérogène et anisotrope de l'os, le mode de conservation mais aussi par la variabilité des con-

ditions d'essai avec également l'influence des appuis et des liaisons. Les essais mécaniques sur travées isolées ou usinées présentent également des difficultés liées à la géométrie des échantillons et à l'échelle de réalisation des essais, sous charge et déplacement très faibles. Leur usinage entraîne inévitablement un affaiblissement de leur propriétés mécaniques. L'utilisation d'essais macroscopiques et d'une méthode inverse comporte la construction d'un modèle de structure réelle, nécessitant d'importantes capacités numériques et reproduisant plus ou moins fidèlement la réalité. La technique de nanoindentation, relativement simple, semble intéressante mais l'influence des conditions de chargement (vitesse) et de préparation des échantillons (séchage, réhydratation) reste à étudier. De plus, cette technique ne renseigne que sur les propriétés locales et directionnelles d'une lamelle osseuse, et le lien avec le comportement élastique d'une travée entière pose problème.

4.8. Caractérisation ultra-sonore

Les méthodes ultrasonores appliquées à l'étude de l'os spongieux apportent différentes informations. Les ondes ultrasonores utilisées en transmission permettent d'évaluer les caractéristiques mécaniques élastiques d'un matériau [Ash84] et des mesures d'atténuation et de célérité sont utilisées cliniquement pour la caractérisation de l'os spongieux [Han96]. La microscopie acoustique, basée sur les principes de réflexion des ondes ultrasonores par un matériau, permet aussi de caractériser l'os spongieux [Tur99].

4.8.1. Détermination des modules d'Elasticité par transmission

4.8.1.1. Principe

Les modes purs de propagation des ultrasons dans les solides correspondent à la propagation d'ondes longitudinales pures (caractérisée par un mouvement des particules solides parallèle à la direction de propagation de l'onde), et à la propagation d'ondes transversales pures (caractérisée par un mouvement des particules perpendiculaire à la direction de propagation de l'onde) (Figure 4. 23).

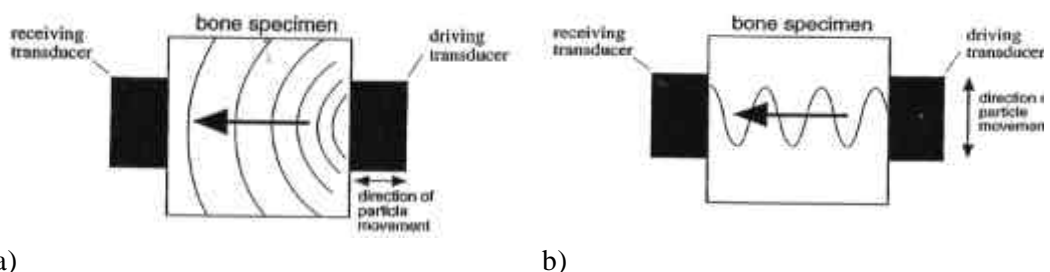


Figure 4. 23. Propagation d'onde ultrasonore dans un échantillon osseux, d'après Turner et al. [Tur93]

a) Propagation d'onde longitudinale, b) Propagation d'onde transversale

Si les dimensions de l'échantillon sont très grandes devant la longueur d'onde transmise, on considère la propagation de l'onde ultrasonore dans un milieu élastique illimité, appelée aussi propagation en mode « infini ». Dans ce cas, en combinant la loi de Hooke et la loi de propagation des ondes ultrasonores, on obtient [Yoo76]:

$$\mathbf{r}V^2U_m = C_{mrs}N_rN_sU_n \quad (4.30)$$

Avec :

ρ : Densité du matériau

V : Célérité de l'onde ultrasonore

U : Cosinus directeurs donnant la direction de mouvement des particules

N : Cosinus directeurs donnant la direction de propagation de l'onde ultrasonore

C_{mrs} : Composantes de la matrice des coefficients d'élasticité du matériau

Si l'on considère le cas particulier d'un matériau orthotrope, la matrice des coefficients d'élasticité s'écrit :

$$[C_{ijkl}] = \begin{bmatrix} C_{1111} & C_{1122} & C_{1133} & 0 & 0 & 0 \\ C_{2211} & C_{2222} & C_{2233} & 0 & 0 & 0 \\ C_{3311} & C_{3322} & C_{3333} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{2323} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{3131} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{1212} \end{bmatrix} \quad (4.31)$$

La résolution de l'équation (4.10) permet d'obtenir pour le cas particulier d'un matériau orthotrope les relations entre les vitesses de propagation ultrasonore et les coefficients élastiques [Van81] :

$$\begin{aligned} C_{1111} &= \mathbf{r}V_{11}^2 & C_{2222} &= \mathbf{r}V_{22}^2 & C_{3333} &= \mathbf{r}V_{33}^2 \\ C_{2323} &= \mathbf{r}V_{23}^2 = \mathbf{r}V_{32}^2 & C_{1313} &= \mathbf{r}V_{13}^2 = \mathbf{r}V_{31}^2 & C_{1212} &= \mathbf{r}V_{21}^2 = \mathbf{r}V_{12}^2 \\ C_{1122} &= \sqrt{(C_{1111} + C_{1212} - 2\mathbf{r}V_{12/12}^2)(C_{2222} + C_{1212} - 2\mathbf{r}V_{12/12}^2)} - C_{1212} \\ C_{1133} &= \sqrt{(C_{1111} + C_{1313} - 2\mathbf{r}V_{13/13}^2)(C_{3333} + C_{1313} - 2\mathbf{r}V_{13/13}^2)} - C_{1313} \\ C_{2233} &= \sqrt{(C_{2222} + C_{2323} - 2\mathbf{r}V_{23/23}^2)(C_{3333} + C_{2323} - 2\mathbf{r}V_{23/23}^2)} - C_{2323} \end{aligned} \quad (4.32)$$

Avec :

V_{ij} : Vitesse des ondes se propageant dans la direction i , avec un mouvement des particules dans la direction j (onde longitudinale si $i = j$ ou onde transversale si $i \neq j$).

$V_{ij/ij}$: Vitesse des ondes se propageant dans la direction $\frac{i+j}{\sqrt{2}}$ avec un mouvement des particules dans le plan ij

Si les dimensions de l'échantillon dans les directions perpendiculaires à la direction de propagation des ondes ultrasonores, sont petites par rapport à la longueur d'onde, et la dimension dans le sens de propagation, supérieure à la longueur d'onde, on considère la propagation dans un milieu élastique limité. Ce mode de propagation est aussi appelé le mode « barre ». Dans ce cas, chaque point d'une section de l'échantillon vibre de la même façon et l'équation de propagation d'une onde longitudinale dans cette barre est donnée par :

$$E \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} = \mathbf{r} \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} \quad (4.33)$$

Avec :

E : Module d'Young

\mathbf{r} : Densité du matériau

$u(x,t)$: Déplacement longitudinal de la section à l'abscisse x .

La résolution de l'équation (4.13) donne la relation entre la célérité des ondes ultrasonores longitudinales et le module d'Young dans la direction de propagation [Des95] :

$$E = \mathbf{r} C_L^2 \quad (4.34)$$

Avec :

E : Module d'Young en MPa

\mathbf{r} : Densité du matériau en g/mm^3

C_L : Célérité de l'onde longitudinale en mm/s

De même, l'équation de propagation d'une onde transversale en mode « barre » s'écrit :

$$G \frac{\partial^2 \mathbf{q}}{\partial x^2} = \mathbf{r} \frac{\partial^2 \mathbf{q}}{\partial t^2} \quad (4.35)$$

Avec :

G : Module de Coulomb en MPa

\mathbf{r} : Densité du matériau en g/mm^3

$\mathbf{q}(x,t)$: Angle de torsion

On obtient :

$$G = \mathbf{r} C_T^2 \quad (4.36)$$

Avec :

G : Module de Coulomb en MPa

\mathbf{r} : Densité du matériau en g/mm^3

C_T : Célérité de l'onde transversale en mm/s

4.8.1.2. Application à l'os spongieux

L'os spongieux est un matériau hétérogène et anisotrope. Son anisotropie a largement été étudiée par des tests mécaniques mais le mode de propagation d'une onde ultrasonore dans l'os spongieux n'est pas connu. Après avoir caractérisé les modules d'élasticité de l'os cortical [Ash84], Ashman a proposé en 1987 la caractérisation de l'os spongieux par une méthode ultrasonore, faisant l'hypothèse d'un matériau homogène et d'une propagation en mode barre des ondes ultrasonores [Ash87]. Ainsi, les conditions d'application de l'équation 4.33. sont les suivantes :

La longueur d'onde ultrasonore doit être :

- 1) Supérieure à la longueur caractéristique de la structure d'os spongieux (dimension du volume élémentaire représentatif) afin de considérer un matériau homogène,
- 2) Supérieure aux dimensions transversales de l'échantillon d'os spongieux
- 3) Inférieure à la dimension dans la direction de propagation.

Ashman et al. utilisent des transducteurs de fréquence 50 kHz sur des échantillons d'os spongieux de dimension transversale 5 mm et de longueur 10 ou 15 mm et mesurent des célérités entre 1000 ms^{-1} et 1600 ms^{-1} [Ash87] [Ash88]. La longueur d'onde étant située autour de 20 mm, la 3^{ème} condition d'une propagation en mode barre n'est pas vérifiée. Cependant, Ashman et al. ont validé cette méthode ultrasonore de caractérisation élastique de l'os spongieux en comparant les modules élastiques obtenus par des essais mécaniques et par des mesures ultrasonores [Ash87].

Strelizki et al. ont aussi montré qu'à basse fréquence, le mode de propagation des ondes ultrasonores dans l'os spongieux peut être modélisé par le mode barre [Sre97] tandis que Nej et al. donne la même conclusion pour des ondes ultrasonores de fréquence 1MHz, ne vérifiant pas la condition 1) ci-dessus [Nej96].

Cette méthode de caractérisation ultrasonore permet de pallier les difficultés de réalisation d'essais mécaniques mais ne permet d'obtenir que les propriétés élastiques de l'os spongieux. En considérant aussi que ces propriétés élastiques sont corrélées à la résistance mécanique [Car77] [Mit97b], certaines équipes de recherche ont choisi cette méthode pour la caractérisation mécanique de l'os spongieux [Ash89] [Rho95] [Des98] [Rho96] (Tableau 4.1).

4.8.1.3. Application au tissu trabéculaire

Afin de déterminer les modules élastiques du tissu trabéculaire, Ashman et al. ont proposé d'appliquer les conditions d'une propagation d'ondes ultrasonores en mode barre aux dimensions des travées [Ash88]. Pour cela, les auteurs utilisent la transmission d'ondes ultrasonores de fréquence 2.25 MHz sur des travées isolées [Rho93] ou bien des échantillons d'os spongieux [Ash94]. Sur os bovin, les célérités mesurées sont comprises entre 2200 ms^{-1} et 2900 ms^{-1} , montrant ainsi une lon-

gueur d'onde de l'ordre de 1 mm [Ash88]. Si l'on considère que les dimensions transversales des travées varient de 0.1 à 0.5 mm, avec une longueur de l'ordre de quelques millimètres, les conditions 1), 2) et 3) citées précédemment sont vérifiées.

Les modules d'Young moyens du tissu trabéculaire obtenus par cette méthode ultrasonore sont de 10.9 GPa pour l'os bovin, et de 13 à 15 GPa pour l'os humain [Ash88] [Rho93], valeurs proches de celles obtenues par tests mécaniques (§ 4.7.2). Cependant, la propagation des ondes ultrasonores dans les travées peut être modifiée si les travées ne sont pas isolées, car la présence des travées transversales dans l'échantillon d'os spongieux augmente leur vitesse de propagation, le module d'élasticité étant alors surestimé [Ash88]. Par contre, même si les travées sont fortement orientées dans l'échantillon d'os spongieux, le trajet réel des ondes peut être plus long que la dimension de l'échantillon dans la direction de propagation [Ash94]. Dans ces conditions, en faisant l'hypothèse d'une longueur de trajet, égale à la dimension de l'échantillon, le module d'élasticité mesuré peut être sous estimé.

La transmission d'ondes ultrasonores de haute fréquence dans des travées orientées permet donc de déterminer les modules d'élasticité du tissu trabéculaire et offre une méthode de caractérisation élastique relativement simple à mettre en œuvre, comparativement aux essais mécaniques. Ces derniers permettent toutefois la caractérisation limite élasto-plastique du tissu, contrairement à la technique US limitée au domaine élastique (module).

4.8.2. Caractérisation clinique par transmission

Dans un milieu hétérogène tel que l'os spongieux, la propagation des ondes ultrasonores n'est connue que pour des cas déterminés de fréquences et de conditions de mesures. De façon générale, la transmission des ondes ultrasonores dans l'os spongieux dépend de ses propriétés élastiques, de sa densité et de sa structure. C'est pourquoi la technique ultrasonore paraît intéressante pour l'évaluation de la qualité de l'os spongieux, particulièrement dans les cas pathologiques. Ainsi, des appareils ultrasonores cliniques ont été développés et certaines études visent à mettre en évidence les relations entre des paramètres ultrasonores, l'architecture et la densité de l'os spongieux.

4.8.2.1. Matériel et méthodes de mesures

Les sites de mesures ultrasonores, *in vivo*, sont le tibia, la rotule, les phalanges ou le radius mais plusieurs appareils ont été développés pour des mesures sur le calcaneum. En effet, ce site présente une facilité d'accès, des surfaces médiales et latérales planes, ce qui simplifie la transmission ultrasonore à l'interface et sa structure est presque entièrement trabéculaire.

Les mesures ultrasonores sont réalisées soit en contact, soit en immersion. Pour une mesure en contact, les transducteurs sont appliqués directement sur la partie du corps à analyser par l'intermédiaire d'un gel couplant. Pour une mesure

en immersion, les transducteurs sont à distance constante l'un de l'autre et l'eau sert de couplant.

Deux paramètres de propagation ultrasonore sont généralement mesurés : un paramètre de célérité, le Speed of Sound (SOS en ms^{-1}) et un paramètre d'atténuation acoustique, le Broadband Ultrasound Attenuation (BUA en dB/MHz) représentant la pente de la courbe atténuation/fréquence. D'autres paramètres, propres à chaque constructeur et fonctions du SOS et du BUA, ont été proposés tels que le QUI par Hologic® et le Stiffness par Lunar®. Tous ces paramètres caractérisent l'ensemble des composants situés entre les transducteurs : tissus mous, os cortical et os spongieux. Généralement, la fréquence de l'onde ultrasonore choisie pour la mesure du SOS est de 1 MHz et d'après Langton et al. [Lan84], la courbe atténuation/fréquence est linéaire entre 200 et 600 kHz.

4.8.2.2. Relation avec les paramètres classiques mesurés sur os spongieux

Les paramètres ultrasonores mesurés cliniquement dépendent de la densité apparente de l'os spongieux [Nic94]. Deligianni et al. ont obtenu une relation linéaire entre le SOS mesuré pour une fréquence de 1 MHz et la densité apparente [Del98]. Cependant, Serpe et Rho ont observé une relation non linéaire entre le BUA et la densité apparente entre 0.13 et 0.91 g.cm^{-3} [Ser96] et Deligianni et al. ont obtenu une relation non linéaire aussi, présentant un changement de pente pour une densité de 0.75 g.cm^{-3} [Del98]. Par ailleurs, il a été montré que ces paramètres ultrasonores dépendent de la densité minérale osseuse (BMD) [Lan84] [Han95] [Han96].

A basse fréquence, il est clairement observé que l'anisotropie des célérités ultrasonores est liée à l'anisotropie structurale [Des95] [Log98] et ceci a aussi été observé pour une fréquence de 1 MHz [Del98]. Grimm et Williams ont fait la même observation pour le BUA [Gri93]. Cependant, les mesures ultrasonores cliniques sont unidirectionnelles. Les mesures sur calcaneums, par exemple, sont réalisées dans la direction médio-latérale, et les paramètres ultrasonores ne semblent pas suffisamment sensibles aux variations architecturales pour mettre en évidence des variations observées dans une même direction. D'après l'étude de Hans et al., les paramètres ultrasonores reflètent plus la masse osseuse que la microarchitecture [Han95]. Cependant, l'analyse architecturale de cette étude a été réalisée par histomorphométrie et l'étude serait à compléter par la relation entre des paramètres structuraux 3D et les paramètres ultrasonores, dans la mesure où la propagation des ondes ultrasonores est un phénomène tridimensionnel.

Certains auteurs ont recherché les relations entre le BUA, le SOS et les propriétés mécaniques de l'os spongieux. Grimm et Williams [Gri93] ont réalisé des mesures ultrasonores et des essais de compression sur des échantillons d'os spongieux de vertèbres humaines. Ils ont observé que le module d'Young E est mieux corrélé aux paramètres ultrasonores qu'à la densité apparente et qu'une combinaison entre le BUA et le Ultrasound Transmission Velocity (UTV) permet d'obtenir le meilleur coefficient de régression. Plus récemment, l'étude de Langton et al. a montré que, bien que la densité apparente soit un meilleur estimateur de la

résistance mécanique, le BUA permet d'expliquer 73.6% de ce paramètre mécanique. Mitton a aussi montré une forte corrélation entre le BUA et le SOS mesurés sur des calcanéums excisés et les paramètres mécaniques évalués en compression sur des échantillons d'os spongieux prélevés dans la zone de mesure [Mit97b]. Les travaux de Mitton et al. sur une série de 16 vertèbres humaines et calcanéums droits appariés ont aussi montré une bonne corrélation entre le BUA mesuré sur les calcanéums excisés et les propriétés de compression obtenues sur les vertèbres. Cette étude démontre une possibilité intéressante d'évaluation de la résistance vertébrale à partir d'une mesure non irradiante sur un site périphérique [Mit97c].

4.8.2.3. Conclusions

L'apport des mesures ultrasonores cliniques dans l'estimation de l'architecture trabéculaire n'a pas été clairement démontré mais les paramètres ultrasonores cliniques dépendant à la fois de la densité minérale osseuse et de l'architecture osseuse, sont discriminants par rapport aux niveaux de pathologies osseuses telles que l'ostéoporose [Ste94] [Mey98].

La technique ultrasonore présente donc un intérêt clinique certain du fait de l'apport des mesures ultrasonores dans la connaissance de la qualité de l'os spongieux mais aussi pour le faible coût des appareils ultrasonores et leur grande mobilité relativement aux moyens cliniques moins largement implantés, tels les systèmes d'absorptiométrie à rayon X.

4.8.3. Microscopie acoustique

Cette technique utilise des ondes ultrasonores en réflexion. Le signal réfléchi dépendant de la densité et des propriétés élastiques du matériau, son analyse permet de déterminer le module d'Young du matériau [Tur99].

Meunier et Katz ont développé une technique de microscopie acoustique appliquée à l'os afin de déterminer les propriétés élastiques de l'os cortical et du tissu trabéculaire à l'échelle microscopique [Meu86] [Meu96]. Un signal acoustique haute fréquence se propage à travers une lentille cristalline dont la surface concave focalise le signal à travers un liquide couplant (eau par exemple) sur la surface du matériau analysé. L'onde acoustique réfléchie est convertie en signal électrique et mesurée (Figure 4. 24).

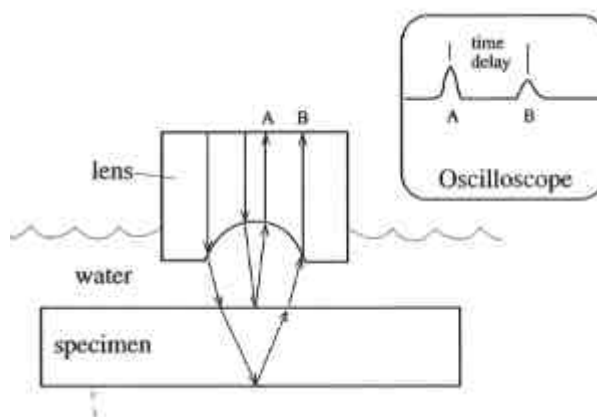


Figure 4. 24. Mesure de vitesse acoustique utilisant un microscope acoustique, d'après Turner et al [Tur93]

L'énergie acoustique est réfléchiée du haut de la surface vers le point A, et du bas de la surface vers le point B. Les 2 réflexions peuvent être visualisées sur un oscilloscope et l'intervalle de temps y être mesuré. La vitesse est 2 fois l'épaisseur de l'échantillon divisé par l'intervalle de temps.

Le coefficient de réflexion R du matériau mesuré est donné par :

$$R = \left(\frac{Z_{mat} - Z_{liq}}{Z_{mat} + Z_{liq}} \right)^2 \quad (4.37)$$

Avec :

Z_{mat} : Impédance du matériau analysé en Ohms
 Z_{liq} : Impédance du liquide couplant en Ohms

Un balayage de la surface du matériau permet d'obtenir une répartition de Z_{mat} qui dépend des propriétés élastiques dans la direction perpendiculaire à la surface d'analyse et de la densité du matériau analysé.

Deux modes d'émission ultrasonore sont employés : le mode impulsionnel ou le mode en trains d'ondes. Un transducteur opérant entre 10 et 200 MHz en mode «impulsionnel» permet d'obtenir des images acoustique de résolution comprise entre 30 et 150 μm [Meu98] et un transducteur de 400 MHz utilisé en mode « train d'ondes » permet d'obtenir des images de résolution 2.5 μm [Meu96]. Les appareillages les plus performants permettent d'atteindre une résolution de 0.5 μm à l'aide d'un transducteur de 2 GHz [Bra98].

L'os cortical a été caractérisé et imagé en mode « impulsionnel » [Kat93] [Tur99] et les meilleures résolutions atteintes en mode « trains d'ondes » permettent de réaliser des images de travées, mettant en évidence la structure arciforme du tissu trabéculaire [Meu96].

Afin de comparer cette technique ultrasonore à la technique de nanoindentation pour la caractérisation de l'os, Turner et al. ont récemment proposé la caractérisa-

tion élastique de l'os cortical et du tissu trabéculaire humain, utilisant un mode d'émission impulsionnel [Tur99]. Les auteurs ont mis en évidence l'anisotropie de l'os cortical avec un module d'élasticité moyen de 14.9 GPa dans la direction transversale et de 20.55 GPa dans la direction longitudinale. En considérant le tissu trabéculaire comme isotrope, les auteurs ont mesuré un module d'élasticité moyen de 17.5 GPa.

4.9. Mesure de perméabilité

D'autres propriétés de l'os spongieux sont aussi étudiées, telles ses propriétés d'interaction avec les fluides qui entrent en jeu dans la propagation des ondes ultrasonores.

Grimm et al. ont proposé l'évaluation expérimentale de la perméabilité de l'os spongieux de calcanéums dans la zone des mesures ultrasonores cliniques [Gri97]. Des échantillons cylindriques d'os spongieux, prélevés dans la direction médio-latérale et dégraissés ont été placés dans une chambre de mesure de perméabilité contenant une huile de viscosité supérieure à celle de la moelle. Les auteurs ont observé une relation linéaire entre la perméabilité et la porosité évaluée par histomorphométrie, dans une gamme de BV/TV allant de 8% à 21% (coefficient de régression = 0.91).

4.10. Conclusions

Le réseau trabéculaire se crée et se remodèle essentiellement dans les directions des sollicitations principales en traction et compression, mais les sollicitations de cisaillement sont aussi présentes sur os sain ou pathologique. La caractérisation de l'os spongieux *in vitro* à l'échelle globale est étudiée avec toutes ces sollicitations mais la caractérisation en compression reste la plus simple et la plus courante. L'essai de compression pour l'os spongieux dans le domaine élastique ou à rupture représente l'essai standard, représentatif de la situation de chargement physiologique. Les contraintes de rupture sont toutefois à considérer, compte tenu des conditions d'essais sur échantillons, comme de simples indicateurs de la résistance mécanique du tissu spongieux sous compression.

Les nombreuses études menées en compression ont largement démontré la forte corrélation entre le module d'Young et la contrainte maximale, assimilée à la résistance de l'os spongieux. C'est pourquoi, bien qu'elle permette uniquement la détermination des propriétés élastiques, la technique ultrasonore offre une méthode relativement simple de caractérisation mécanique *in vitro*. Le choix des paramètres de test (fréquence, taille des échantillons, milieu) reste toutefois assez arbitraire et propre à chaque site étudié, nécessitant par conséquent un étalonnage préalable. La caractérisation en cisaillement proposée par Mitton et al. utilisent un essai simple et peu invasif, permettant aussi une analyse conjointe par histomorphométrie sur des biopsies [Mit97b]. De plus, les propriétés ainsi évaluées sont corrélées, entre autres, à la résistance en compression [Mit97b].

La caractérisation du tissu trabéculaire présente un enjeu considérable dans la mesure où ses propriétés mécaniques intrinsèques ont très probablement une part explicative de la résistance de l'os spongieux. Cependant, les essais mécaniques sur travées isolées présentent de nombreuses difficultés expérimentales et numériques. Les méthodes mécaniques ou la technique de transmission ultrasonore considèrent de plus le matériau isotrope, ne prenant pas en compte la structure lamellaire du tissu trabéculaire, très hétérogène et anisotrope. Les méthodes de nanoindentation et de microscopie ultrasonore semblent être des alternatives prometteuses quant à la caractérisation élastique du tissu trabéculaire, mais, aucune évaluation de la limite élastique du tissu trabéculaire n'a été proposée.

En dehors des mesures d'absorptiométrie par rayons X, la caractérisation *in vivo*, non invasive, de l'os spongieux est basée sur la méthode ultrasonore. Les appareils cliniques de mesures ultrasonores se développent et principalement deux voies de recherche se dégagent : *in vivo*, avec la possibilité de différencier les pathologies osseuses à l'aide des paramètres ultrasonores cliniques (calcanéum, poignet...) et, sur os excisés, l'établissement de relations entre les paramètres ultrasonores cliniques et la densité, les paramètres structuraux et les propriétés mécaniques.

Tableau 4.1. Valeurs bibliographiques des propriétés de compression de l'os spongieux humain

Site anatomique	Auteurs	Age	Nombre	BV/TV %	Densité apparente (g/cm ³)	Densité de cendres (g/cm ³)	Contrainte maximale de compression (MPa)	Module d'Young (MPa)	Remarques
<i>Vertèbre</i>									
L3-L5	Weaver et Chalmers [Wea66]	10-90	137			0.128	3.1		
L3, L4	Galante et al. [Gal70]		17		0.19 (0.01)	0.12 (0.01)	2.06 (0.25)		
L2-L4	Lindahl [Lin76]	14-89	F : 32 H : 32				F : 2.7 (0.2) H : 4.6 (0.3)	F : 35.1 (0.6) H : 55.6 (0.7)	os sec et dégraissé
Lombaire	Mosekilde [Mos86]	15-87	40		0.24 (0.07)		2.45 (1.52)	67 (44)	
L3	Mosekilde [Mos89]	75-91	F : 14 H : 14	F : 7.75 (1.41) H : 7.82 (1.64)		F : 0.091 (0.016) H : 0.092 (0.016)	F : 0.93 (0.40) H : 0.93 (0.55)		
Lombaire	Kopperdahl [Kop98]	32-65	22		0.17 (0.04)		2.23 (0.95)	291 (113)	
L2	Mitton [Mit97b]	47-95	22		0.22 (0.05)		1.6 (0.9)	135 (81)	
<i>Calcaneum</i>									
axe vertical	Weaver et Chalmers [Wea66]	10-90	137			0.186	3.7		
axe oblique	Jensen et al. [Jen91]	42-93	20		0.37 (0.04)		2.3 (1.0)	114 (45)	
axe oblique	Mitton [Mit97b]	52-95	20		0.31 (0.08)		3.9 (2.4)	314 (228)	
axe vertical	Lespessailles et al. [Les98]	50-94	22		0.3 (0.1)		1.84 (1.17)	89.3 (48.3)	
<i>Tibia</i>									
Proximal	Lindahl [Lin76]	14-89	F : 32 H : 32				F : 2.2 (0.2) H : 3.9 (0.3)	F : 23.1 (0.4) H : 34.6 (0.4)	os sec et dégraissé
Proximal	Carter et Hayes [Car77]		10		0.30 (0.09)		27 (9.8)	211 (78)	$\epsilon = 10 s^{-1}$
Proximal	Linde et al. [Lin89]	59-82		121	0.29 (0.10)		5.33 (2.93)	445 (257)	
Proximal	Ashman et al. [Ash89]		Echantillons provenant de 3 tibias		0.26 (0.13)			1107 (634)	Méthode ultrasonore Dir inféro-supérieure
<i>Tête fémorale</i>									
Direction coxale	Schoenfeld et al. [Sch74]		30		[0.745-0.885]		[0.15-13.54]	345 (28)	Différentes zones testées
Direction inféro-supérieure	Brown et al. [Bro80]		800				310	[4800 – 6900]	Cartographie des propriétés mécaniques
Direction coxale Centre de la tête	Martens et al. [Mar83]	27-77	6				9.3 (4.5)	900 (710)	Différentes directions et zones testées
Zone porteuse	Deligianni et al. [De191]	50-60	55		0.52		8.3	105	Différentes zones de la tête fémorale étudiées
Compression de l'os in situ	Banse et al. [Ban96]	45-72	10 paires				15.8	1137	Comparaison droite/gauche
Direction inféro-supérieure	Destresse [Des98]		26					1751 (938)	Méthode ultrasonore Cartographie des propriétés mécaniques
<i>Fémur</i>									
	Lotz et al. [Lot90]	25-82	49				6.76 (4.84)	441 (271)	
	Rohlmann [Roh80]	58-83	299		0.50 (0.16)		7.36 (4.00)	389 (270)	

Tableau 4.2. Valeurs bibliographiques des modules d'élasticité du tissu trabéculaire

Méthode	Site anatomique	Auteurs	Nb d'échantillons	Densité réelle (g/cm ³)	Module d'Young (GPa)
Hypothèse		Wolff (1892)			17 – 20
Essais mécaniques					
Flambage	Fémur	Runkle et Pugh [Run75]	4		8.69±3.17
	Tibia	Townsend et al [Tow75]	9 humides 9 secs		14.13 11.38
Traction	Fémur bovin	Ryan et al. [Rya89]	38		Entre 0.8 et 3.6
Flexion trois points	Tibia	Kuhn et al [Kuh87]			3.17 (1.5)
	Crête iliaque	Kuhn et al [Kuh89]	42		entre 0.5 et 9.9 (moyenne 3.81)
	Tibia	Choi et al [Cho90]	20		4.59±1.6
Flexion quatre points	Tibia	Choi et al [Cho90]			5.35 (1.36)
	Tibia	Choi et Goldstein [Cho92]	23		5.72±1.27
Méthode ultrasonore					
Mesure par ultrasons (u) et traction (t)	Fémur	Ashman et Rho [Ash88]	53	1.6 – 1.9	12.7±2.0
	Tibia	Rho et al [Rho93]	20		Eu=14.8±1.4 Et=10.4±3.5
	Vertèbres L2 et L4	Nicholson [Nic97]	48	1.962	10±1.3
Modélisation par éléments finis					
Modélisation par éléments finis	Tibia	Williams et Lewis [Wil82]			1.3
	Tibia	Van Rietbergen [Van95]			entre 2.23 et 10.1 (moyenne : 5.91)
Flexion (f) et modélisation par éléments finis	Fémur et tibia	Mente et Lewis [Men89]	10		Ef=5.7±3.2 Eef=7.8±5.4
Analyse structurelle (modèle 3D)	Vertèbre L3	Jensen et al [Jen90]			3.8
Nanoindentation					
	Vertèbre D12	Rho et al. [Rho97]	14 travées sèches		13.5 (2)
	Fémur	Turner et al. [Tur99]	30		18.14 (1.7)
Microscopie acoustique					
	Fémur	Turner et al. [Tur99]	30		17.5 (1.12)

CHAPITRE 5

5. Modélisation mathématique de l'os spongieux

5.1.	Introduction	p.108
5.2.	Modélisation par Eléments Finis : Principe	p.109
5.3.	Méthode inverse	p.111
5.4.	Modélisation de structures idéalisées	p.112
	5.4.1. Modèles analytiques	p.112
	5.4.2. Modèles Eléments finis	p.114
5.5.	Modélisation de structures réelles	p.117
	5.5.1. Reconstruction par des méthodes optiques et modèles 2D	p.117
	5.5.2. Reconstruction à partir d'images tomographiques et modèles 3D	p.120
	5.5.2.1. Modélisation par éléments brique	
	5.5.2.2. Modélisation par éléments tétraédrique	
	5.5.2.3. Modèles squelettisés	
	5.5.2.4. Modèles élasto-plastiques	
	5.5.2.5. Quantification des erreurs	
5.6.	Conclusions	p.131

5.1. Introduction

Toute description de phénomènes physiques fait largement appel au langage et aux concepts des mathématiques. Se pose alors le problème du choix de la schématisation. Celle-ci doit permettre, au moyen de calculs mathématiques, de comprendre les phénomènes observés et de prévoir ceux à venir. La finesse de la modélisation à retenir dépend des moyens que l'on est capable, mais aussi disposé, à mettre en œuvre pour effectuer les mesures expérimentales qui seront comparées aux résultats théoriques obtenus par les calculs. La modélisation mathématique du comportement mécanique d'un matériau ou d'une structure peut servir à expliquer certains mécanismes caractéristiques de ruine comme le flambage ou le cisaillement (en liaison avec ses propriétés mécaniques). La modélisation peut également permettre de déterminer, par exemple, les zones de concentrations de contraintes ou de déformations et par là, d'étudier le phénomène de ruine du matériau étudié.

Les modèles mathématiques développés pour l'os spongieux ont permis d'explorer ces deux voies de recherche. Deux types de modèles géométriques ont été construits pour l'os spongieux : des structures idéalisées, basées sur des cellules élémentaires, et des structures « réelles », basées sur des géométries 3D plus ou moins fidèles. Certaines structures idéalisées ont permis de définir des relations analytiques régissant le comportement mécanique de l'os spongieux. Les structures réelles d'os spongieux ont servi à des modélisations et des simulations par la méthode des éléments finis, méthode utilisée dans le cadre de cette thèse.

5.2. Modélisation par Eléments Finis : Principe

La méthode des éléments finis (M.E.F.) est utilisée depuis une quinzaine d'années pour modéliser les propriétés mécaniques de l'os spongieux à partir d'informations sur sa structure [Bea84] [Hol94] [Mul94] [Mul95] [Van95]. En utilisant essentiellement les résultats de l'analyse d'images 2D (histomorphométrie) ou 3D (par microtomographie ou imagerie par résonance magnétique) et les essais de caractérisation *in vitro* de l'os spongieux, la modélisation par M.E.F. est une méthode indirecte pour estimer les propriétés mécaniques du tissu trabéculaire [Wil82] [Van95].

Principe :

La méthode des éléments finis permet d'obtenir une approximation des solutions d'équations d'équilibre de corps solides déformables soumis à des sollicitations d'origine diverses. Les quantités mécaniques (déplacements, déformations, contraintes) liées à l'équilibre des solides et satisfaisant aux lois de la physique sont ainsi calculées en certains points du solide modélisé.

Le principe des travaux virtuels appliqué à un solide de volume V se traduit par l'égalité entre l'énergie virtuelle de déformation et le travail virtuel des actions extérieures :

$$\int_V \mathbf{s}_{ij} d\mathbf{e}_{ij} dV = \int_S f_s \mathbf{d}u_i dS + \int_V f_v \mathbf{d}u_i dV \quad (5.1)$$

Avec :

\mathbf{s}_{ij} : Composantes de la matrice des contraintes

$d\mathbf{e}_{ij}$: Composantes de la matrice des déformations virtuelles

f_s et f_v : Composantes des forces de surface et de volume

$\mathbf{d}u_i$: Composantes des déplacements virtuels

dS et dV : respectivement éléments de surface et de volume

Cette méthode consiste à discrétiser des structures continues. La structure est découpée en un nombre fini de sous-ensembles appelés éléments. Ces éléments sont constitués d'un nombre fini de points appelés noeuds. Les éléments sont interconnectés par les noeuds, situés sur les faces, côtés et sommets des éléments, formant ainsi le maillage de la structure initiale. Les calculs mathématiques sont effectués uniquement sur les noeuds. Après avoir calculé l'équilibre de chaque élément, l'équilibre global du solide, sous un chargement donné, est approché en sommant les contributions de chaque élément et en tenant compte des conditions aux limites [Bat90].

Pour ces volumes de matière de dimensions finies, le vecteur des déplacements $\{u\}$ d'un point quelconque est supposé dépendre du vecteur de déplacements des noeuds $\{u_n\}$ (Figure 5.1) par l'intermédiaire d'une matrice de fonctions de forme $[N]$ (appelée aussi matrice d'interpolation) :

$$\{u\} = [N]\{u_n\} \quad (5.2)$$

Le champ des déformations infinitésimales est obtenu par dérivation :

$$\{e\} = \frac{\partial [N]}{\partial x} \{u_n\} = [B]\{u_n\} \quad (5.3)$$

Avec :

$[B]$: Matrice dérivée de $[N]$

$\{u_n\}$: Vecteur des déplacements du nœud n

En connaissant la loi de comportement du matériau, on peut déduire les contraintes $\{s\}$ à partir des déformations $\{e\}$. Dans le cas d'une relation linéaire (comportement élastique) où la loi de comportement est représentée par la matrice $[D]$, la relation s'écrit :

$$\{s\} = [D]\{e\} \quad (5.4)$$

L'équilibre de chaque élément est obtenu en appliquant le principe des travaux virtuels.

Sous forme matricielle, le calcul de l'énergie de déformation pour un volume élémentaire devient :

$$\int_{V_e} \mathbf{s}_{ij} \mathbf{de}_{ij} dV = \int_{V_e} \{\mathbf{de}\}^T [D] \{\mathbf{de}\} dV_e = \{\mathbf{du}_n\}^T \left[\int_{V_e} [B]^T [D] [B] \right] \{\mathbf{du}_n\} = \{\mathbf{du}_n\}^T [K_e] \{\mathbf{du}_n\} \quad (5.5)$$

Avec :

$[k_e] = \int_{V_e} [B]^T [D] [B] dV_e$: Matrice de raideur élémentaire, calculée aux

points d'intégration par des méthodes numériques spécifiques.

Pour l'ensemble du solide, on a :

$$\int_V \mathbf{s}_{ij} \mathbf{de}_{ij} dV = \sum_{\text{éléments}} \left[\int_{V_e} \mathbf{s}_{ij} \mathbf{de}_{ij} dV_e \right] = \{\mathbf{du}_n\}^T \sum_{\text{éléments}} [K_e] \{\mathbf{du}_n\} = \{\mathbf{du}_n\}^T [K] \{\mathbf{du}_n\} \quad (5.6)$$

De la même façon, les contributions des actions extérieures sont découpées par élément et le calcul du travail virtuel des actions extérieures devient :

$$\int_S f_s \mathbf{du}_i dS + \int_V f_v \mathbf{du}_i dV = \sum_{\text{éléments } S_e} \int \{\mathbf{du}\}^T \{f_s\} dS + \int_{V_e} \{\mathbf{du}\}^T \{f_v\} dV = \{\mathbf{du}_n\}^T \{F_n\} \quad (5.7)$$

Avec :

$\{F_n\}$: Vecteur des forces nodales équivalentes.

L'égalité $\{\mathbf{d}u_n\}^T [K] \{\mathbf{d}u_n\} = \{\mathbf{d}u_n\}^T \{F_n\}$ devant être vérifiée quelque soit le champ de déplacement virtuel pour avoir le champ de contrainte en équilibre, le calcul de l'équilibre du solide discrétisé se réduit à la résolution du système :

$$[K] \{u_n\} = \{F_n\} \quad (5.8)$$

Avec :

$[K]$: Matrice de raideur globale

$\{u_n\}$: Vecteur des déplacements généralisés aux nœuds

$\{F_n\}$: Vecteur des forces nodales

Après assemblage et introduction des conditions aux limites, la résolution du système linéaire (5.8) permet ensuite de remonter aux déformations puis aux contraintes, par l'application des équations (5.3) et (5.4).

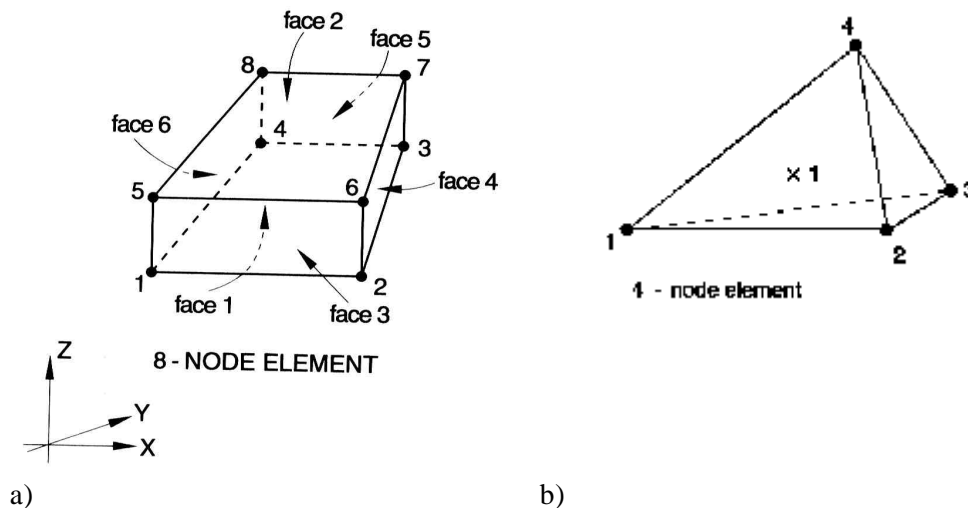


Figure 5.1. Schéma d'un élément, d'après Abaqus User's Manual [Hib94]

a) Élément hexaédrique (brique) à 8 nœuds, b) Élément tétraédrique à 4 nœuds

5.3. Méthode inverse.

Les essais mécaniques sur des échantillons d'os spongieux étant relativement bien maîtrisés, particulièrement l'essai de compression, et les moyens numériques de modélisation par éléments finis se développant, certains auteurs ont estimé le module d'élasticité du tissu trabéculaire par une méthode inverse. Cette méthode devrait plutôt être appelée « méthode d'identification » car il s'agit de caler les modèles numériques aux essais expérimentaux.

William et al. ont réalisé une modélisation plane d'échantillons d'os spongieux de tibia humain, préalablement testés en compression [Wil82]. En faisant l'hypothèse d'un module d'élasticité apparent $E_{//}$ tel que $E_{//} = A_f E_s$ où A_f est le

paramètre BV/TV et E_s le module d'élasticité du tissu trabéculaire, le calcul par éléments finis donne un module d'élasticité du tissu trabéculaire égal à 1.3 GPa.

L'évolution des moyens numériques permet de réaliser des modèles représentant fidèlement la géométrie réelle d'une structure d'os spongieux. Van Rietbergen et al. ont construit les modèles de géométrie réelle de trois échantillons cubiques d'os spongieux de tibia humain de 7 mm de côté à partir de 176 coupes (IRM) par échantillon, chacune numérisée avec une résolution de 176×248 pixels. Les structures réelles sont ainsi discrétisées en voxels assimilés à des éléments hexaédriques à 8 nœuds (appelés « briques » par abus de langage). Le module d'élasticité E de chaque échantillon est évalué à partir de la densité apparente ρ suivant une relation $E = f(\rho)$ établie par Hodgkinson et Currey [Hod92]. Le module d'élasticité du tissu trabéculaire introduit dans le calcul par éléments finis est estimé par une méthode inverse. Les auteurs obtiennent une valeur moyenne située autour de 6 GPa.

Récemment, Van Rietbergen et al. ont montré que cette méthode inverse, associée aux nouvelles techniques d'imagerie telles que l'IRM sur calcanéum, pouvait contrôler les changements (*in vivo*) des propriétés mécaniques de l'os pendant des tests cliniques à long terme pour évaluer l'efficacité de traitements contre l'ostéoporose [Van02].

5.4. Modélisation de structures idéalisées.

5.4.1. Modèles analytiques

Gibson [Gib85] a considéré l'os spongieux comme un matériau cellulaire et a utilisé différents modèles analytiques pour représenter l'architecture trabéculaire [Gib85][Gib97]. Ces auteurs ont réalisé de nombreux travaux sur le comportement mécanique des matériaux cellulaires afin notamment d'expliquer les mécanismes d'endommagement des cellules [Gib82a] [Gib82b]. Ces études ont permis de déterminer trois paramètres essentiels dans les mécanismes d'endommagement : le type de structure des cellules élémentaires, la fraction volumique du matériau cellulaire et les propriétés mécaniques du matériau constituant les parois ou colonnes des cellules. En résumant les différents types de structure de l'os spongieux par deux caractéristiques : le type poutre (faibles fractions volumiques) ou plaque, et le caractère, symétrique (réseau trabéculaire très orienté) ou asymétrique, Gibson a proposé pour l'os spongieux 4 modèles tridimensionnels de cellules élémentaires (Figure 5.2) [Gib85] :

- Cellule ouverte de faible densité (composée de poutres) asymétrique (a)
- Cellule fermée de densité élevée (composée de plaques) asymétrique (b)
- Cellule ouverte de faible densité (composée de poutres) symétrique (c)
- Cellule fermée de densité élevée (composée de plaques) symétrique (d)

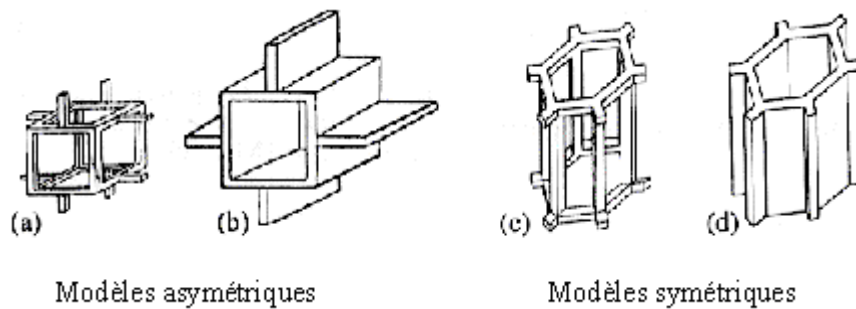


Figure 5.2. Modèles à cellules ouvertes ou fermées, d'après Gibson [Gib85]

Malgré la géométrie relativement simple de ces modèles, il est possible de décrire un grand nombre de structures spongieuses. De plus, la comparaison de leurs propriétés mécaniques avec les données expérimentales en fonction de la densité conduit à des résultats satisfaisants. Par contre, l'anisotropie, qui représente une caractéristique importante du comportement mécanique pour la plupart des sites anatomiques, ne fait pas partie intégrante du modèle.

Fazzalari et al. [Faz89] ont proposé d'autres types de modèles associant des poutres et des plaques (Figure 5.3). La simple mesure en deux dimensions du périmètre des travées par unité de volume (BS/TV) et de la surface osseuse par unité de volume (BV/TV) ne donnent que peu d'informations sur la structure de l'os spongieux, mais la relation entre BS/TV et BV/TV diffère suivant le type de structure rencontrée [Faz89].

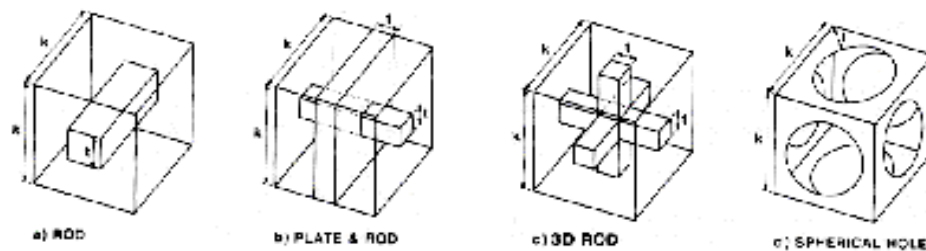


Figure 5.3. Modèles proposés par Fazzalari et al. [Faz89]

Guo et al. ont développé un modèle idéalisé 3D de la microstructure du tissu trabéculaire pour simuler la perte osseuse selon l'utilisation de différents traitements (bisphosphonate ou hormone parathyroïde) [Guo02]. Il s'agit en fait de cellules tétrakaidécaédrales en poutres ou plaques (Figure 5.4).

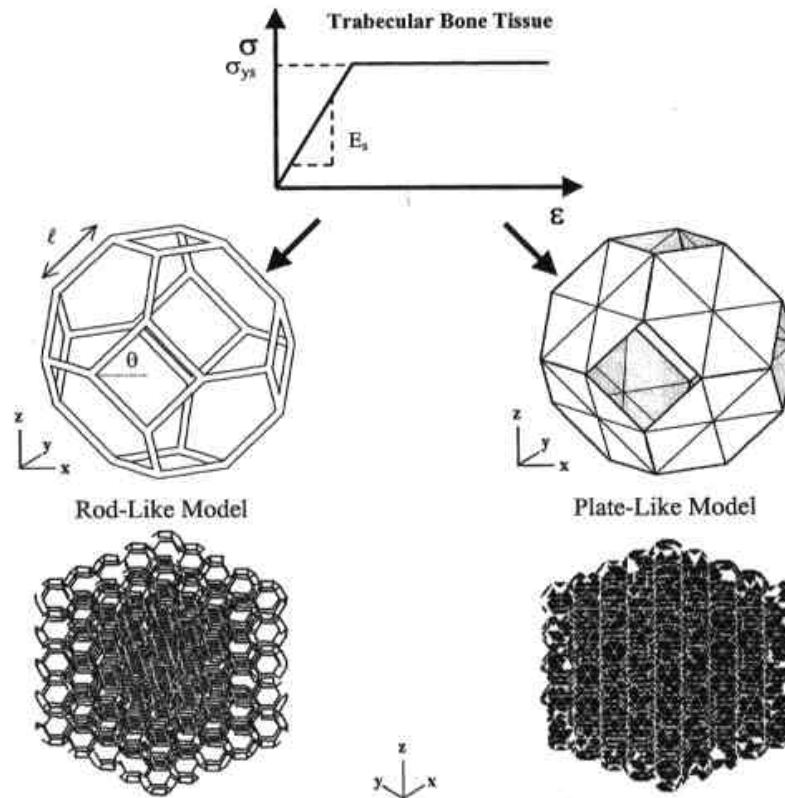


Figure 5.4. Modèle idéalisé d'après Guo et al.[Guo02]

5.4.2. Modèles par éléments finis :

Jensen et al. ont proposé un modèle pour l'os spongieux de vertèbres humaines basé sur une cellule élémentaire constituée d'épaisses colonnes et de plus fines barres horizontales (Figure 5.5a) [Jen90]. Les dimensions caractéristiques de la cellule de base sont définies par le diamètre moyen des travées et l'espacement moyen inter-travées, calculés par histomorphométrie sur les bases d'un modèle poutre (cas de l'os spongieux de vertèbres). La structure réelle de l'os spongieux de vertèbres humaines n'est pas aussi régulière qu'un regroupement de cellules à barres perpendiculaires, ce qui conduit à des phénomènes de flexion associés aux phénomènes de flambage. Afin de rendre le modèle géométriquement moins régulier, les auteurs ont introduit un coefficient de désordre \mathbf{a} compris entre 0 et 1, définissant un niveau de modulation des longueurs de barres sélectionnées aléatoirement. Par comparaison visuelle du modèle obtenu et du réseau trabéculaire réel, leurs auteurs ont convenu qu'une valeur du coefficient \mathbf{a} autour de 0.6 permet de reproduire au mieux la réalité (Figure 5.5b).

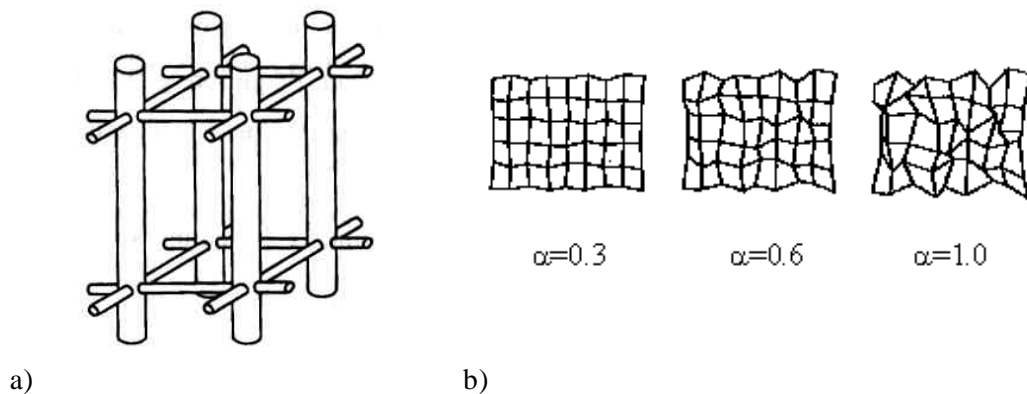


Figure 5.5. Modèle de l'os spongieux de vertèbre humaine , par Jensen et al. [Jen90]

a) Cellule élémentaire, b) Réseaux de cellules du modèle d'os spongieux.

Le module élastique apparent de la structure en compression est calculé en 2D dans deux directions par éléments finis en considérant le module d'Young du tissu trabéculaire égal à 11.3 GPa. Puis, compte tenu des valeurs élevées des modules élastiques apparents obtenus, le module d'Young du tissu trabéculaire est choisi à 3.8 GPa.

Beaupré et al. [Bea85] ont proposé un modèle pour l'os spongieux comportant des cellules élémentaires cubiques présentant une cavité sphérique en leur centre, de diamètre tel que la cellule de base est ouverte. Les réponses de ce modèle ont été étudiées en compression et en cisaillement. Compte tenu de la symétrie cubique du modèle, seulement 1/8 de la cellule de base est modélisé. Le module d'élasticité du tissu trabéculaire est choisi égal à 13.1 GPa. Cependant, les possibilités de représenter des structures trabéculaires réelles par ce modèle sont limitées (BV/TV=20% pour le modèle étudié).

Silva et Gibson ont utilisé un modèle 2D pour l'os spongieux de vertèbre humaine analogue au modèle 3D de Jensen [Sil97]. Il est constitué de cellules formées de poutres réparties suivant un diagramme de Voronoi aléatoirement perturbé (partition de l'espace en cellules). Les nombres et épaisseurs moyennes des travées verticales déterminés par histomorphométrie sont intégrés dans la géométrie du modèle. Le comportement en compression du modèle est calculé par éléments finis en considérant une loi de comportement élastoplastique parfaite pour le tissu trabéculaire. L'influence de différents mécanismes de la perte osseuse sur les propriétés mécaniques est évaluée : diminution du nombre de travées ou diminution de l'épaisseur des travées.

Walter et al. ont aussi modélisé l'os spongieux par une structure constituée de cellules élémentaires parallépipédiques ouvertes et constituées de poutres [Wal96][Wal98]. La géométrie du modèle est définie par de nombreux paramètres : longueurs des côtés des cellules élémentaires, épaisseurs variables des poutres représentant les travées, inclinaison des cellules élémentaires par rapport à la direction longitudinale, irrégularités aléatoires dans la position des connections. De plus, des plaques peuvent être aléatoirement ajoutées au modèle de type barres afin

de modéliser des structures d'os spongieux de densités supérieures (Figure 5.6a). La construction du modèle est basée sur les paramètres architecturaux (BV/TV, épaisseur moyenne des travées (TbTh) et distance moyenne inter-travées (TbSp)), évalués à partir d'images tomographiques ou de coupes histologiques de structures d'os spongieux. La géométrie de ce modèle, inspirée des travaux de Jensen et al., est largement modulable et permet de représenter une large gamme de structure d'os spongieux (Figure 5.6b).

Un calcul élastoplastique par éléments finis permet de déterminer le module élastique apparent et la contrainte ultime de la structure en compression dans trois directions. Pour cela, les auteurs font l'hypothèse d'un comportement plastique parfait du tissu trabéculaire, avec un module d'élasticité de 1.5 GPa et une limite élastique de 20 MPa [Wal98].

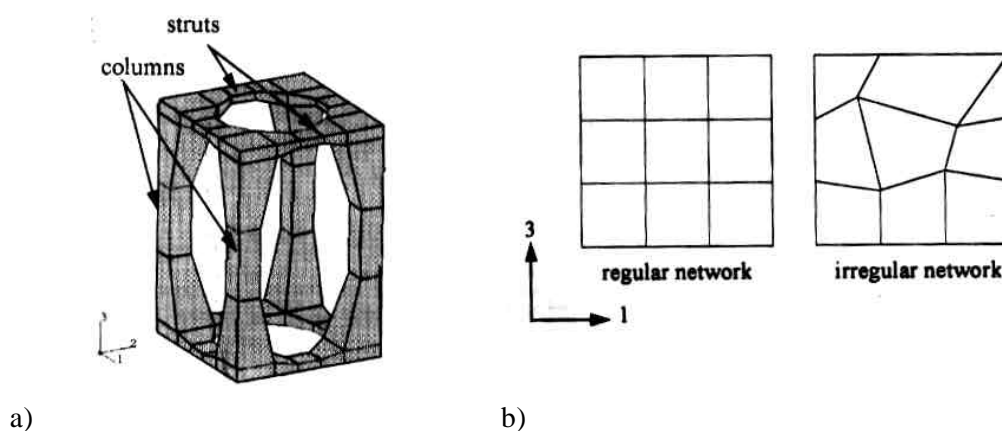


Figure 5.6. Modèle proposé par Walter et al. [Wal98]

a) Cellule élémentaire du modèle d'os spongieux, b) Réseaux de cellules du modèle d'os spongieux

Afin de modéliser de larges zones d'os spongieux tout en connaissant les niveaux de contraintes à l'échelle des travées et en limitant le nombre d'éléments finis, Hollister et al ont mis au point une méthode d'homogénéisation [Hol01]. Cette technique utilise le modèle par éléments finis d'une cellule de base appelée « Volume Élémentaire Représentatif » pour simuler numériquement le comportement d'une large zone constituée d'un grand nombre de ces cellules élémentaires en calculant les contraintes et déformations à l'échelle locale des travées. Dans un premier temps, les modèles de la structure trabéculaire sont des cellules élémentaires de géométrie simple : cellule cubique fermée à cavité cubique, cellule cubique à cavité sphérique ou cellule ouverte à barres. La géométrie de ces cellules de base est définie par les paramètres structuraux mesurés à partir d'images tomographiques : BV/TV, BS/TV et MIL1/MIL2. Cependant, l'étude menée par Hollister a montré, entre autres, que pour des paramètres structuraux constants, l'utilisation d'une cellule élémentaire à barres ou d'une cellule à cavité sphérique donne des contraintes maximales différentes, dans un rapport de 1 à 10. Ceci montre la difficulté de choisir une structure idéale pour le réseau trabéculaire.

5.5. Modélisation de structures réelles.

La modélisation par Eléments Finis des structures réelles d'os spongieux a évolué avec l'augmentation des moyens d'imagerie et de reconstruction géométrique. De plus, les moyens de calculs actuels permettent de traiter de plus grands nombres d'équations, de plus grands volumes représentatifs avec une meilleure résolution.

5.5.1. Reconstructions par méthodes optiques et modèles 2D.

Dans la littérature, les modèles 2D, développés pour le calcul par éléments finis du comportement de l'os spongieux, ont une géométrie identique à la structure de l'os spongieux [Wil82] ou bien sont des modèles de géométrie idéalisée [Guo94], parfois adaptée à la géométrie réelle par l'intermédiaire de paramètres de structure [Si197]. Cependant, quel que soit le niveau de réalisme dans la géométrie du modèle, la modélisation 2D d'une structure alvéolaire telle que l'os spongieux utilise l'hypothèse d'une structure identique dans la direction normale au plan modélisé. Dans le cas de l'os spongieux, cela revient à considérer des structures de type plaque.

William et Lewis ont obtenu les images des 6 faces de cubes d'os spongieux de tibia humain à l'aide d'un microscope [Wil82]. Un modèle 2D d'éléments finis est composé d'éléments quadrangles dont la répartition vérifie exactement celle du tissu trabéculaire sur la surface imagée. Des éléments formant des travées supplémentaires peuvent être ajoutés afin de simuler l'effet des travées situées en profondeur. Le calcul du comportement de la structure est réalisé en déformations planes et une méthode inverse permet d'obtenir un module d'élasticité du tissu trabéculaire.

Une méthode inverse a également été utilisée par Mente et Lewis pour évaluer le module d'élasticité du tissu trabéculaire à partir d'essais de flexion sur travées isolées [Men89]. La reconstruction géométrique des travées testées est réalisée après leur inclusion dans une résine. Un polissage permet d'atteindre différentes sections de la travée incluse et leurs images photographiques sont discrétisées. La discrétisation des différentes sections permet de reconstruire un modèle 3D de la travée. Cette méthode étant destructive, l'essai de flexion doit être réalisé avant la reconstruction et ne pas endommager la travée de façon irréversible.

L'étude menée par Guo et al. est la simulation du comportement en fatigue d'une structure d'os spongieux, idéalisée et représentée en 2D par une structure en nid d'abeille [Guo94]. La simulation du comportement linéaire des poutres formant la structure, associée à un critère de rupture de celles-ci, permet de calculer le module d'élasticité de la structure sous chargement cyclique de compression. L'endommagement au cours du temps, calculé par une loi de Paris, est traduit par la suppression des poutres rompues. Cette étude montre l'intérêt de l'utilisation d'éléments poutres et d'un calcul linéaire pour réaliser une simulation rapide et simple du comportement linéaire d'une structure de type spongieuse et pour modéliser son endommagement. Cependant, cette modélisation utilise une structure très

idéalisée (nid d'abeille) pour représenter la structure de l'os spongieux, variable selon le site et le sujet.

Une autre méthode de simulation impliquant des modèles en réseaux de poutres ou barres est utilisée par les chercheurs pour l'évaluation du comportement élastique et de l'endommagement du béton. Un réseau carré [Her89] ou triangulé [Sch92] [Van93][Sch96] de poutres forme le modèle de la structure du béton et le comportement en traction de cette structure est simulé numériquement. De la même façon que Guo et al. l'ont réalisé pour une structure d'os spongieux, les auteurs utilisent un critère de rupture des poutres et leur suppression, pour simuler l'apparition et la propagation de fissures dans le béton. L'hétérogénéité de la structure du béton peut être introduite dans ces modèles de géométrie régulière de 2 manières. Une distribution aléatoire (ou suivant une loi normale) des propriétés élastiques et de rupture peut être appliquée au réseau régulier de poutres [Her89]. L'autre méthode consiste à générer une structure à grains pour représenter le béton [Sch92]. Dans ce cas, le réseau de poutres est superposé à cette structure et les propriétés des poutres sont définies par leur appartenance à la matrice, aux grains ou bien à l'interface grain/matrice du béton.

Bruyère et al. [Bru00] ont développé un modèle en treillis de barres basé sur des coupes histomorphométriques binarisées appliqué à l'os spongieux de vertèbres de brebis. Des maquettes ont également été réalisées en polyuréthane (os) et silicone (moelle) afin de tester le comportement de la structure en compression. Pour la simulation, le module d'Young du tissu trabéculaire a été choisi arbitrairement égal à 5000 MPa et le rapport Eos/Emoelle a été déterminé de façon à optimiser la relation entre paramètre calculé et module d'élasticité mesuré. La simulation de la compression du treillis de barre étant réalisée dans la direction longitudinale des structures spongieuses, la loi de composition des modules affectés aux barres est la loi de Voigt. Les barres situées à l'interface entre deux matériaux sont affectées d'un module d'élasticité calculé par une loi de mélange de Reuss ou de Voigt, suivant que la structure peut être assimilée à un assemblage de raideurs en série ou en parallèle.

Pour un assemblage de raideurs en parallèle, la loi de Voigt conduit à:

$$E = V_1 E_1 + V_2 E_2, \text{ avec } V_1 + V_2 = 1 \quad (5.9)$$

Avec :

E : Module d'élasticité de l'ensemble,

V_i et E_i : *resp.* Fraction volumique et Module d'élasticité du composant i.

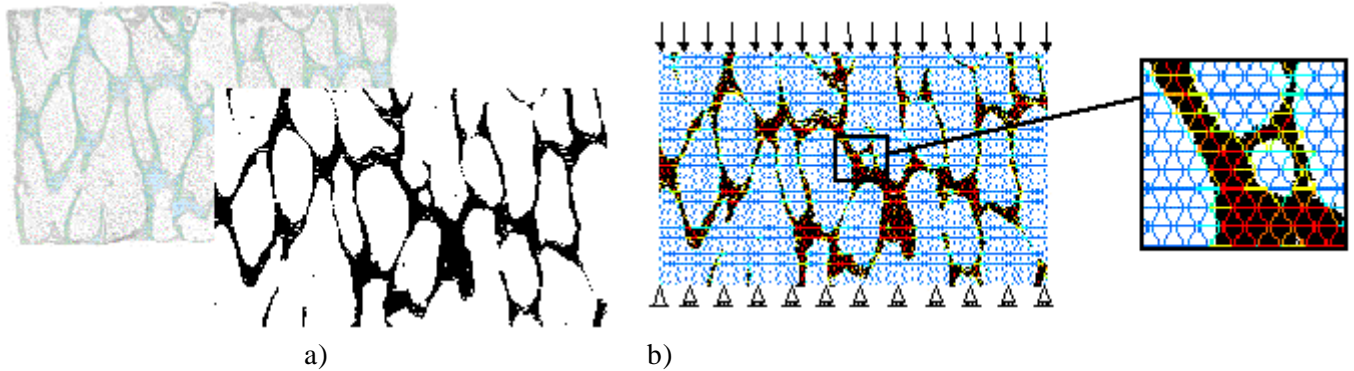


Figure 5.7. Coupe de vertèbre de brebis âgée, d'après Bruyère et al. [Bru00]

a) Images couleur et binaire d'une coupe histologique, b) Modèle en treillis de barres appliqué à l'os spongieux de vertèbres de brebis âgée

Ces auteurs ont trouvé des corrélations significatives entre les propriétés de compression (Module d'Young et Contrainte maximale) mesurées et le paramètre élastique calculé. L'estimation des propriétés de compression d'une structure spongieuse de type «plaque» peut alors être faite en utilisant une technique basée sur des coupes histologiques.

Ces mêmes auteurs ont reconstruit un modèle de travées osseuses de tête fémorale humaine [Bat99] [Bru00] afin de simuler un essai de flexion de type poutre-console. Les images numériques de deux profils orthogonaux de la travée ont permis de reconstruire son modèle par éléments finis (taille des éléments égale à 110 μm), la section de la travée dans sa partie collée étant supposée constante (Figure 5.8.).

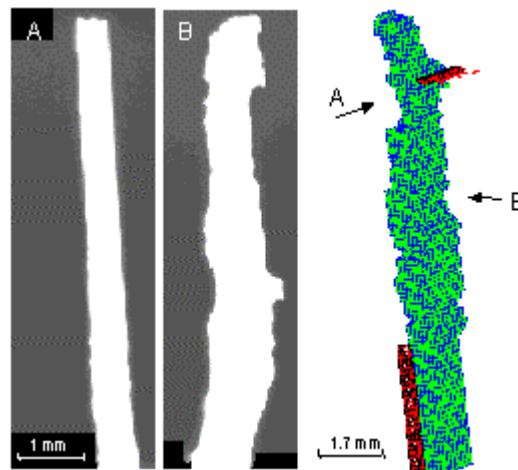


Figure 5.8. Reconstruction d'un modèle par éléments finis de travée à partir de 2 profils orthogonaux. [Bat99] [Bru00].

Les essais ont été effectués sur travées sèches ou hydratées. Bruyère et al. ont montré une différence statistiquement significative ($p=0.0051$, tests de Wilcoxon) sur les modules d'Young mesurés dans les deux cas [Bru00]. Par méthode inverse, ils ont pu obtenir une estimation des propriétés élastiques d'une travée.

5.5.2. Reconstructions à partir d'images tomographiques et modèles 3D.

Ces dernières années, des modèles par éléments finis 3D de l'os spongieux ont été construits de façon automatisée à partir de géométries réelles. En effet, l'évolution des méthodes d'imagerie de l'os permet de relever la géométrie 3D de l'os spongieux avec une résolution suffisante pour distinguer précisément les travées (jusqu'à 10 μm en microtomographie sur os spongieux et jusqu'à 2 μm sur travée) et l'évolution des moyens numériques vers des machines de très forte capacité permet actuellement de traiter par éléments finis des problèmes comprenant un grand nombre de degrés de liberté [Van98] [Ulr98] [Van99] [Ulr99].

Les modèles d'échantillons d'os spongieux sont généralement construits à partir d'images tomographiques, de résolution inférieure ou égale à 40 μm . Les éléments utilisés peuvent être des hexaèdres à 8 nœuds (que nous appellerons « briques »), directement créés à partir des voxels de l'image ou bien des tétraèdres à 4 ou 10 nœuds pour lesquels un traitement de l'image tomographique plus sophistiqué est nécessaire. Une nouvelle méthode de modélisation utilisant la squelettisation d'images tomographiques ou IRM, a été utilisée dans notre étude. Ces images permettent d'obtenir, quant à elles, des modèles constitués d'éléments poutres, obtenues à partir des voxels de l'image (cf Chapitre 8).

Les chercheurs bénéficiant de moyens numériques suffisants (CRAY par exemple) simulent le comportement global de l'os spongieux en reconstruisant des modèles de taille représentative de la structure trabéculaire ($10 \times 10 \times 10 \text{ mm}^3$ [Van98]). Ces modèles peuvent être intégrés dans une méthode inverse pour la détermination des propriétés élastiques du tissu trabéculaire [Van95] [Van96]. Dans d'autres cas, les propriétés du tissu trabéculaire sont choisies à partir de l'intervalle des valeurs de la littérature [Ulr99].

Malgré leur limites, nous pensons que des modèles de taille plus modestes (6.6^3 mm^3) peuvent aussi permettre une analyse locale du comportement des travées sous différentes sollicitations de l'os spongieux.

5.5.2.1. Modélisation par éléments hexaédriques (briques)

En 1992, Fyhrie et al. présentaient une modélisation par éléments finis de l'os spongieux de vertèbre humaine réalisée à partir d'images tomographiques de résolution 50 μm [Fyh92]. Chaque voxel est remplacé par une brique à 8 nœuds et le volume apparent d'os spongieux modélisé représente un cube de 1.75 mm de côté. Les propriétés du tissu trabéculaire, utilisées pour la simulation d'une sollicitation en compression, sont un module d'Young de 5 GPa et un coefficient de Poisson de 0.3.

Hollister et al. ont amélioré leur technique d'homogénéisation en choisissant comme cellule élémentaire la structure réelle d'un volume cubique d'os spongieux de 1 mm de côté. De même que Fyhrie et al., les auteurs utilisent des images tomographiques de résolution de 50 μm et un module d'Young du tissu trabéculaire

égal à 5 GPa, associé à un coefficient de Poisson égal à 0.3. Les propriétés affectées aux voxels représentant la moelle sont un module d'Young de 500 MPa et un coefficient de Poisson nul. La technique d'homogénéisation permet ainsi d'obtenir à la fois le comportement global d'une large zone d'os spongieux constitué d'un amas de cellules élémentaires et les contraintes et déformations des travées qui constituent la zone modélisée. Cette étude a montré que les contraintes obtenues dans les travées peuvent atteindre 200 à 300 fois les contraintes globales imposées au tissu spongieux ($\sigma_{\text{global}} = 1.03 \text{ MPa}$; $\sigma_{\text{local max}} = 350 \text{ MPa}$). Les valeurs maximales atteintes semblent donc dépasser la limite élastique du tissu trabéculaires qui n'est certainement pas supérieure à celle de l'acier (240 MPa), ce qui indiquerait l'apparition de micro-fissures ou tout au moins la rupture de la travée. Cependant, peu de données sur la résistance trabéculaire sont disponibles.

Depuis 1996, l'équipe de Van Rietbergen utilise des images tomographiques de résolution allant de 20 à 70 μm pour construire des modèles d'échantillons cubiques d'os spongieux de volume situé entre 4³ et 6³ mm³. Précédemment, Van Rietbergen et al. [Van95] ont proposé des modèles d'échantillons cubiques d'os spongieux de tibia de résolution 40 μm , obtenus par une technique de reconstruction optique, et ont utilisé une méthode inverse afin de déterminer le module d'élasticité du tissu trabéculaire. Cette étude a montré que la taille des éléments a peu d'influence sur la raideur globale de l'échantillon dans la mesure où le réseau trabéculaire est bien représenté par la discrétisation en éléments finis.

Van Rietbergen et al. [Van96] ont modélisé des échantillons de vertèbres de baleine à partir d'images tomographiques, utilisant des éléments de taille 80 μm , afin de déterminer l'ensemble des propriétés élastiques de ces échantillons et leurs directions d'orthotropie. Cette technique a aussi été employée pour déterminer l'anisotropie élastique d'échantillons d'os spongieux de têtes fémorales humaines [Ulr98b].

Ladd et al. [Lad98b] ont modélisé cinq cubes de 8 mm de coté avec une résolution de 23.4 μm . Les volumes imagés ont été analysés afin d'éviter les régions non connectées. Le nombre d'éléments maximal nécessaire est de 40 001 688 pour de tels volumes. Par méthode inverse dans les trois directions d'orthotropie, les résultats ont donné une valeur du module d'Young trabéculaire moyen de 6.6 GPa.

Les travaux utilisant ces modèles de géométrie réelle, obtenus à partir d'images tomographiques de haute résolution, s'orientent actuellement vers la modélisation du comportement de l'os spongieux au-delà de sa limite élastique et vers la modélisation complète d'extrémités d'os longs. En effet, Van Rietbergen et al. ont proposé l'évaluation numérique de la contrainte maximale en compression d'échantillons d'os spongieux de têtes fémorales humaines [Van98]. La loi de comportement utilisée pour le tissu trabéculaire est une loi de plasticité parfaite avec une limite élastique de 210 MPa. Plus récemment, ces auteurs ont proposé la modélisation complète de l'extrémité proximale d'un fémur de chien [Van99]. Le modèle de 7.6 millions d'éléments de dimension 70 μm est construit à partir d'une image tomographique 3D de résolution initiale 14 μm . Le module d'Young affecté

à l'os cortical et au tissu trabéculaire est 15 GPa et la simulation numérique du comportement élastique de l'extrémité du fémur sous sollicitations observées *in vivo* lors de la marche est calculée en 30 heures sur un CRAY C90 (Figure 5.9).

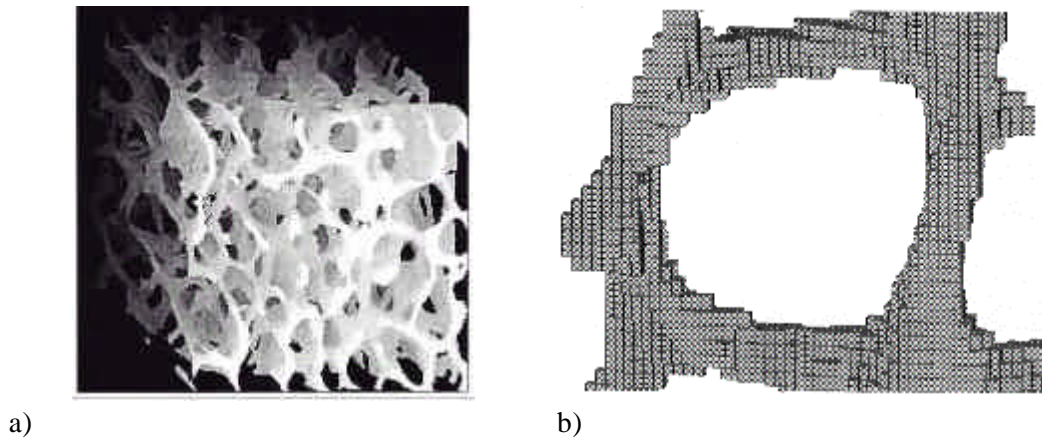


Figure 5.9. Echantillon cubique d'os spongieux humain de tibia, d'après Van Rietbergen et al. [Van95].

a) Reconstruction 3D, b) Détail du modèle par éléments finis, résolution 40µm

Parallèlement aux travaux utilisant des images tomographiques de haute résolution réalisées *in vitro*, des études ont été menées sur des images 3D d'os spongieux, obtenues ou pouvant être obtenues *in vivo* sur des sites périphériques, et dont la résolution permet de distinguer les travées osseuses. Dans un premier temps, Muller et al. ont réalisé une reconstruction tomographique de l'extrémité d'un radius excisé et ont construit par éléments finis un volume de $3.6 \times 3.4 \times 3.4 \text{ mm}^3$ [Mul95]. Plus récemment, Ulrich et al. ont réalisé des modèles par éléments finis complets de l'extrémité du radius à partir d'images tomographiques 3D de résolution 165 µm, réalisées *in vivo* [Ulr98a] [Ulr98b]. La simulation numérique du comportement mécanique de ce site et l'analyse des contraintes engendrées pourraient permettre une estimation directe du risque fracturaire. Cependant, le modèle par éléments finis de l'extrémité du radius et des os de main environnants étant constitué d'environ 1.4 millions d'éléments [Ulr98b] (Figure 5.10), la taille du problème est du même ordre que celle du modèle de fémur de chien proposé par Van Rietbergen et le calcul de son comportement mécanique nécessite également près de 30 heures de calcul sur un CRAY J90.

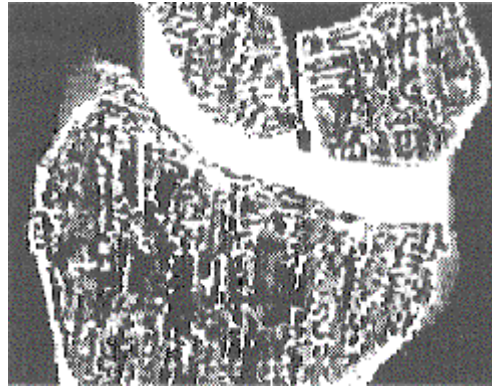


Figure 5.10. Modèle par EF de l'extrémité d'un radius [Ulr98b]

5.5.2.2. Modélisation par éléments tétraédriques

A faible résolution et faible VTO (volume trabéculaire osseux), les éléments brique discrétisent assez mal le réseau trabéculaire. La modélisation par des éléments tétraédriques permet de lisser les surfaces et donc d'éviter une représentation des travées en "marche d'escalier". Cette modélisation est basée sur un algorithme appelé « Marching Cube Algorithme ». Cette méthode a été développée en 1995 par Müller et al. [Mul95] (Figure 5.11). L'avantage de cette méthode est qu'elle permet d'envisager une modélisation réaliste à partir d'une image de faible résolution. L'inconvénient est qu'elle génère beaucoup plus d'éléments que la précédente (environ 15 fois plus).

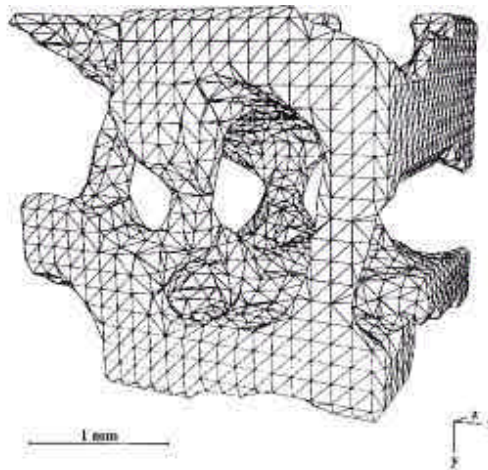


Figure 5.11. Modèle par EF d'un échantillon d'os spongieux de radius, d'après Muller et al. [Mul95]

Sur ce principe d'éléments tétraédriques, Ulrich et al. [Ulr98c] ont ainsi modélisé des cubes de 4 mm de coté avec une résolution de 84 et 128 μm (Figure 5.12).

Les conclusions de cette étude sont que la méthode de maillage par éléments tétraédriques permet de modéliser des connexions trabéculaires qui sont plus fines que la taille de voxel de l'image. Cependant, ici encore, les résultats de ces modèles dé-

pendent fortement de la morphologie de l'os, en particulier de son épaisseur trabéculaire.

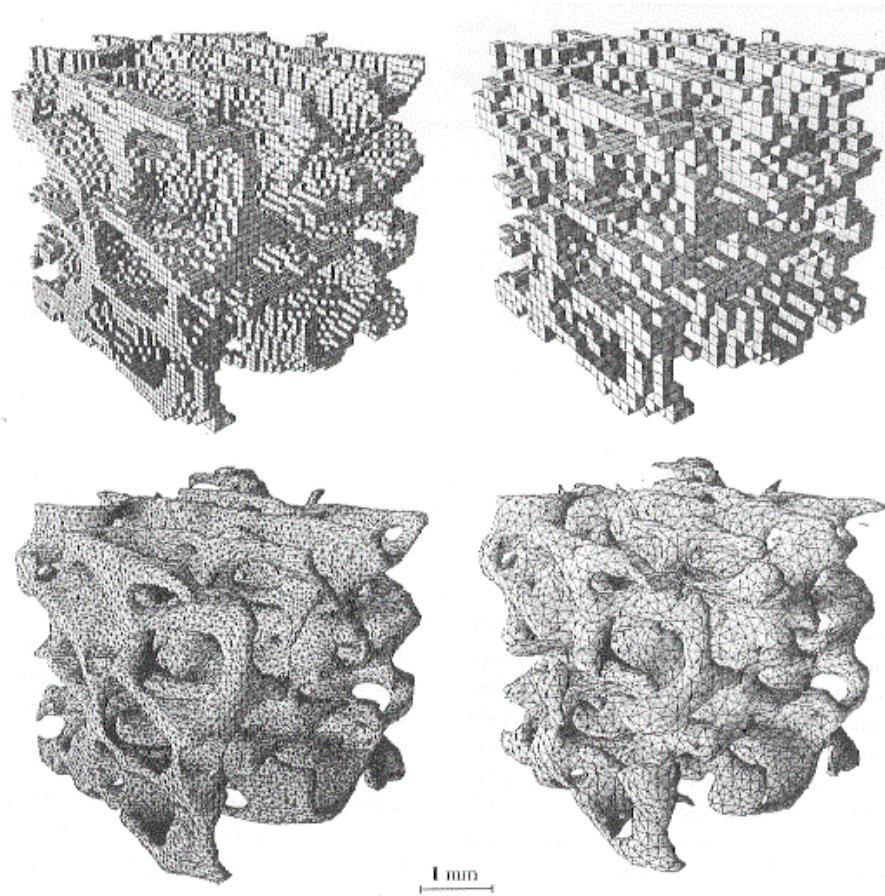


Figure 5.12. Modèles par EF d'une tête fémorale créée par voxels de résolution 84 mm (gauche) et 168 mm (droite) en utilisant soit des éléments briques (en haut) soit des éléments tétraédriques (en bas) [Ulr98c].

5.5.2.3. Modèles squelettisés

Cette partie retrace les différentes méthodes de squelettisation appliquées au réseau trabéculaire. Il s'agit pour la plupart de méthodes ayant pour but d'aboutir à des modèles par éléments finis permettant, pour certaines, la détermination de paramètres tels que le VTO, le TbTh ou encore le TbSp et pour d'autres, l'estimation des propriétés d'élasticité et d'anisotropie des échantillons étudiés.

Squelettisation à partir de modèles brique

Ta-Chi Lee et al. ont d'abord réalisé un algorithme efficace d'amincissement parallèle en 3D afin d'extraire à la fois les surfaces médiales et les axes médiaux d'un objet 3D (donné par son image 3D binarisée), ceci en prenant en compte des conditions topologiques et géométriques [Lee94].

Zhou Y. et Toga A.W. ont développé un algorithme performant de squelettisation à partir d'images IRM et tomographiées d'objets 3D, dont le réseau trabéculaire. Ils ont, dans un premier temps, généré un squelette basé sur les 18-connexités (séquence de voxels "intérieurs" dont tous les coins sont noirs, connectés par une arête commune) et les lignes de centre d'un volume binarisé [Zho98]. Ils ont ainsi utilisé une méthode de distance minimale entre les voxels "limites" (qui comportent à la fois des coins noirs et blancs) et les voxels "intérieurs". Le squelette est alors un groupe d'ensembles de voxels adjacents reliés par la méthode de "Local Maximum Paths" (Figure 5.13)

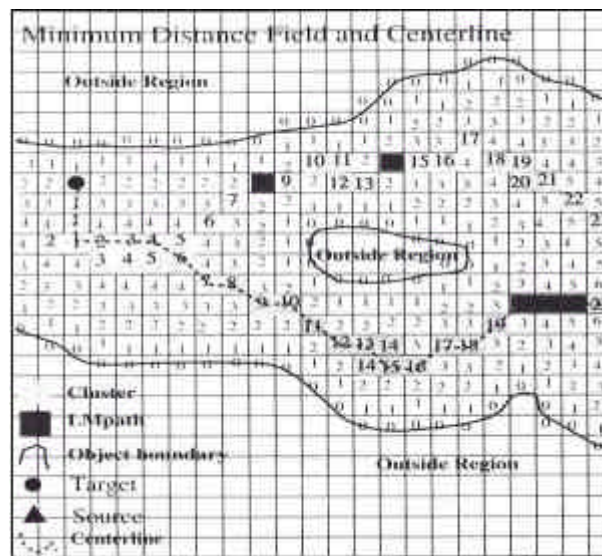


Figure 5.13. Codage des voxels pour la génération des lignes de centre [Zho98]

Par la suite, ils ont amélioré leur technique de squelettisation en développant un algorithme permettant d'obtenir des squelettes qui sont représentés comme des lignes de centres connectées, qui sont l'ensemble de points médiaux consécutifs (trajectoire des voxels) [Zho99].

Pothaud a réalisé une squelettisation par amincissement à partir d'images IRM [Pot00a] [Pot02]. Pour ceci, il a défini des connexités (26-connexité : voxel à 26 pixels voisins se composant de 6-connexité : voxel à 6 voisins par une face commune, 12-connexité : voxel à 12 voisins par une arête commune ou 8-connexité : voxel à 8 voisins par un sommet commun) ainsi que des chemins et composantes connexes. Il s'agit du nombre de voisins de chaque voxel et de la trajectoire entre eux. Un algorithme séquentiel d'amincissement a été utilisé pour la squelettisation, tenant compte de certaines contraintes topologiques et morphologiques (Figure 5.14). Cet amincissement est effectué de façon isotrope.

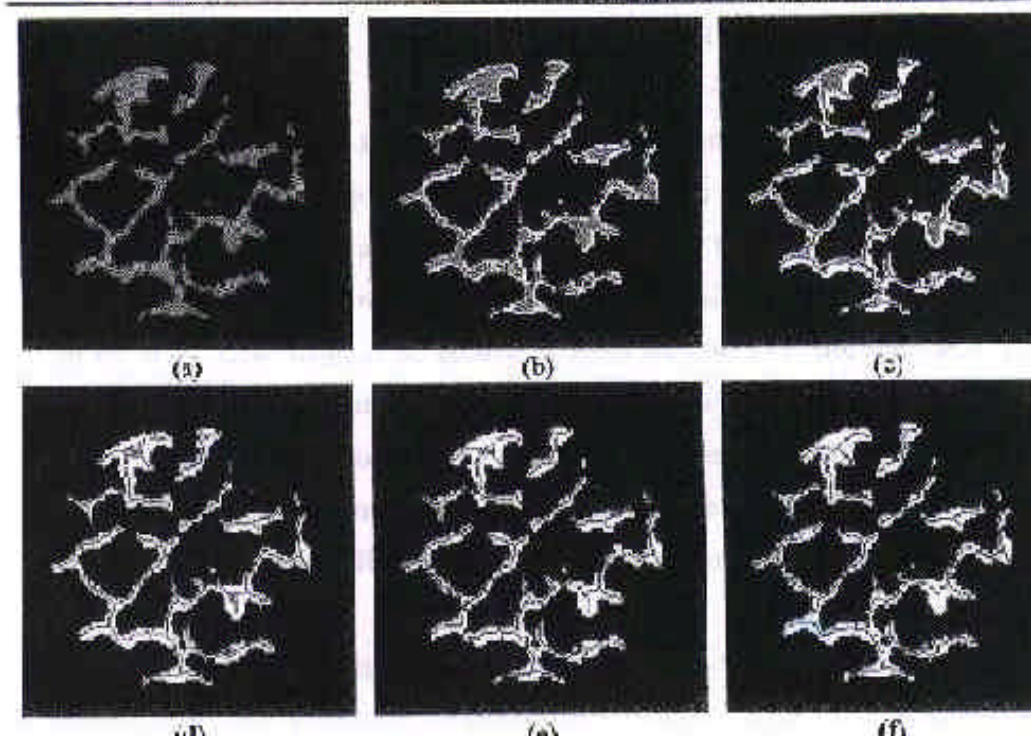


Figure 5.14. Squelettisation par amincissement appliquée à une image 2D [Pot00a]

a) image initiale jusqu'à f) squelettisation de l'image

Cette image squelettisée a ensuite été traitée afin d'obtenir une modélisation du squelette discret en termes de sommets et de branches. Pour ceci, des règles de regroupement de pixels et de boucles artificielles ont été définies pour détecter les agencements irréductibles de pixels (un regroupement égal à un point, unique ou multiple, Figure 5.15).

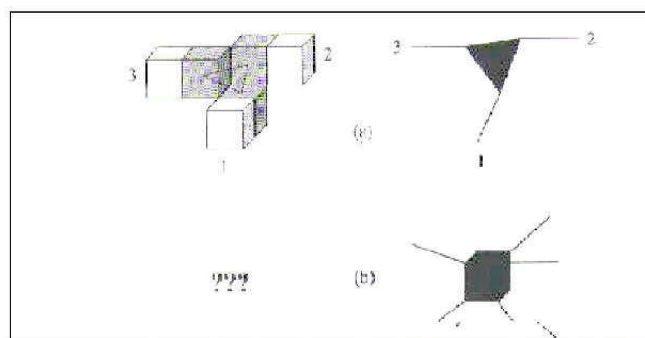


Figure 5.15. Configurations irréductibles de pixels. [Pot00a]

Ces différents points obtenus (uniques ou multiples) sont ensuite classés pour définir leur appartenance : sommet ou branche. Il est alors possible de dénombrer les sommets et les branches. Les branches sont alors numérotées, ce qui per-

met la reconstruction des travées osseuses (une travée correspond à un élément). Enfin, ce sont les sommets qui sont numérotés (qui correspondent aux nœuds).

Ceci conduit à la réalisation d'un squelette filaire (Figure 5.16), utilisable pour une modélisation par éléments finis en poutres où chaque élément a ses propres propriétés géométriques (longueur, volume, section).

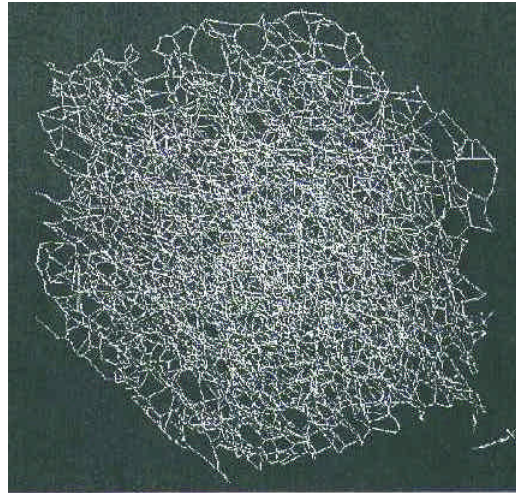


Figure 5.16. Cube d'os spongieux squelettisé. (maillage poutres) [Cha01]

Wenjie Xie propose une méthode équivalente de squelettisation, non pas pour créer un modèle par éléments finis, mais pour déterminer l'orientation de chaque branche après une phase de lissage [Xie00] (Figure 5.17).

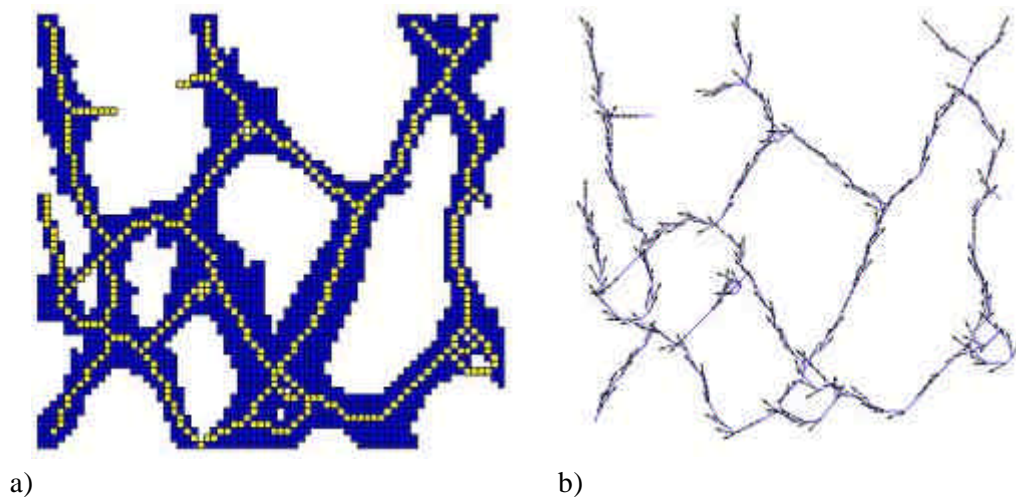


Figure 5.17. Squelettisation selon [Xie00]

a) squelettisation à partir des voxels, b) orientation du squelette filaire.

Guo et al. ont développé un modèle idéalisé et travaillent actuellement directement sur les images tomographiées afin d'obtenir un modèle réduit constitué de barres et de plaques (Figure 5.18). Ceci constitue des pistes d'avenir.

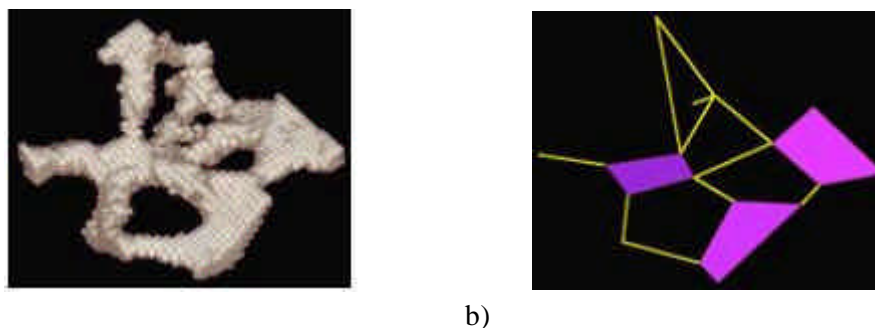


Figure 5.18. Modèle réduit [Guo02]

a) maillage brique basé sur les voxels, b) modèle réduit avec barres et plaques.

Peyrin et al utilisent une technique de squelettisation en se basant directement sur les images tomographiées à $10\ \mu\text{m}$ à l'ESRF de Grenoble. Cette méthode est calquée sur l'algorithme développé par Lee et al. [Lee94]. Dans un premier temps, le volume osseux est imagé à très haute résolution ($10\ \mu\text{m}$) puis cette image 3D est amincie en utilisant un amincissement isotropique : les points appartenant à des surfaces et satisfaisant certaines conditions géométriques et topologiques sont éliminés de façon itérative, jusqu'à l'apparition d'un fin squelette [Pey00]. Peyrin et al utilisant les paramètres morphologiques. Cette technique est particulièrement bien adaptée pour des structures initialement très filaires car les branches cylindriques sont représentées par leur axe central (Figure 5.19). Bien que cette méthode laisse apparaître des branches parasites, certainement dues aux irrégularités de surfaces, son application fournit des squelettes presque idéaux (ex : corrélation entre les paramètres de connectivité et la résistance de l'os).

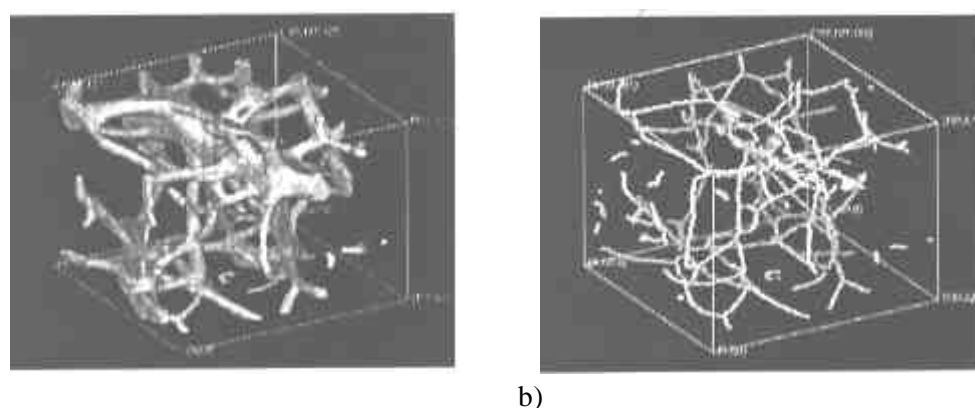


Figure 5.19. Squelettisation, d'après Peyrin et al [Pey00]

a) Volume filaire d'os spongieux (à faible vto), b) Squelette 3D de ce volume.

Résultats obtenus avec les modèles squelettisés

Les travaux de Pothuau et al ont permis de caractériser la micro architecture de l'os en utilisant l'analyse d'images 3D [Pot00]. A partir d'images IRM de résolution 78 μm , la porosité et le MIL (Mean Intercept Length) ont été calculés et ont permis de déterminer les paramètres morphologiques, notamment TbTh évalué à 0.135mm et TbSp calculé à 0.49mm [Pot99]. Il a ainsi prouvé la puissance de la méthode de squelettisation développée auparavant [Pot00b] [Pot02].

Charlot et al., au côté de Van Rietbergen, ont par la suite utilisé le modèle complexe réalisé par Pothuau pour caractériser 6 échantillons (compression sur cubes) d'os spongieux humain et comparer les résultats avec ceux obtenus avec des modèles classiques en briques [Cha01]. Des éléments poutres ont été choisis avec une section circulaire variable. Le module d'Young trabéculaire est initialement choisi à 10 GPa et le coefficient de Poisson à 0,3. Deux conditions limites ont été testées lors de la compression des cubes : sans frottement et avec frottement. Le cas avec frottement est choisi pour des raisons de temps de calcul et les résultats (modules d'Young trabéculaires) sont très bien corrélés avec ceux obtenus avec un modèle en briques ($R^2=0.89$). Les modèles en briques à très haute résolution développés par Van Rietbergen donnant des résultats cohérents quelle que soit la densité des échantillons, l'intérêt de la squelettisation se trouve ici dans la diminution du temps de calcul.

5.5.2.4. Modèles élasto-plastiques

Récemment, quelques essais ont été réalisés afin de modéliser la rupture de l'échantillon lors de son chargement. La loi de comportement choisie est celle d'un matériau parfaitement élasto-plastique. En 1998, Van Rietbergen et al. ont reconstruits un échantillon cubique de 10 mm de coté avec une résolution de 70 μm . Les caractéristiques appliquées au matériau sont un module d'Young de 8 000 MPa et une limite élastique de 210 MPa. Ils ont ainsi retrouvé sensiblement la limite en compression de l'échantillon. Seule la déformation à la charge de ruine maximale ne correspond pas. A noter toutefois, que le module d'Young et la limite élastique sont choisis arbitrairement, sans confrontation avec une étude expérimentale.

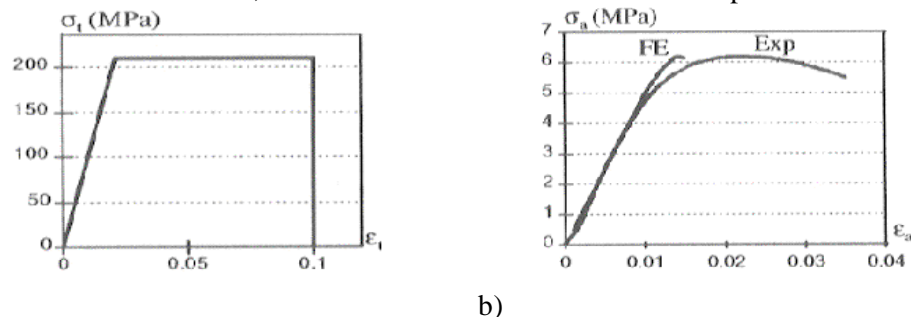


Figure 5.20. Modèle mathématique du tissu trabéculaire selon Van Rietbergen [Van98]

- a) Comportement parfaitement élasto-plastique b) courbe contrainte/déformation mesurée expérimentalement et numériquement.

De même, Bruyère a simulé au Laboratoire de Mécanique des Solides la micro-flexion d'une travée par éléments finis afin de déterminer la limite élastique trabéculaire [Bru00]. Par méthode inverse sur un échantillon, le module d'Young a été calculé à 12.6 GPa et la limite élastique à 82 MPa (Figure 5.21). Cette méthode sera développée au chapitre 6.

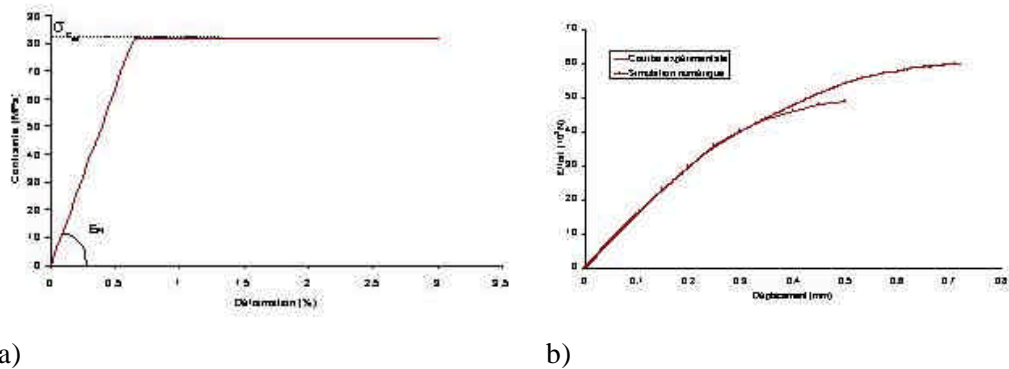


Figure 5.21. Micro-flexion par Bruyère et al. [Bru00]

a) hypothèse de loi de comportement du tissu trabéculaire ($E=12\,600$ MPa; $\sigma_e=82$ MPa), b) comparaison de courbes efforts/déformations numérique et expérimentale.

Par ailleurs, Niebur et al. ont développé et validé un modèle non linéaire (plastique) pour analyser la fracture de l'os trabéculaire [Nie00]. Ils ont ainsi considéré l'os spongieux avec le même domaine de déformations que l'os cortical, en appliquant au modèle un critère bilinéaire et asymétrique en traction/compression. Le module des travées obtenu est de 18.7 ± 3.4 GPa et la limite élastique de 11.2 MPa en traction et de 16.7 MPa en compression.

5.5.2.4. Quantification des erreurs

Ladd et al. et de Niebur et al. [Lad98a] [Nie99] ont cherché lors de récentes études, à déterminer les sources d'erreur engendrées par les reconstructions par modèles éléments finis. Au niveau des conditions aux limites, les études négligent généralement les frottements entre os spongieux et plateaux lors de l'essai de compression, ce qui, pour Ladd et Kinney [Lad99] constitue une source d'erreur non négligeable.

Dans cette dernière étude, les auteurs ont aussi voulu déterminer la résolution maximale d'une image nécessaire pour représenter la travée. Les conclusions indiquent qu'une erreur de moins de 5% est engendrée pour une résolution de 20 μm .

Niebur et al. [Nie99] ont, quant à eux, quantifié les erreurs sur les calculs par éléments finis sur 4 échantillons de vertèbres (2 vertèbres humaines, 2 vertèbres de bovin). Deux types d'erreurs sont à prendre en compte : les erreurs de discrétisation (idéaliisation de la géométrie et combinaison de l'architecture trabécu-

laire et de la taille des éléments utilisés) et les erreurs d'interpolation (champ de déplacement dépendant du type de charge appliqué et de son orientation par rapport à l'axe principal du réseau trabéculaire). Sur leurs essais, Niebur et al. montrent que l'on peut avoir une différence de 20% sur le calcul de l'épaisseur trabéculaire (TbTh) entre un calcul à une résolution de 20 μ m et un autre à 80 μ m. Mais ils montrent également qu'avec une résolution inférieure à 40 μ m, la différence est très faible entre le module de cisaillement calculé par formulation linéaire et formulation incompatible, ie : avec des éléments linéaires et avec des éléments utilisant des modes incompatibles (< 4% à 20 μ m) [Hib94].

Ils ont également analysé le pourcentage d'erreur sur le calcul du module de cisaillement apparent en utilisant une fonction normalisée définie comme étant le rapport de l'épaisseur trabéculaire moyenne divisé par la taille des élément (soit la résolution). Ils ont ainsi montré que l'erreur obtenue pouvait être inférieure à 10% si cette fonction normalisée était supérieure à 4.

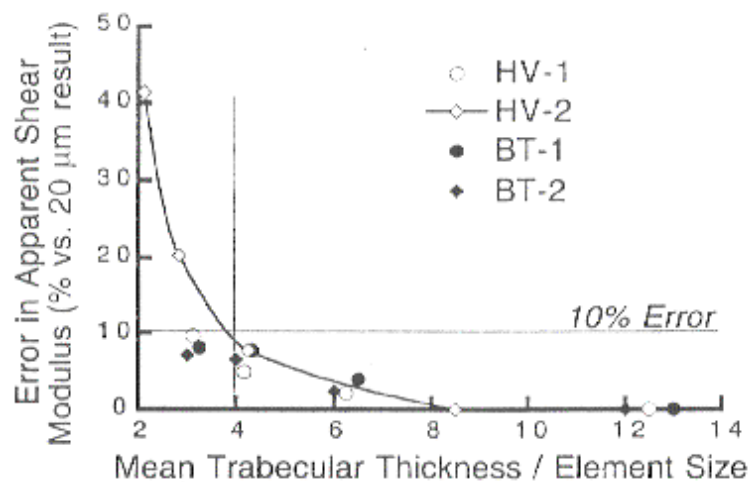


Figure 5.22. Pourcentage d'erreur du module de cisaillement apparent en fonction de la résolution (rapporté au modèle à 20 m m) [Nie99].

Ces études indiquent également que les erreurs commises sont plus importantes pour des mesures à l'échelle des travées qu'à l'échelle globale de l'échantillon.

5.6. Conclusions.

Les modèles analytiques de Gibson ont permis de mettre en évidence les différents modes d'endommagement pour les différents types de structure d'os spongieux et de relier les propriétés mécaniques de ce dernier à la fraction volumique dans les différents cas. Ces relations en puissance servent classiquement de référence pour les valeurs expérimentales [Gib97].

Les modèles idéalisés de l'os spongieux, bien qu'adaptés à la géométrie réelle du réseau trabéculaire par l'intermédiaire de paramètres structuraux histomorphométriques, restent limités dans leur représentativité de l'os spongieux. Ce-

pendant, cette modélisation géométrique simplifiée conduit à des modèles d'éléments finis comprenant relativement peu d'éléments, permettant de réaliser aisément des calculs élastoplastiques. D'autre part, la maîtrise de la géométrie des modèles permet de dissocier les différents paramètres structuraux et d'évaluer leur influence sur le comportement mécanique global.

Les modèles basés sur la géométrie réelle du réseau trabéculaire offrent un outil précieux pour simuler et expliquer le comportement mécanique macroscopique et/ou à l'échelle des travées. Les études utilisant ces modèles ont montré que les contraintes obtenues dans les travées sont très supérieures à celles déterminées à l'échelle macroscopique [Hol94] [Van95], ces valeurs calculées sont à manipuler avec réserve car elles dépendent de lois de comportement assez arbitraires et d'hypothèses très simplificatrices sur le matériau constitutif des travées telles que son homogénéité et son isotropie. Par ailleurs, il a été observé que des sollicitations du réseau trabéculaire en compression conduisent à des sollicitations en flexion, cisaillement et traction des travées [Van95]. Les moyens d'imagerie tomographique à très haute résolution (μ CT) permettent actuellement de réaliser des images de résolution suffisante *in vitro* (jusqu'à 2 μ m) pour distinguer et donc modéliser par éléments finis les travées. La simulation du comportement mécanique des modèles ainsi obtenus et l'introduction d'une loi de comportement élastoplastique du tissu trabéculaire permettraient d'estimer le risque fracturaire sur des sites périphériques.

Cependant, la détermination du comportement élastique de ces modèles nécessitant déjà des moyens de calcul très importants (coût et temps), cette technique ne peut pas être appliquée de façon systématique et doit être considérée seulement comme un outil de recherche fondamentale, avec ses propres limites liées à la complexité des structures étudiées.

PARTIE II

MATERIEL & METHODES

«... Par l'étude...»

CHAPITRE 6

6. MATERIEL ET METHODES

6.1	Introduction	p.135
6.2	Matériel osseux	p.135
	6.2.1. Calcanéums humains	p.135
	6.2.2. Organigramme	p.136
	6.2.3. Conservation et découpe	p.137
6.3	Méthodes cliniques sur calcanéum	p.140
	6.3.1. Caractérisation « <i>ex vivo</i> » sur calcanéum excisé	p.141
	6.3.1.1. Mesure par scanner X Médical	
	6.3.1.2. Mesure par IRM Médical	
	6.3.2. Densité	p.145
	6.3.2.1. Mesure par DXA	
	6.3.2.2. Densités Physiques	
	6.3.3. Caractérisation Ultrasonore	p.147
	6.3.3.1. Mesures cliniques par transmission	
	6.3.4. Degré de minéralisation	p.148
6.4	Caractérisation structurale et architecturale	p.150
	6.4.1. Techniques de caractérisation	p.150
	6.4.1.1. Histomorphométrie	
	6.4.1.2. Microtomographie	
	6.4.1.3. Imagerie par Résonance Magnétique	
	6.4.2. Paramètres structuraux et architecturaux	p.154
	6.4.2.1. Paramètres histomorphométriques	
	6.4.2.2. Mean Intercept Length (MIL)	
	6.4.2.3. Dimension Fractale	
	6.4.2.4. Connectivité	
6.5	Essais mécaniques	p.158
	6.5.1. Essais de compression sur échantillons cubiques d'os spongieux	p.158
	6.5.2. Essai de micro-flexion sur travée osseuse	p.158
	6.5.2.1. Introduction	
	6.5.2.2. Prélèvement des travées	
	6.5.2.3. Construction du modèle géométrique de la travée	
	6.5.2.3.1. Par vision stéréoscopique	p.162
	6.5.2.3.2. Par tomographie X	p.167
	6.5.2.4. Essai de micro-flexion	p.168
	6.5.2.5. Mesures par corrélations d'images	
6.6	Modélisation	p.172
	6.6.1. Modélisation des échantillons cubiques d'os spongieux	p.172
	6.6.1.1. Modélisation 3D Brique	
	6.6.1.2. Validation du modèle 3D Brique	
	6.6.1.3. Limites du modèle 3D Brique	
	6.6.1.4. Modélisation 3D Poutre à partir de Squelettes	p.179
	6.6.2. Modélisation des travées osseuse	p.182
6.7	Méthodes statistiques	p.185
	6.7.1. Statistiques descriptives	p.185
	6.7.2. Normalité de la distribution	p.186
	6.7.3. Tests non paramétriques	p.186

6.7.4. Tests paramétriques	p.187
6.8 Conclusions	p.188

6.1. Introduction

Deux axes principaux de recherche ont été explorés dans ce mémoire portant sur la caractérisation structurale, architecturale et mécanique d'échantillons d'os spongieux de calcanéum humain :

- L'exploitation d'images d'os spongieux a permis de caractériser le tissu osseux par sa structure en 2D et son architecture en 3D. Cette dernière a également permis de modéliser par éléments finis les échantillons traités à partir d'IRM ou de tomographie haute résolution.
- La caractérisation mécanique d'échantillons d'os spongieux en compression et du tissu trabéculaire (trabécules ou travées) en micro-flexion a été mise en relation avec les mesures de densités et avec les paramètres structuraux et architecturaux établis auparavant.

Dans un premier temps sont présentés le matériel et les techniques utilisés puis sont décrites les méthodes de résolution et de modélisation.

6.2. Matériel osseux

Le matériel osseux utilisé dans cette étude provient de calcanéums humains. Ceux-ci ont été prélevés par Mr Tomollilo au Laboratoire d'Anatomie de la Faculté de Médecine Laënnec (Pr Bejui et Valet, Lyon). Cette série de 25 échantillons complète une première série de 6 étudiée par Bruyère et al. [Bru00].

6.2.1. Calcanéums humains

Le squelette du pied comprend le tarse, le métatarse et les orteils. Le tarse est formé de 7 os¹ dont le plus gros est le calcanéum [Cab95]. En arrière, celui-ci forme une tubérosité postérieure portant sur le sol par l'intermédiaire de tissus mous. La structure trabéculaire des différents os de l'arche du pied révèle les principales lignes de forces (ou contraintes) dans les massifs spongieux (Figure 6. 1).

Dans la tubérosité postérieure du calcanéum, la structure trabéculaire s'oriente suivant deux réseaux :

- le réseau supérieur, dont les travées travaillent en compression,
- le réseau inférieur, concave vers le haut, dont les travées travaillent en tension

¹ Astragale, Calcanéum, Os naviculaire, Cuboïde, 3 Os Cunéiformes

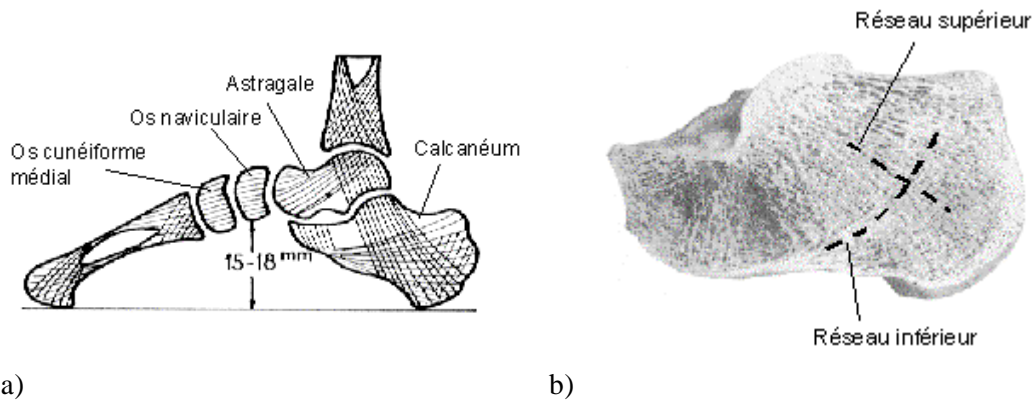


Figure 6. 1. Architecture trabéculaire du calcanéum

a) Structure trabéculaire schématisée de l'arche interne du pied, d'après Kapandji [Kap94], b) Coupe longitudinale et réseaux principaux des travées d'après Putz et al. [Put94]

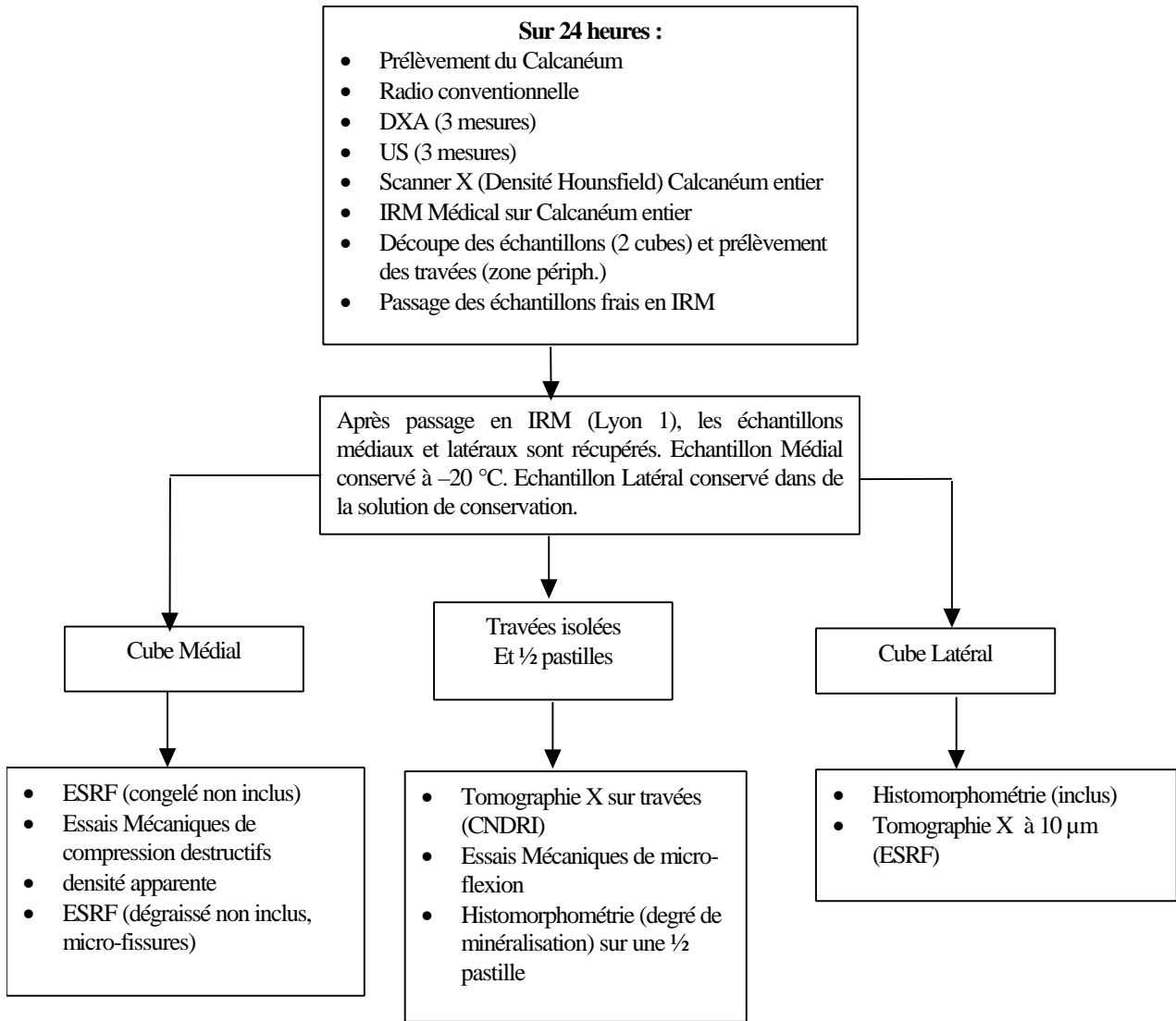
Ces calcaneums, droits ou gauches, sont destinés à une étude pluridisciplinaire mettant en jeu différentes techniques d'imagerie (tomographie, IRM), d'histomorphométrie, d'absorptiométrie et de caractérisation mécanique.

Une série de 6 calcaneums provenant d'une étude antérieure [Bru00] a été complétée par 25 pièces supplémentaires. La série globale de l'étude comporte donc 31 échantillons. Les 31 calcaneums ainsi obtenus proviennent de 19 hommes et 12 femmes d'âge compris entre 61 et 91 ans (moyenne : 78.2 ± 8.5 ans). 22 calcaneums proviennent de pieds droit, mais nous n'avons pas d'informations supplémentaires concernant les donateurs (droitier, gaucher, cause du décès...). Sur ces 31 échantillons, certaines mesures n'ont pu être effectuées ou n'ont pas été exploitables, en particulier pour 5 spécimens.

Tous les calcaneums ont été radiographiés sur la face médiale afin de repérer l'orientation du réseau trabéculaire supérieur par le Dr Carrillon (Hôpital cardiologique, Lyon), et par le Pr Clouet (Hôpital Edouard Herriot, Lyon).

6.2.2. Organigramme

Les différentes techniques et l'ordre dans lequel les manipulations sont effectuées sont résumées dans l'organigramme suivant.



Organigramme 1. Manipulations et techniques effectuées sur calcaneum

6.2.3. Conservation et découpe

La conservation et la découpe sont résumés sur la Figure 6. 2.

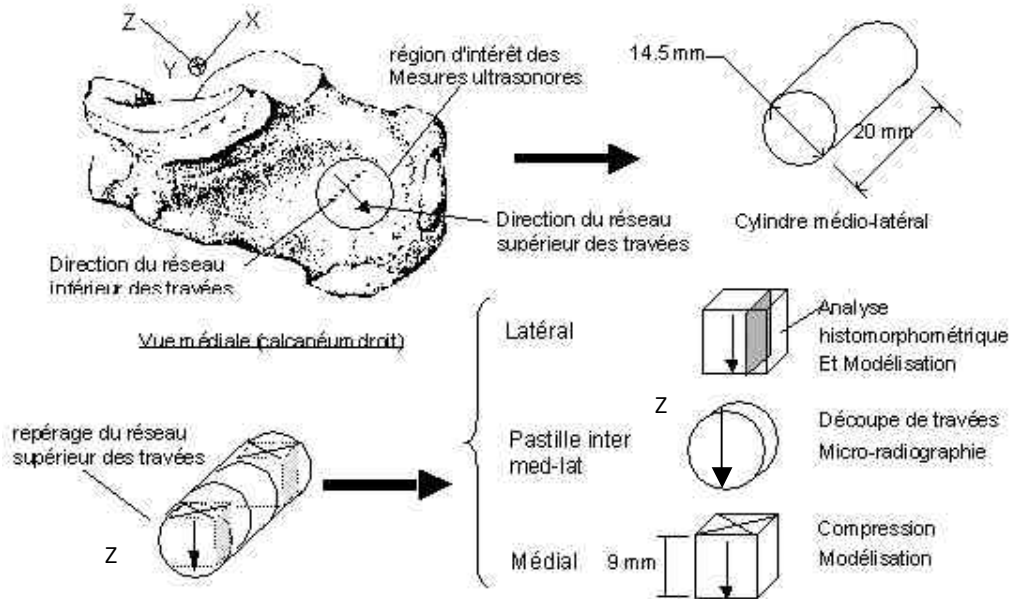


Figure 6. 2. Schéma de prélèvement des échantillons d'os spongieux de calcanéums humains.

Conservation :

Les calcanéums utilisés dans cette étude ont été prélevés au plus tard 5 jours après le décès des patients conservés en chambre frigorifique à 4 °C (pas d'utilisation de « formol », ou autres produits). Entre les différentes mesures « ex vivo » sur calcanéums entiers (US, scanner X, DXA...), le transport est effectué dans une enceinte isotherme avec conservation au réfrigérateur (4°C).

Les 6 calcanéums prélevés dans le cadre de la thèse de doctorat de Mitton [Mit97], conservés par congélation à -20°C durant 6 mois, et testés par la suite par Bruyère [BRU00] seront joints à notre étude malgré ce mode de conservation. Cette congélation n'affecte pas significativement la raideur des échantillons d'os spongieux lors d'essais de compression selon Linde et Sorensen [Lin93]. Seules ces 6 pièces osseuses ont été découpées congelées.

Pour utiliser l'Imagerie par Résonance Magnétique, il faut que les échantillons soient « frais » car seule la moelle est imagée, et la congélation peut entraîner des artefacts lors de l'imagerie.

Après la découpe des échantillons, les pièces anatomiques sont conservées par congélation à -20°C. Selon leur utilité et les mesures à effectuer, et après passage en IRM, les échantillons prélevés sont soit congelés, soit conservés dans une solution de conservation (50% de sérum physiologique, 50% d'éthanol) (Cf Figure 6. 2)

Avant essais mécaniques, les échantillons sont placés dans une solution de conservation à 4°C pendant 3 à 4 jours puis sont portés à température ambiante pendant 2 à 4 heures. Les pastilles destinées au prélèvement des travées et à la mesure du degré de minéralisation sont dégraissées et conservées sèches à température ambiante dans des tubes à essais.

Découpe :

Les découpes sont généralement réalisées sur pièces osseuses fraîches.

Avant la découpe, la radiographie conventionnelle permet de repérer l'orientation du réseau trabéculaire.

Un cylindre médio-latéral est extrait, à l'aide d'un trocard, de la tubérosité postérieure du calcanéum dans la zone d'intérêt (Z.I.) des mesures ultrasonores et de densité minérale osseuse [Mit97b]. Deux échantillons cubiques d'os spongieux de côté 9 mm (médial et latéral) sont tronçonnés de part et d'autre du cylindre médio-latéral, en prenant soin d'ôter la corticale (Figure 6. 2.). Ils seront utilisés pour des investigations non invasives (tomographie à haute résolution, IRM, échantillons médial et latéral), pour des essais de compression (échantillon médial) et pour une analyse histomorphométrique (échantillon latéral).

La pastille intermédiaire sera appelée « pastille inter med-lat ». L'orientation privilégiée des travées (Z) y est repérée et la pastille est tronçonnée en deux demi-pastilles selon cette orientation. L'une d'elle servira au prélèvement des travées osseuses et l'autre, à la micro-radiographie.

Les échantillons cylindriques sont prélevés à l'aide d'une scie cloche (Groupe Lépine) (340 tr/min, Ø 14.5 mm) et les coupes planes sont réalisées à vitesse lente (60 tr/min) à l'aide d'une scie diamantée (Isomet, Buehler®).

Tableau 6. 1. Tableau récapitulatif des différents essais

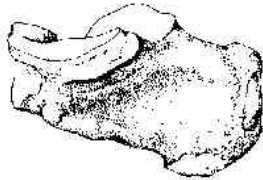
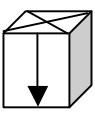
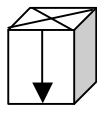
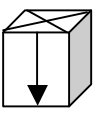
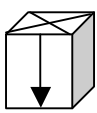
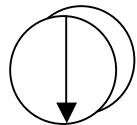
Série de 6 premiers calcanéums		Série complémentaire de 25 calcanéums	
		<ul style="list-style-type: none"> ① Scanner X "in vivo" ② IRM "in vivo" ③ Absorptiométrie. Mesures cliniques ultrasonores 	
Médial 	<ul style="list-style-type: none"> ① Compression ② Mesures de densités physiques 		<ul style="list-style-type: none"> ① IRM (RMN, CREATIS) ② Tomographie à 10 µm (ESRF) ③ Compression ④ Mesures de densités physiques ⑤ Echantillons endommagés (Tomographie à 10 µm (ESRF))
Latéral : 	<ul style="list-style-type: none"> ① Histomorphométrie (U403) ② Tomographie à 10 µm (ESRF, CREATIS) 		<ul style="list-style-type: none"> ① IRM (RMN, CREATIS) ② Histomorphométrie (U403) ③ Tomographie à 10 µm (ESRF)
Pastille inter Med-Lat : → 2 ½ pastilles			<ul style="list-style-type: none"> ① a) Prélèvement des travées b) Tomographie à 20 µm (CNDRI) c) microflexion (LMSo) ② Microradiographie (U403)

Tableau 6. 2. Nombre d'échantillons exploitables par technique.

Techniques utilisées	Nombre d'échantillons exploitables
Scanner X "entier"	10
IRM "entier"	8
DXA	24
SAHARA	23
Microflexion	10 pastilles (+3) *
Microradiographie	21
Compression	21 (+6) *
IRM 3D 78 μ m Médial	19
IRM 3D 78 μ m Latéral	15
HRCT ESRF 10 μ m Médial	17
HRCT ESRF 10 μ m Latéral	21 (+6) *
HRCT ESRF 10 μ m Médial endommagé	6
Histomorphométrie Latéral	21 (+6) *

* : 10 pastilles à 4 directions d'application de charge (3 travées prélevées par pastille), 3 pastilles à 1 direction de chargement. 3 travées par pastille

* : +x échantillons de la série 1 (échantillons tomographiés en 128³)

6.3. Méthodes cliniques sur calcanéum

L'un des principaux buts de notre étude est de déterminer le risque fracturaire chez les personnes âgées. Or, les études actuelles en terme de résistance mécanique, se font uniquement *in vitro*, et globalement, de bonnes corrélations ont été trouvées entre certains paramètres mécaniques (E , σ) et des paramètres mesurés par techniques ultrasonore (US) ou par absorptiométrie à double énergie de rayon X (Dual X-ray Absorptiometry DXA) (tels le BMD, le BMC). La DXA a une haute précision (0.5-2%), une haute exactitude (3-5%) et le sujet est exposé à une faible dose de radiation. Cependant, les mesures de DXA ne représentent pas les véritables densités volumétriques dans l'os, mais seulement des densités de "surface" correspondant à la quantité minérale trouvée dans la surface projetée de l'élément squelettique soumis à l'examen (os cortical + spongieux, en g/cm²). Par contre, de récents travaux [HVI89][LEW97][LIM97][ROH91] ont permis d'établir d'assez bonnes corrélations entre le nombre Hounsfield et les propriétés physiques des différents tissus spongieux, telles la densité apparente ρ_{app} , le module d'élasticité E (d'Young) ou la contrainte ultime en compression σ_u . Aussi, après utilisation de techniques dites classiques, et à titre exploratoire, une série de 10 calcanéums excisés a été imagée par scanner X et 8 par IRM, afin d'évaluer leurs propriétés structurales « *ex-vivo* ».

6.3.1. Caractérisation « ex-vivo » sur calcanéum excisé

6.3.1.1. Mesures par Scanner X Médical

L'examen de coupes scanner permet d'exploiter la densité radiologique. Il s'agit de la densité des pixels, surfaces élémentaires constituant les images numériques obtenues par tomodensitométrie, exprimée en unités HOUNSFIELD (HU). HU (sans dimension) est le paramètre de contraste dans une coupe scanner. Il est proportionnel au rapport de l'atténuation linéaire moyenne de l'élément considéré μ et celle de l'eau m_{eau} dans les mêmes conditions :

$$HU = 1000 * \left(\frac{m - m_{eau}}{m_{eau}} \right)$$

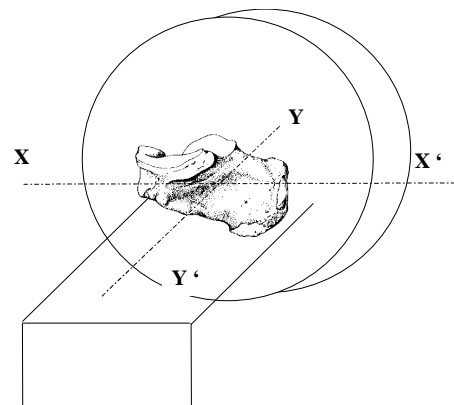
Les valeurs de HU sont comprises entre -1000 pour l'air et +1000 pour la corticale. A titre indicatif, l'atténuation de l'eau correspond à la valeur 0, les graisses à -80, celle de l'os spongieux variant de -40 à 400 [HVI89]. Ce paramètre a été quantifié sur une série de 10 calcanéums.

Méthodologie :

Les mesures ont été effectuées au pavillon B de l'Hôpital Edouard Hériot, sous la direction du Pr Clouet. Le scanner utilisé (ELSCINT, type CT TWIN Flash) a une tension maximale de 140 kV (120 kV améliore la résolution de contraste), un ampérage de 300 milli ampère seconde (mAs) maxi et des épaisseurs de coupes minimales de 0.5 mm (Figure 6. 3a). Cet appareil permet soit d'évaluer le contenu minéral osseux (BMC en mg/cc) en mode radio, en programmant trois séquences d'une coupe passant par le milieu du calcanéum (sur 5 mm), parallèle au plan sagittal, soit de déterminer les profils de densité Hounsfield d'une série de coupes parallèles (2.5 ou 5 mm) dans la zone d'intérêt (ZI) retenue (Figure 6. 3b).



a)



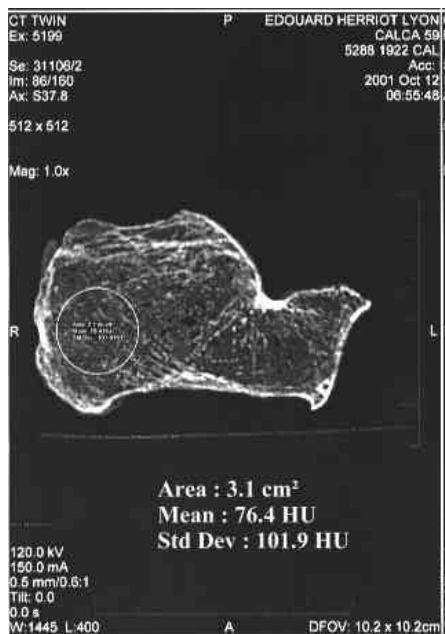
b)

Figure 6. 3. Scanner X

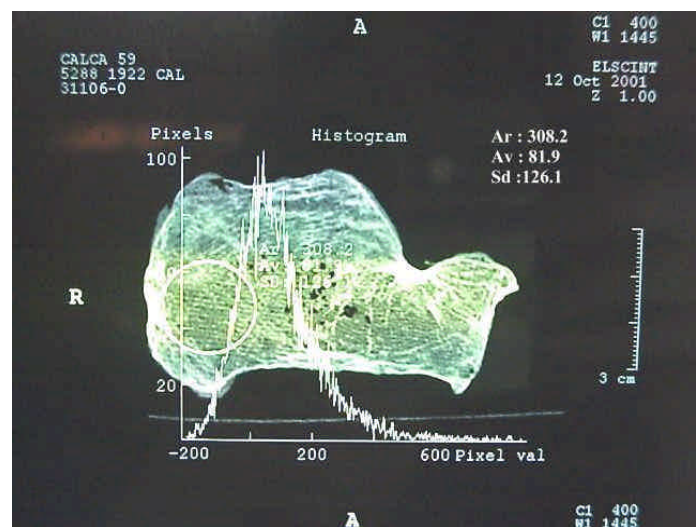
a) Vue d'ensemble, b) Positionnement du calcanéum par rapport à l'anneau

Nous n'avons pas fait de « fantômes » pour étalonner le scanner, utilisant ainsi l'étalonnage réalisé sur fantômes de vertèbres ; de ce fait, nous n'évaluerons que la densité Hounsfield (et non le BMC).

Les pièces anatomiques étaient fraîches (non congelées) et protégées par une pochette plastique. Le calcaneum est positionné de telle sorte que la direction médio-latérale soit parallèle à l'axe de l'anneau (YY', Figure 6. 3b). Les paramètres utilisés pour la mesure de la densité Hounsfield sur calcaneum sont les suivants. La reconstruction a été considérée comme étant celle d'un poignet (Surview poignet face), avec un pitch de 0.7, une épaisseur de coupe de 0.5 mm, un indice de reconstruction de 0.3 à 200 mAs (milli ampère seconde), une résolution Ultra High (C50), en mode evolving avec un zoom de 1.5. Dans chaque calcaneum, environ 150 coupes (de 0.5 mm) ont été acquises dans le sens médio-latéral. Les mesures ont été conservées sur disque optique. Le profil de densité est utilisé pour dessiner une ligne représentant l'évolution des unités Hounsfield sur une image. Les histogrammes de mesures de densité Hounsfield ont été obtenus à partir d'une console secondaire OmniPro. Une région d'intérêt est repérée à l'endroit de la mesure (ROI). Cette région peut avoir une section rectangulaire ou circulaire. Nous avons choisi cette dernière afin de faciliter le repérage et calcul manuel de la section (Figure 6. 4). En effet, en DXA, une ROI de 3.10 cm² est utilisée pour les mesures, aussi, nous avons pensé reprendre cette même valeur pour la mesure de la densité Hounsfield.



a)



b)

Figure 6. 4. Mesure de la densité Hounsfield sur une coupe de calcaneum droit, Homme 79ans.

a) Planche radio, b) Histogramme des densités sur la ROI obtenu sur OmniPro

15 mesures ont été faites sur chaque calcaneum : 6 dans la zone de prélèvement de l'échantillon cubique médial, 6 pour le latéral et 3 dans la zone inter Med-Lat (Figure 6. 5).

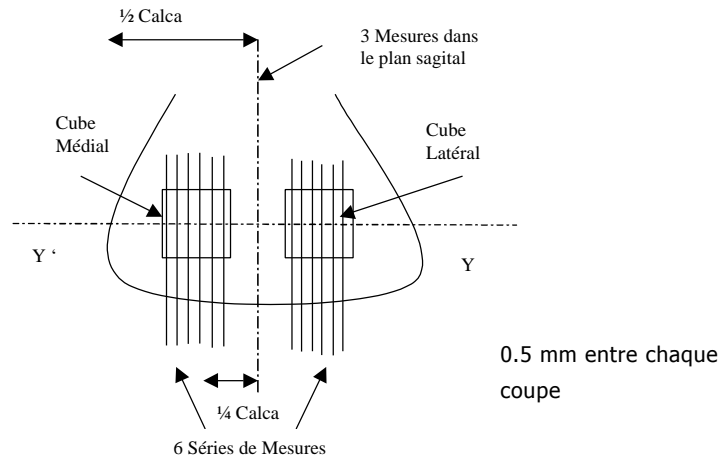


Figure 6. 5. Schéma représentant les coupes sélectionnées.

6.3.1.2. Mesure par IRM Médical

L'absence d'introduction de traceur extérieur et l'innocuité des rayonnements donnent à l'IRM un grand avantage par rapport au scannerX, et ce malgré son coût élevé. Avec le développement des techniques d'acquisition et de traitement de données, il est devenu possible de réaliser des images RMN en des temps suffisamment brefs, avec une résolution acceptable ($<200 \mu\text{m}$). Aussi, en utilisant une antenne spécifique, nous avons cherché à mesurer des paramètres caractéristiques sur calcaneum excisés. Les mesures ont été effectuées au pavillon B de l'hôpital Edouard Hériot par O. Beuf (dirigé par le Pr Clouet), sur un IRM 1.5 Tesla Symphony de marque Siemens. L'antenne utilisée est une antenne poignet à quatre éléments. Celle-ci est placée au centre du champ magnétique en position horizontale. Le calcaneum est placé à l'intérieur en position horizontale sur le côté latéral (Figure 6. 6) et protégé dans une poche plastique, la tubérosité étant au niveau de l'antenne. Il est maintenu en position par l'intermédiaire de plaque en mousse. Des bouteilles d'eau sont placées de part et d'autre de l'antenne afin de « charger » l'antenne corps d'émission et permettre son ajustement automatique.

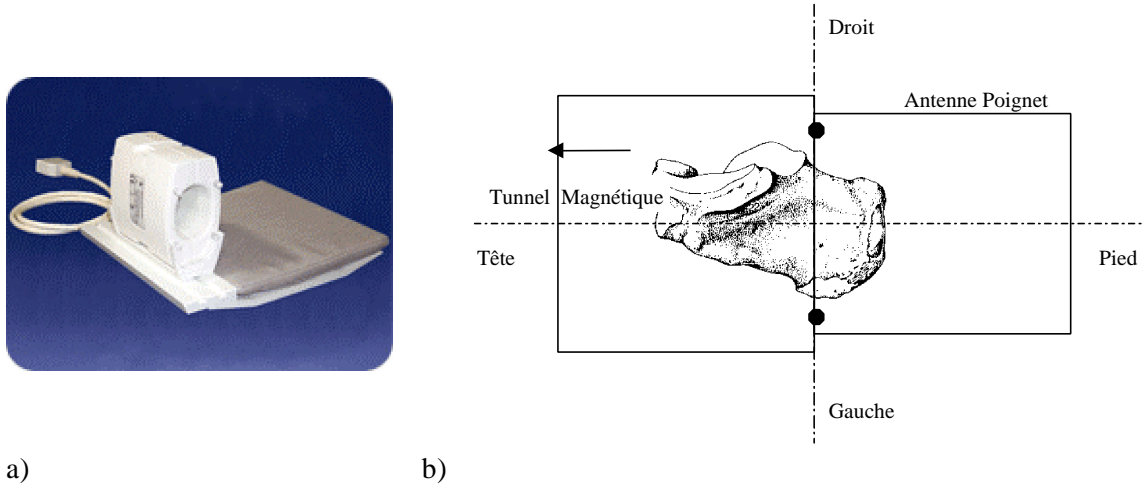


Figure 6. 6. Appareillage de mesure

a) Antenne poignet en position « classique », b) Positionnement du calcanéum dans l'antenne poignet posée à plat,

Deux séries de mesures sont acquises, la première servant à localiser l'échantillon. La deuxième série de mesures permet une acquisition et une reconstruction 3D de l'échantillon. Environ 120 coupes sont reconstruites dans la direction médio-latérale, d'épaisseur 0.5 mm. La résolution obtenue dans le plan est de 160 μm pour un temps d'acquisition de l'ordre de 30 minutes (Figure 6. 7). Les images obtenues sont au format Dicom, que l'on traite par un logiciel propre à l'IRM. Une fois le volume reconstruit et orienté selon les mesures voulues, il est possible d'obtenir des paramètres histomorphométriques (TbTh, TbSp...), et des paramètres architecturaux (MIL3D, Dimension Fractale...).

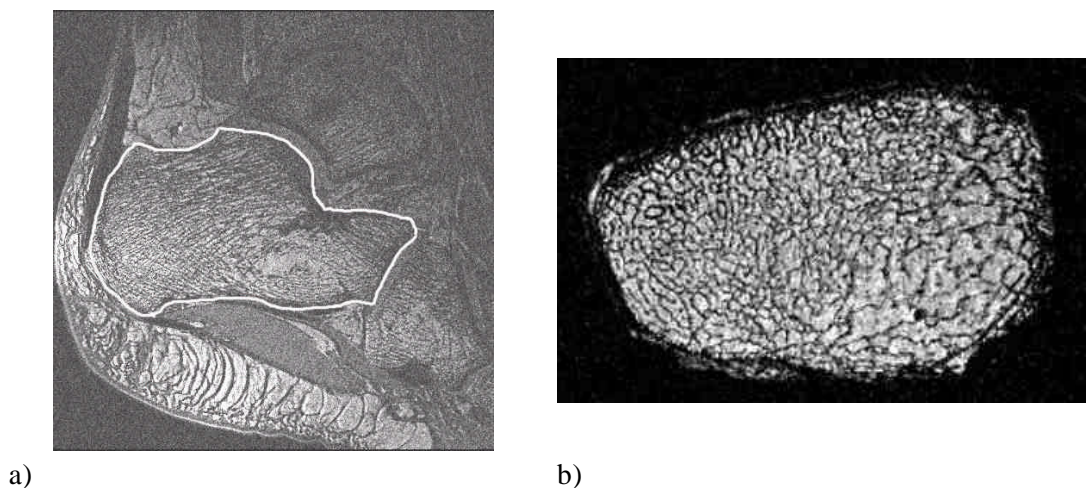


Figure 6. 7. Imagerie du calcanéum en IRM, d'après O. Beuf

a) Exemple d'IRM *in vivo* sur calcanéum, b) Exemple d'IRM *ex-vivo* sur calcanéum

6.3.2. Densité

Des mesures de densité minérale osseuse ont été réalisées par absorptiométrie (DXA) sur la série de 31 calcanéums frais préalablement à la découpe des échantillons osseux.

Dans toute l'étude, la densité des échantillons osseux est évaluée par une mesure de densité apparente, et par une mesure de densité réelle (pesée des échantillons et utilisation du principe d'Archimède).

6.3.2.1. Mesure par DXA

Les mesures de Bone Mineral Content (BMC en g) et Bone Mineral Density (BMD en g/cm^2) ont été réalisées par F. Duboeuf au centre d'absorptiométrie de l'Hôpital Edouard Herriot de Lyon (dirigé par les Pr P.D Delmas & P.J Meunier), sur un densitomètre QDR 1000+ (Hologic Inc., Waltham, MA) à l'aide du programme Lumbar Spine V4.76.

Les calcanéums décongelés (6) ou frais sont placés sur 15cm de riz constituant une épaisseur biologique normale d'atténuation équivalente des tissus mous. Les mesures sont réalisées dans la direction médio-latérale et dans une zone d'intérêt (Z.I.) définie, située dans la tubérosité postérieure (Figure 6. 8). Pour chaque pièce osseuse, 3 mesures sont réalisées et la moyenne de ces mesures est retenue.

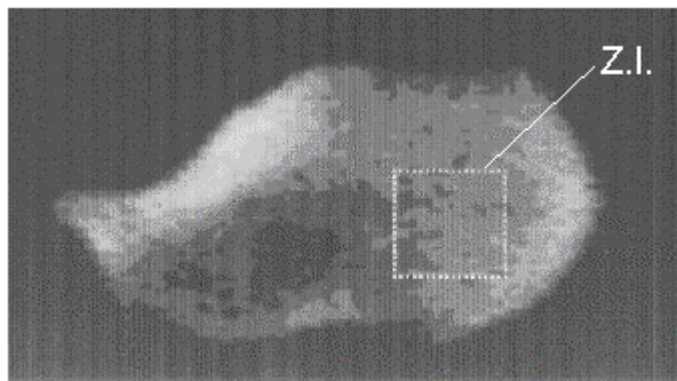


Figure 6. 8. Examen absorptiométrique d'un calcanéum humain excisé et localisation de la zone de mesure

(Source : F.Duboeuf, Centre d'absorptiométrie, H.E.Herriot)

6.3.2.2. Densités physiques

Pour pouvoir mesurer la densité apparente et la densité réelle après les essais mécaniques, les échantillons d'os spongieux doivent être dégraissés. Le protocole de dégraissage est le suivant :

- 24 heures dans une solution de Toluène.

- 3 bains successifs de Javel à 2% accompagnés d'une agitation ultrasonore durant 5 minutes (Ultrasonic Cleaner, ED[®]),
- rinçage à l'eau déminéralisée par bain
- 24 heures de séchage à température ambiante.

Bien que les essais soient menés jusqu'à atteindre la charge maximale de résistance de l'os spongieux, les échantillons cubiques gardent une géométrie parallélépipédique et leur volume total est calculé à partir de leurs dimensions extérieures (après compression) mesurées à l'aide d'un micromètre (résolution 0.01 mm).

Les échantillons sont pesés, dans l'air et dans l'eau, à l'aide d'une balance de précision à 0.1 mg (AC 210P, Sartorius).

La mesure de masse dans l'eau est plus délicate dans le sens où l'air interstitiel doit avoir complètement disparu, l'eau devant remplir entièrement les pores de l'échantillon. Nous avons testé 2 méthodes :

1) Immersion de l'échantillon durant 1 heure environ et «dégazage» réalisé manuellement par agitation.

2) Immersion de l'échantillon, «dégazage» manuel **et** centrifugation de l'échantillon pendant 7 minutes

La deuxième méthode a été testée sur des échantillons cubiques ou cylindriques dégraissés de vertèbres, de têtes fémorales et de calcaneums. Certains de ces échantillons étaient au préalable endommagés ou très peu denses afin de tester l'endommagement éventuel dû à la centrifugation (pour différentes vitesses de rotation et temps de centrifugation). La centrifugeuse utilisée a une capacité de 1000 à 14 000 tr/min, nous avons testé trois vitesses de centrifugation (2500, 3900 et 5300 tr/min) et trois temps de centrifugation (5, 10 et 15 min)

De façon surprenante, les échantillons, même les moins denses, n'ont pas été endommagés quels que soient les vitesses de rotation et les temps de centrifugation (pas de travées brisées). Par contre, on constate une nette amélioration sur les échantillons très denses de la mesure de la densité réelle entre la méthode « manuelle » et la méthode par centrifugation. Cette amélioration peut atteindre 13% en moyenne d'augmentation de la mesure. Mais sur les échantillons peu denses, cette moyenne n'est que de 1% maximum. Ceci est dû au fait qu'il n'y a peu de travées pouvant retenir les bulles d'air emprisonnées. On peut alors conclure que, pour ces échantillons, le fait de les dégazer manuellement est suffisant pour évacuer les micros bulles.

Par la suite, toutes les mesures de densité dans l'eau seront faites après centrifugation de l'échantillon pendant 7 minutes à la vitesse de 4000 tours/minute.

6.3.3. Caractérisation ultrasonore

6.3.3.1. Mesures cliniques par transmission

Les mesures ultrasonores cliniques ont été réalisées sur la série complète de calcaneums excisés par F. Duboeuf au Service de Rhumatologie et de pathologie osseuse de l'Hôpital E. Herriot de Lyon (Pr P.J. Meunier & P.D. Delmas).

L'appareil ultrasonore utilisé est le Sahara® (Hologic inc.), permettant une mesure ultrasonore sur le talon. Cet appareil fonctionne sans eau, la transmission des ondes ultrasonores est facilitée par un gel couplant appliqué sur les transducteurs qui viennent au contact de la zone d'intérêt (Z.I.) (tubérosité postérieure du calcaneum) (Figure 6. 9). D'un point de vue clinique, le Sahara® présente l'avantage d'être peu encombrant, facilement transportable et facile d'utilisation en l'absence d'eau. La version informatisée de cet équipement offre un environnement convivial de gestion et de traitement des mesures. En revanche, ce principe de mesure ne permet pas de choisir la zone d'intérêt. Les transducteurs étant fixes dans le plan longitudinal du calcaneum, la zone mesurée peut être variable en fonction des patients.



Figure 6. 9. Examen ultrasonore du calcaneum sur Sahara®

Les paramètres mesurés sont le Speed of Sound (SOS) pour une fréquence de 1 MHz et le Broadband Ultrasound Attenuation (BUA) sur une plage de fréquence allant de 200 Hz à 600 Hz. D'autres paramètres calculés à partir de ces 2 mesures sont proposés, le Stiffness et le QUI®. La dernière version du logiciel de traitement des mesures, équipée d'une base de données de paramètres ultrasonores et densitométriques, propose une évaluation du BMD.

Les mesures ultrasonores sur calcaneums excisés ont été réalisées sur les pièces osseuses fraîches, laissées à température ambiante de 2 à 3 heures avant les mesures. Les résultats retenus sont les SOS et BUA moyennés sur 3 mesures. Afin d'évaluer l'influence d'une poche plastique isolant ces pièces osseuses, des mesures avec et sans la poche ont été réalisées. Les résultats peuvent être significativement diffé-

rents suivant les conditions de mesures, les valeurs de BUA obtenues avec poche plastique étant supérieures (Test de Wilcoxon pour les séries appariées, $p = 0.03$ ($n = 18$)). Pour obtenir des valeurs comparables à celles de Mitton [Mit97b], nous re-tenons les mesures réalisées avec poche plastique.

6.3.4. Degré de Minéralisation [Boi02]

La mesure du degré de minéralisation s'est faite sur l'une des demi pastilles incluses « inter Med-Lat » orientée selon la direction privilégiée des travées (Figure 6. 10), mesures effectuées par G. Boivin (Unité Inserm U403, Pr Meunier & Delmas). Chaque demi pastille a été dégraissée puis incluse selon le principe décrit ci-après.

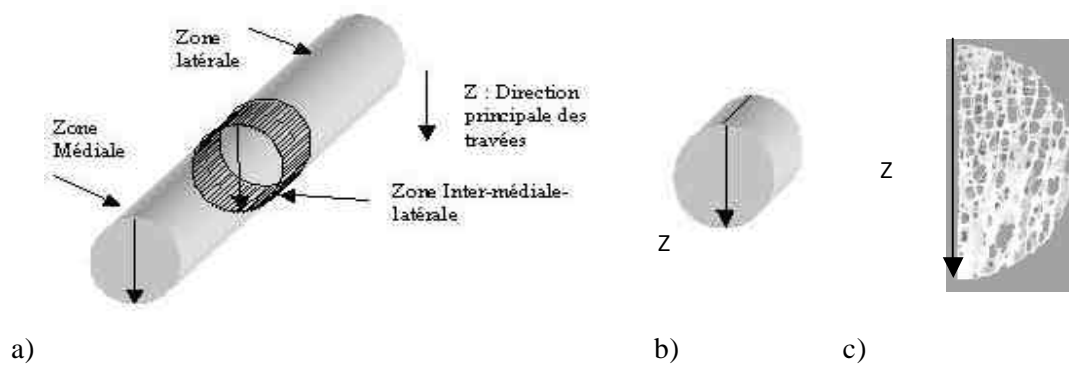


Figure 6. 10. Carotte Médio-Latérale.

a) Schéma de principe, b) Pastille Inter Med-Lat orientée, c) Pastille Inter Med-Lat réelle

Pour les pastilles destinées à la microradiographie, de l'alcool à 80% a été utilisé comme fixatif et agent déshydratant [Boi02]. Après quelques jours ou semaines, les spécimens sont placés dans de l'alcool absolu afin de compléter la déshydratation. Une bonne déshydratation est nécessaire du fait de l'incompatibilité entre l'eau et la résine d'inclusion (méthyl méthacrylate). Les bains d'alcool sont renouvelés tous les jours. Puis, afin d'assurer un dégraissage complet et pour permettre une bonne imprégnation de la résine, les échantillons sont plongés dans du xylène renouvelé tous les jours pendant 3 à 4 jours. La résine employée pour l'inclusion est du méthyl méthacrylate. Celle-ci est transparente, dure à très faible pouvoir d'absorption des rayons X. Elle contient de l'hydroquinone pour inhiber la polymérisation. Après fixation et déshydratation, les échantillons sont plongés dans 2 à 3 bains différents de monomère de méthyl méthacrylate et réfrigérés pendant plusieurs jours. La résine et les échantillons sont coulés dans des tubes à essais en verre résistant. Pour finaliser la polymérisation et obtenir le durcissement de la résine, les tubes sont placés dans une étuve à 30°C. Du fait de la non-uniformité des sections, les échantillons sont tout d'abord coupés en coupes de 150 μm d'épaisseur, et sont ensuite poncés manuellement afin d'obtenir l'épaisseur voulue. L'obtention de sections uniformes reste néanmoins difficile. Aussi, une scie à basse vitesse de rotation (Isomet, Buehler®) avec un disque diamanté (Well model 3241, ESCIL, Chassieu, France)

ont été utilisés. Pour obtenir des microradiographies de bonnes qualités, les coupes doivent être poncées selon leur épaisseur. Cette manipulation est faite manuellement en utilisant du papier abrasif et de la poudre de diamant de grains dégressif, l'échantillon étant placé entre deux plaques de verre. L'uniformité du ponçage est vérifiée en cours de manipulation sous microscope afin de détecter d'éventuels défauts. Les microradiographies sont généralement faites sur des coupes de 100 μm d'épaisseur. Un comparateur à échelle graduée en μm (model 556 G, Compac) donne une lecture directe de l'épaisseur de faibles sections de la coupe. Une fois l'uniformité de l'épaisseur de la coupe obtenue, celle-ci est nettoyée afin d'ôter les grains abrasifs restant et pouvant créer des artéfacts sur les microradiographies. Les coupes sont ensuite nettoyées dans de l'alcool absolu par ultrasons (sonicating). Les coupes ainsi obtenues sont conservées entre deux petites plaques de verre. Pour obtenir les microradiographies, un générateur à rayon X diffractant est employé (Philips compact PW 1830/40). L'échantillon est placé entre 25 et 30 cm de la source de rayon X. Le temps d'exposition est d'environ 20 minutes (sous 25 kV et 25 mA), suivant l'épaisseur de la coupe étudiée. Les microradiographies sont révélées sur film Kodak à haute résolution (Figure 6. 11). Les échantillons ainsi microradiographiés peuvent être comparés à des cales étalon en aluminium ou à des échantillons de contrôle d'origine humaine (échantillons d'os iliaque). Le degré de minéralisation osseuse (g mineral/cm^3) permet de déterminer les anomalies du remodelage osseux. Il est quantifié sur les microradiographies par une analyse des niveaux de gris en utilisant le logiciel Visiolab 1000 (Biocom®). Chaque image est segmentée en 4350 carrés de 41.4 μm de côté (soit environ 100 pixels). En prenant soin de calibrer les niveaux de gris, les sources d'erreurs sont minimisées.

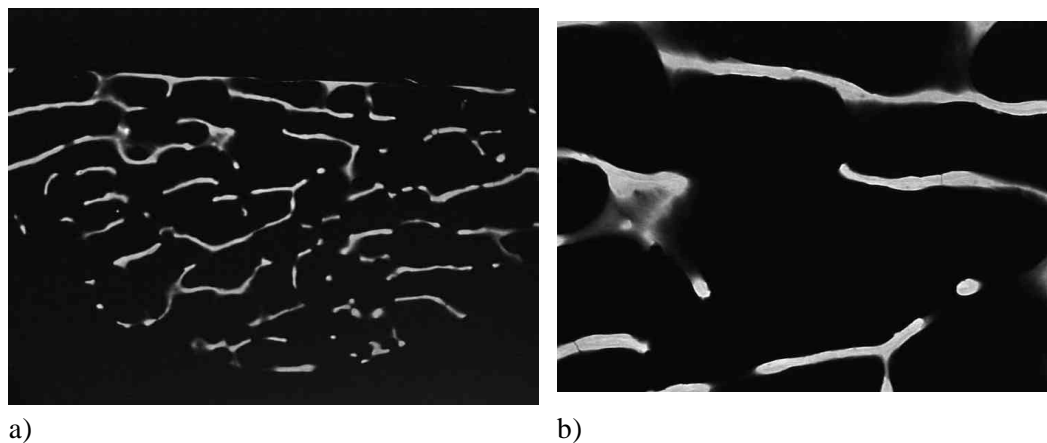


Figure 6. 11. Microradiographie sur ½ pastille, source G. BOIVIN.

a) ½ pastille n°45 entière, b) zoom avec passage de vaisseau (en bas à gauche)

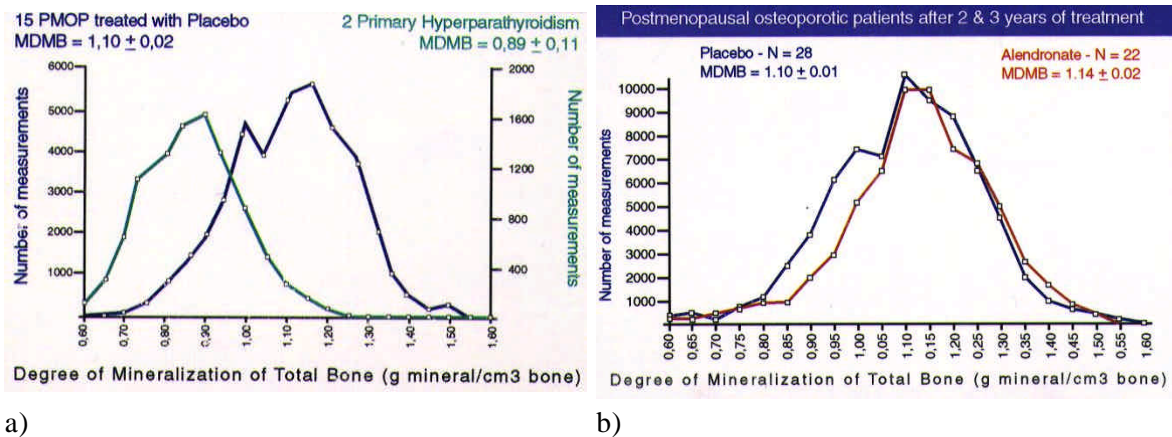


Figure 6. 12. Répartition du degré de minéralisation, d’après Boivin et al [Boi99]

a) Degrés de minéralisation d’os « total » dans l’hyperparathyroïdisme primaire largement décalé en regard des mêmes mesures sur femmes ostéoporotiques traitées par placebo ; b) Distribution du degré de minéralisation de l’os chez des femmes ostéoporotiques en post-ménopause. Après traitement par Alendronate, baisse des plus petits degrés de minéralisation sans augmentation de leur nombre : tendance à « normaliser » la distribution du degré au sens statistique.

6.4. Caractérisation structurale et architecturale

Dans les protocoles mis en œuvre sur calcanéums humains, différentes techniques d’imagerie 2D et/ou 3D de l’os spongieux ont été utilisées pour la caractérisation structurale et architecturale. En 2D, les paramètres histomorphométriques ont été complétés par des paramètres structuraux tels que la dimension fractale et le MIL. En 3D, les paramètres architecturaux issus de l’histomorphométrie ont été complétés par les calculs en 3D de la dimension fractale, de la densité de connectivité et du MIL sur toutes les coupes des images 3D.

6.4.1. Techniques de caractérisation

6.4.1.1. Histomorphométrie

Les analyses histomorphométriques ont été réalisées par Jean-Paul Roux, Brigitte Burt-Pichat et Monique Arlot, au Laboratoire d’Histodynamique Osseuse de Lyon (Unité Inserm U403 dirigée par les Pr P.J. Meunier & P.D. Delmas). Seuls les échantillons cubiques latéraux ont été étudiés par cette technique (n=27).

Les échantillons osseux sont inclus pendant 1 mois, sans décalcification préalable, dans une résine (méthylméthacrylate) de la même dureté que celle de l’os. Des coupes de 7 µm d’épaisseur sont réalisées à l’aide d’un microtome lourd (Polycut®E, Leica) équipé d’un rasoir en carbure de tungstène puis colorées par le

trichome de Goldner [Meu83]. Dans chaque échantillon cubique latéral, trois coupes histologiques espacées de 150 μm ont été réalisées.

L'image de la coupe histologique est acquise par une caméra couleur 3CCD et numérisée sur une station d'analyse d'image (Visiolab 5000[®], Biocom, France). Cette image est ensuite binarisée en utilisant un seuillage couleur (mode HLS).

Le volume trabéculaire osseux (BV) et le périmètre des travées (BS) sont mesurés à l'aide d'un analyseur automatique. Ces paramètres permettent de calculer l'épaisseur moyenne des travées (TbTh), la distance moyenne inter-travées (TbSp) et le nombre moyen de travées (TbN), en faisant l'hypothèse d'un modèle de type plaque [Par83] (§ 3.3). La squelettisation des travées et le calcul des paramètres dits «de connectivité» (longueur nœuds à nœuds, nœuds à termini...) sont réalisés automatiquement, avec une possibilité de correction interactive du squelette, à l'aide d'un logiciel spécifique.

Les paramètres histologiques retenus pour notre étude sont la fraction volumique (BV/TV en %), l'épaisseur moyenne des travées (TbTh en μm), la distance moyenne inter-travées (TbSp en μm), le nombre de travées (TbN en mm^{-1}) et deux paramètres dits « de connectivité » : nombre de nœuds (NNd/TV en mm^{-2}) et nombre de termini (NTm/TV en mm^{-2}).

6.4.1.2. Microtomographie

Tomographie 3D à 10 μm de résolution utilisant un rayonnement synchrotron

Ces images ont été réalisées à l'ESRF (European Synchrotron Radiation Facility) à Grenoble (ligne ID19, dirigée par J. Baruchel), puis traitées dans le laboratoire CREATIS de l'INSA de Lyon par Françoise Peyrin (dirigé par le Pr G.Gimenez). Pour obtenir un temps de faisceau sur la ligne ID19 afin d'imager les échantillons, il est nécessaire de rédiger un « proposal ». De l'acceptation de ce proposal dépend l'acquisition des échantillons.

Le synchrotron de l'ESRF délivre un flux de rayons X très supérieur en intensité à la plupart des tubes de rayons X. Un monochromateur permet d'utiliser un faisceau présentant un spectre étroit prélevé dans le large spectre du faisceau émis par le synchrotron. Le système imageur est constitué d'un écran fluorescent et d'une caméra CCD à bas niveau de bruit, comprenant 1024×1024 pixels. L'écran est suffisamment mince pour que l'on puisse obtenir une image de résolution spatiale égale à 6.5 μm .

Les images d'os spongieux de calcanéums ont été réalisées avec résolution spatiale isotrope de 10 μm sur échantillons inclus ou congelés. Le temps d'acquisition de chaque échantillon est inférieur à une demi-heure. Ici encore, compte tenu du très bon contraste des images obtenues et de la très haute résolution, un simple seuillage global a pu être utilisé pour segmenter ces images.

Pour la détermination des paramètres 3D de type histomorphométrique, les images ont la résolution initiale de 10 μm , le volume étudié étant de

$5.12 \times 5.12 \times 5.12 \text{ mm}^3$ (6 échantillons) ou $6.6 \times 6.6 \times 6.6 \text{ mm}^3$. Pour la densité volumique, la connectivité, l'irrégularité et le MIL, l'image est sous-échantillonnée de façon à obtenir un volume de résolution $40 \mu\text{m}$ lorsque ces calculs sont effectués au Laboratoire de Mécanique des Solides (LMSO).

Ces images sont segmentées par un seuillage simple choisi de façon à séparer les 2 pics de niveaux de gris observés sur les histogrammes des images. Un exemple de reconstruction tomographique à $40 \mu\text{m}$ est donné Figure 6. 13.

17 échantillons cubiques d'os spongieux médiaux et 27 latéraux ont été imagés à l'ESRF.

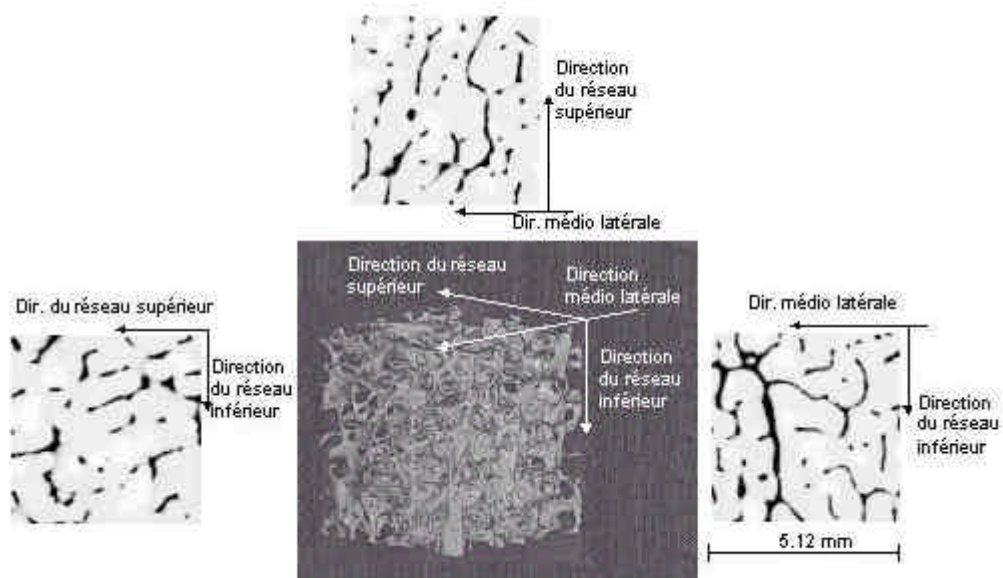


Figure 6. 13. Image tomographique 3D (résolution $10 \mu\text{m}$) d'un échantillon de calcanéum humain (Homme, 69 ans) et 3 coupes perpendiculaires (résolution $40 \mu\text{m}$),

(Source : F.Peyrin, ESRF, Grenoble, CREATIS, INSA, Lyon)

Tomographie 3D, pas d'échantillonnage de $19.4 \mu\text{m}$ sur travées osseuses

Des images tomographiques de travées isolées ont été réalisées par Gilles Peix au Laboratoire de Contrôle Non Destructif par Rayonnements Ionisants de l'INSA de Lyon, (CNDRI, dirigé par D.Babot).

Le tomographe mis au point au CNDRI permet de réaliser des images 3D, de résolution variable entre $220 \mu\text{m}$ et $8 \mu\text{m}$. La source de ce tomographe est un générateur de rayons X à microfoyer. Le système imageur est un écran fluorescent et une caméra CCD à très bas niveau de bruit [Cen98]. Le capteur CCD de cette caméra comporte 1024×1024 pixels. La travée est collée sur un porte-échantillon qui va effectuer une rotation de 360° avec un incrément de 1° , avec acquisition d'une image à chaque incrément. Ces 360 images seront ensuite reconstruites en un volume (Cf Chapitre 8). Le temps d'acquisition de chaque échantillon est inférieur à une demi-heure.

Compte tenu de l'assez bon contraste des images obtenues et de la taille des voxels suffisamment faible utilisée ($19.4 \mu\text{m}$), un simple seuillage global a pu être utilisé pour segmenter ces images, réalisées sur des travées osseuses isolées.

6.4.1.3. Imagerie par Résonance Magnétique

La congélation des échantillons d'os spongieux rendant la moelle moins homogène (création de cavités) [Lot99], les images ont été réalisées sur des échantillons frais, immédiatement imagé pour l'échantillon médial, conservés à 4°C , et imagé 12 heures plus tard pour l'échantillon latéral.

Les images IRM d'os spongieux de calcanéums ont été réalisées par O. Beuf et M.J. Seurin au Laboratoire de Résonance Magnétique Nucléaire de l'Université Claude Bernard, Lyon I, (RMN, Pr A. Briguet), et ont ensuite été traitées au Laboratoire CREATIS de l'INSA de Lyon, par Y. Carillon, C. Muller, F. Peyrin puis par O. Beuf.

Le système d'imagerie employé est constitué d'un aimant supraconducteur Oxford opérant à 2T, équipé d'un fourreau de gradients de 50 mT/m, et associé à une console S.M.I.S.. Une antenne radiofréquence spécifique a été construite pour des échantillons cubiques de côté 9 mm [Beu98].

La séquence d'imagerie, développée par Y. Carillon et O. Beuf, est une séquence d'échos de spins 3D permettant d'atteindre un pas d'échantillonnage isotrope de l'ordre de $78 \mu\text{m}$. La résolution de l'image étant liée au gradient de lecture (limité ici à 50 mT/m) et au temps, une taille de voxels égale à $78 \mu\text{m}$ est atteinte pour un temps d'observation de l'ordre de 4 ms [Beu99] (Figure 6. 14). La taille du volume étudié est variable, un certain nombre de coupes situées aux bords des échantillons étant inexploitable. Ces images réalisées au laboratoire de RMN (Lyon1) sont segmentées par une méthode de croissance des régions [Rev97]. Un échantillon cubique de $9*9*9 \text{ mm}^3$ est ainsi imagé en 12 heures. 19 échantillons cubiques médiaux et 16 latéraux ont été reconstruits.

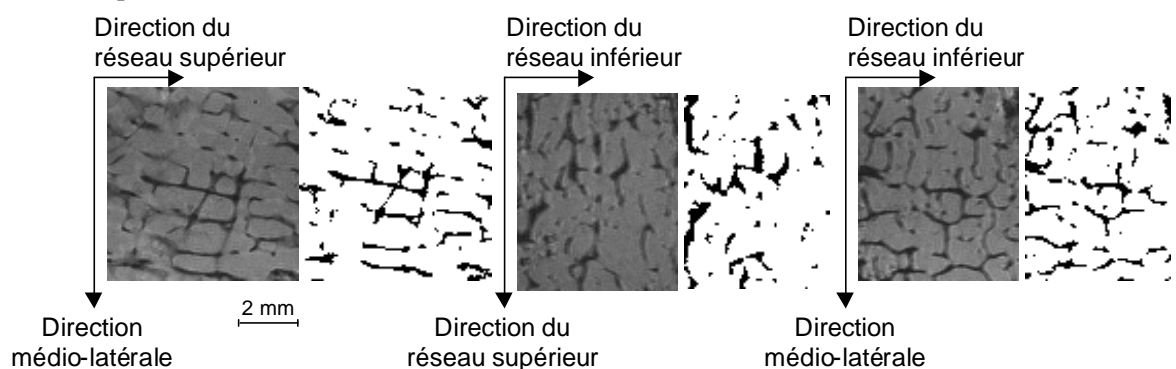


Figure 6. 14. Coupes perpendiculaires en niveaux de gris et binari-sées, issues d'une image IRM (résolution $78 \mu\text{m}$) d'un échantillon médial de calcanéum humain (Femme, 76 ans)

(Source : M.J. Seurin, O. Beuf, Laboratoire de RMN, Lyon 1, Y. Carrillon et F. Peyrin, CREATIS, INSA, Lyon)

6.4.2. Paramètres structuraux et Architecturaux

6.4.2.1. Paramètres Histomorphométriques

Les paramètres histomorphométriques classiques ont été évalués à partir des coupes histologiques. Pour la série de calcanéums, les mesures histomorphométriques ont été complétées par le calcul de la dimension fractale et de la répartition polaire du MIL des structures 2D relevées sur ces coupes.

Des paramètres de structure 3D, de type histomorphométrique, ont été calculés à partir des images 3D tomographiques réalisées à l'ESRF. Le calcul de ces paramètres est basé sur la mesure de l'épaisseur des travées (TbTh), par comptage du nombre d'intersections de long de lignes parallèles, et de la fraction volumique (BV/TV). La surface osseuse (BS), le nombre de travées (TbN) et la distance intertravées (TbSp) sont calculées à l'aide des formules d'historomorphométrie pour le modèle plaque (Chapitre3-§ 3.). Un calcul dit « direct » de ces paramètres a également été effectué sur les volumes à 10 μm .

6.4.2.2. Mean Intercept Length (MIL)

L'anisotropie des structures spongieuses de calcanéums a été quantifiée par le calcul du MIL à partir de coupes histologiques (noté MIL2D) ou de coupes issues des images tomographiques 3D (noté MIL3D), suivant la méthode décrite dans la littérature (§ 3.3.2.1), les lignes de la grille superposée à l'image analysée étant espacées d'un pixel.

En 2D, la répartition du MIL interpolée par une ellipse, est caractérisée par :

- La demi longueur du grand axe de l'ellipse : **A** en mm,
- La demi longueur du petit axe de l'ellipse : **B** en mm,
- L'orientation de l'ellipse par rapport à l'axe vertical de l'image : α en degrés,
- Les MIL mesurés dans les directions correspondantes aux directions de sollicitations mécaniques : MIL_x et/ou MIL_y , MIL_z . (Figure 6. 15)

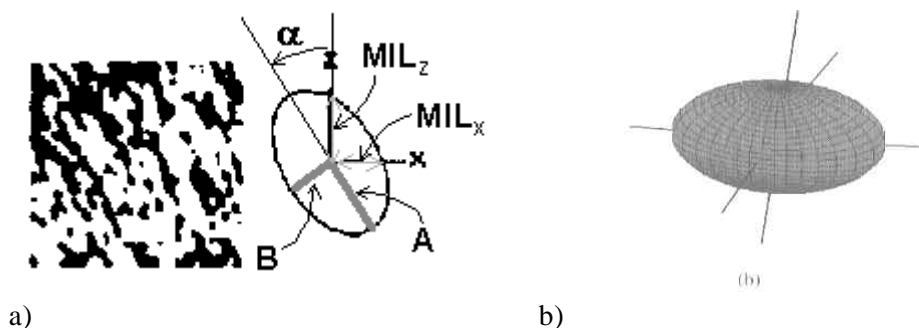


Figure 6. 15. Paramètres quantifiant l'anisotropie, déterminés par le calcul du MIL, a) en 2D, b) en 3D

En 3D, la répartition du MIL, calculé le long de lignes orientées dans l'espace peut être interpolée par un ellipsoïde. Celui-ci est caractérisé par ses trois directions principales orientées par des coordonnées sphériques et les longueurs des demi-axes correspondants.

Par ailleurs, l'anisotropie architecturale 3D de structures spongieuses a été estimée à partir de la répartition 2D du MIL sur des coupes perpendiculaires. Pour chacune des 3 directions orthogonales X, Y et Z, les valeurs de MIL données : MIL_X , MIL_Y , MIL_Z (en mm) sont les moyennes des MIL calculés sur toutes les coupes dans les directions respectives. Pour chacune des 3 directions structurales privilégiées (proche des directions X, Y et Z), les longueurs des demi-axes, données dans l'ordre décroissant : MIL_1 , MIL_2 , MIL_3 (en mm), sont les moyennes des longueurs des demi-axes calculées sur toutes les coupes pour les directions privilégiées respectives (Figure 6. 16).

Dans chaque direction d'analyse, les orientations des ellipses sont aussi moyennées sur toutes les coupes. Les orientations α_X , α_Y et α_Z des travées par rapport aux axes de sollicitation mécanique X, Y et Z sont calculées à partir des projections des axes principaux des travées dans 2 plans perpendiculaires (Figure 6. 17). Pour le calcul de α_X , on détermine $\alpha_{X,Z}$ dans le plan (X,Z), $\alpha_{Y,Z}$ dans le plan (Y,Z) et α_Z est donné par :

$$(\tan \alpha_Z)^2 = (\tan \alpha_{X,Z})^2 + (\tan \alpha_{Y,Z})^2 \quad (6.1)$$

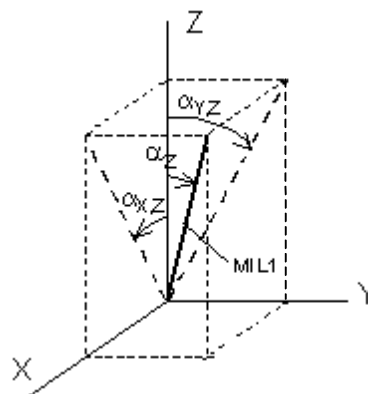


Figure 6. 16. Exemple de calcul de l'inclinaison des directions structurales privilégiées par rapport aux directions de sollicitations : cas de α_Z

De même, on calcule α_X et α_Y (Figure 6.11).

$$MIL_x = \frac{\sum_M MIL_x(i) + \sum_N MIL_x(i)}{M+N} \quad MIL_y = \frac{\sum_M MIL_y(i) + \sum_K MIL_y(i)}{M+K} \quad MIL_z = \frac{\sum_N MIL_z(i) + \sum_K MIL_z(i)}{N+K}$$

$$MIL_1 = \max \left(\frac{\sum_M A_x(i) + \sum_N B_x(i)}{M+N}, \frac{\sum_M B_y(i) + \sum_K B_y(i)}{M+K}, \frac{\sum_K A_z(i) + \sum_N A_z(i)}{K+N} \right)$$

$$MIL_2 = \text{med} \left(\dots \right) \quad (\tan \alpha_x)^2 = (\tan \alpha_{y,x})^2 + (\tan \alpha_{z,x})^2$$

$$MIL_3 = \text{min} \left(\dots \right) \quad (\tan \alpha_y)^2 = (\tan \alpha_{y,x})^2 + (\tan \alpha_{z,y})^2$$

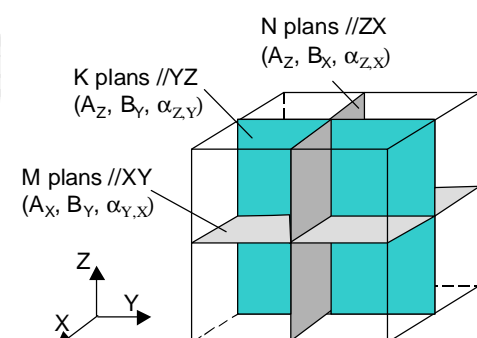
$$(\tan \alpha_z)^2 = (\tan \alpha_{z,y})^2 + (\tan \alpha_{z,x})^2$$


Figure 6. 17. Paramètres quantifiant l’anisotropie 3D, déterminés par le calcul du MIL sur 3 coupes perpendiculaires

Afin d’évaluer cette méthode d’estimation des MIL dans les directions privilégiées et les inclinaisons de celles-ci par rapport aux directions de sollicitations mécaniques associées, nous les avons comparés à ceux calculés par une analyse 3D directe. Les paramètres quantifiant l’anisotropie structurale en 3D ainsi calculés sont :

- Les Mean intercept Length dans les directions privilégiées des travées :

$$MIL_1 > MIL_2 > MIL_3$$
- Les Mean intercept Length dans les directions de sollicitations mécaniques : MIL_x, MIL_y, MIL_z
- Les inclinaisons des directions privilégiées des travées par rapport aux directions de sollicitations X, Y et Z : $\alpha_x, \alpha_y, \alpha_z$.

Un exemple de répartition du MIL est donné Figure 6. 18. Compte tenu de l’orientation du prélèvement des coupes histologiques, l’orientation générale des travées, quantifiée par \mathbf{a} , est proche de la direction du réseau supérieur des travées. Bien qu’elle forme un angle moyen de 11 degrés par rapport à cette direction privilégiée, les valeurs de A et B sont proches et significativement corrélées, respectivement à MIL_z et MIL_y ($r' = 0.98, p < 0.001$ pour les deux).

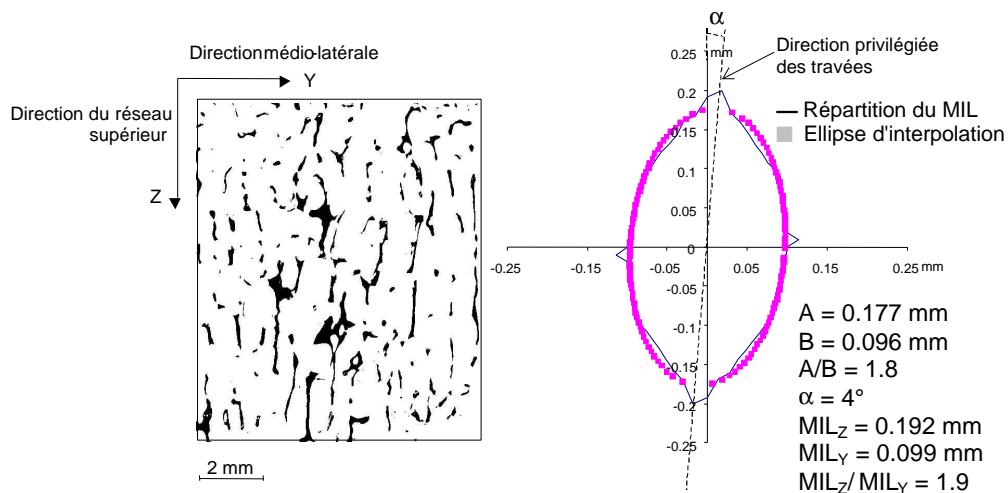


Figure 6. 18. Répartition 2D du MIL et paramètres d'anisotropie d'un échantillon de calcanéum humain (n°35, Femme de 82 ans)

6.4.2.3. Dimension Fractale

Afin de quantifier l'irrégularité des structures spongieuses, la dimension fractale, d , est calculée à partir d'images binarisées de ces structures, par la méthode de « box counting » (§ 3.3.4). Pour la série de calcanéums, la dimension fractale peut être calculée en 2D à partir de coupes histologiques ou en 3D par un calcul direct réalisé sur les images tomographiques 3D à $10\ \mu\text{m}$ acquises à l'ESRF et sous-échantillonnées à $40\ \mu\text{m}$.

En 2D, la dimension fractale D est calculée à partir de la courbe ($\text{Log}N$ vs $\text{Log}\epsilon$), avec N = nombre de fenêtres contenant l'interface os/moelle et ϵ : taille des fenêtres. L'intervalle des valeurs, lié à la dimension des images utilisées (2D) et à la méthode de calcul (images binarisées) est [1; 2], cet intervalle est [2; 3] en 3D. Les relations $\text{Log}N$ vs $\text{Log}\epsilon$, en partie non linéaires, montrent que les structures spongieuses ne sont pas des fractals parfaits (Figure 6. 19). Cependant, la partie linéaire de ces courbes se situant dans l'intervalle [$80\ \mu\text{m}$ – $560\ \mu\text{m}$], il semble que dans cette gamme d'échelle, les coupes de structures spongieuses soient des fractals quasi parfaits.

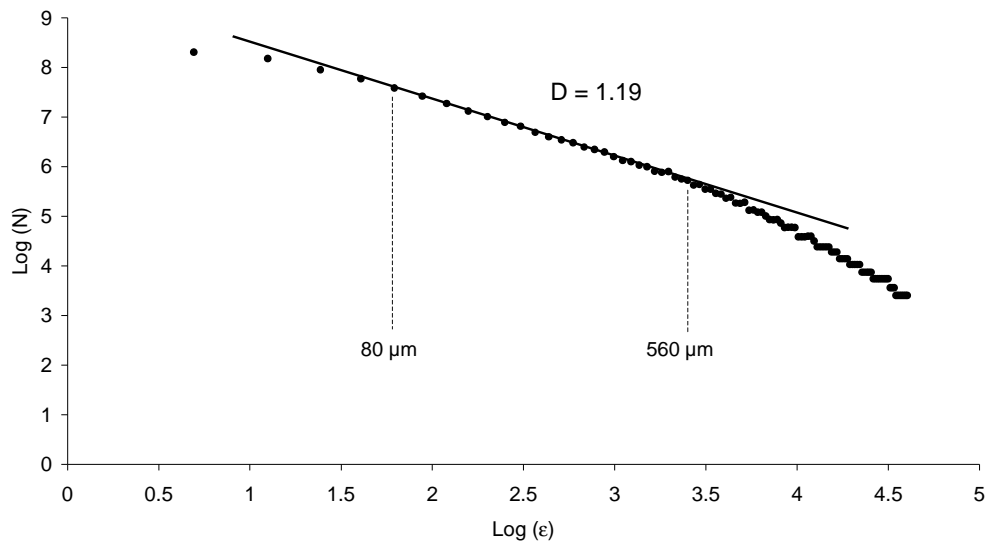


Figure 6. 19. Courbe Log N vs Log ϵ , et dimension fractale 2D associée pour un échantillon de calcaneum humain (n°35, Femme de 82 ans)

6.4.2.4. Connectivité

La connectivité des structures spongieuses tridimensionnelles est quantifiée par le calcul d'une contribution du nombre d'Euler, ΔC , à partir des images tomographiques 3D à 10 μm réalisées à l'ESRF et sous-échantillonnées à 40 μm . La contribution du nombre d'Euler des différentes structures a été calculée suivant la méthode proposée par Odgaard et Gundersen [Odg93] (§ 3.3.3.3). La densité d'Euler égale à la contribution du nombre d'Euler rapportée au volume étudié (Densité d'Euler en mm^{-3}) est également donnée.

6.5. Essais mécaniques

Différents tests mécaniques ont été réalisés pour la caractérisation mécanique de l'os spongieux à l'échelle globale et de la travée à l'échelle locale. L'essai de compression représentant l'essai standard a été mis en œuvre sur des échantillons d'os spongieux de calcaneums humains par Mitton [Mit97b], et l'essai de micro-flexion a été développé par Bruyère [Bru00]. Quelques modifications ont été apportées au banc d'essai par la suite (entre autre, pour permettre la rotation de l'échantillon sur le support et l'adaptabilité du porte-échantillon entre le banc de micro-flexion et le banc de tomographie, afin de s'affranchir des différences de positionnement).

6.5.1. Essai de compression sur échantillons cubiques d'os spongieux

Les essais de compression sont réalisés sur une machine de traction-compression universelle Schenk RSA 250, pilotée par ordinateur. L'effort de compression est

mesuré par un capteur d'effort TME de capacité 5000 N (résolution 0.1%). Lors des essais sur échantillons cubiques d'environ 9 mm de côté, le déplacement de la traverse mobile est mesuré à titre de contrôle par un capteur Deltalab 4 mm (résolution 0.1%). Pour une mesure très précise, le déplacement est mesuré directement au contact de l'échantillon à l'aide d'un capteur à jauges développé au laboratoire [Mit96] (Figure 6. 20). Le déplacement est corrigé en tenant compte de la raideur des différents éléments du montage.

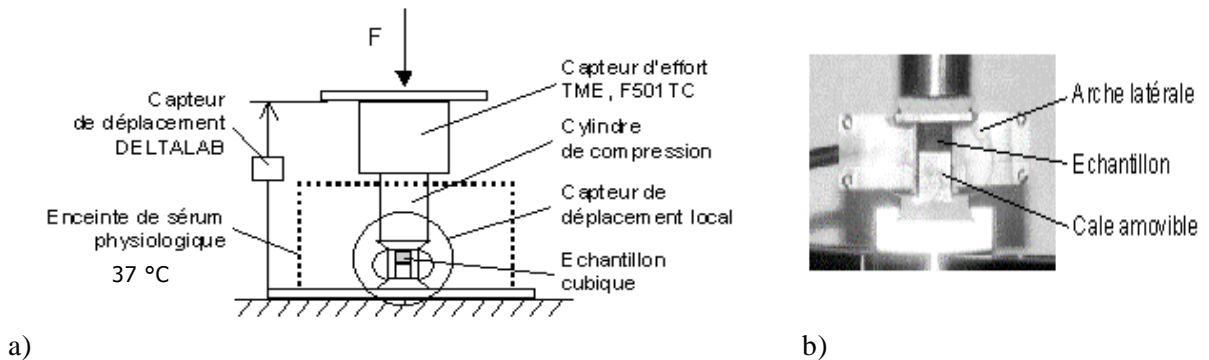


Figure 6. 20. Essai de compression

a) schéma du montage, b) Capteur de déplacement local

Afin d'améliorer la reproductibilité de l'essai de compression en permettant une mise en place préalable de l'échantillon, l'essai débute par 10 cycles de charge et décharge dans le domaine élastique, entre 0 et 0.6% de déformation, permettant d'atteindre un état stable [Lin90]. Limité à cette étape dans le domaine élastique, cet essai permet d'évaluer l'anisotropie mécanique des échantillons cubiques et /ou de réaliser d'autres mesures sur ces échantillons. L'essai de compression peut ensuite être poursuivi jusqu'à rupture dans une direction particulière, les paramètres élastiques étant mesurés sur le dixième cycle (Figure 6. 21).

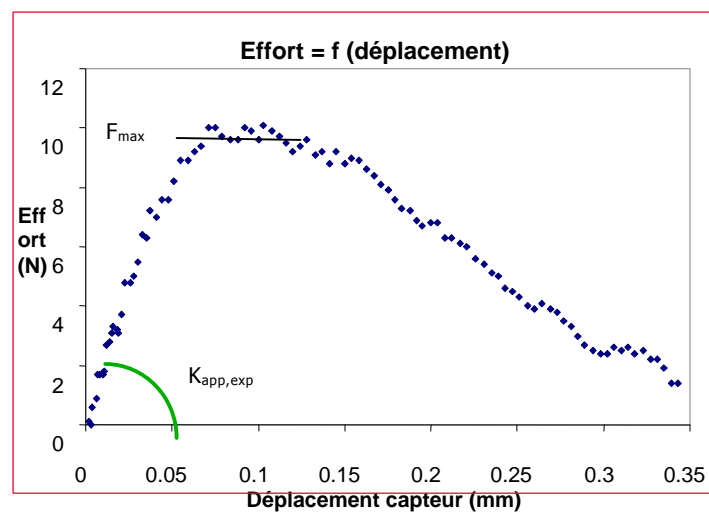


Figure 6. 21. Courbe caractéristique d'un essai de compression

Les essais de compression ont été réalisés dans une solution de sérum physiologique maintenue à 37°C par un régulateur de température (Ministat, Huber®), pour se rapprocher des conditions *in vivo*. Les paramètres mécaniques sont les modules d'élasticité déterminés par essais de compression non destructifs : E_x , E_y , E_z , avec X : direction du réseau inférieur des travées, Y : direction médio-latérale, Z : direction du réseau supérieur des travées. La contrainte maximale \mathbf{s}_{\max} et le module d'élasticité E dans la direction du réseau supérieur des travées (Direction Z) sont déterminés par un essai de compression destructif dans cette direction. Les paramètres obtenus sont alors la contrainte maximale et le module d'Young selon la direction étudiée, mesurés à partir de la raideur obtenue sur la courbe Effort-Déplacement.

$$\mathbf{s}_{\max, \text{exp}} = \frac{F_{\max}}{S_{\text{app}}} \qquad E = \frac{\mathbf{s}}{\mathbf{e}} = \frac{F_{\max}}{S_{\text{app}}} \cdot \frac{1}{\mathbf{e}} = k \cdot K_{\text{app,exp}}$$

Avec :

$\mathbf{s}_{\max, \text{exp}}$: Contrainte maximale expérimentale	en MPa
F_{\max}	: Effort Maximal :	en N
S_{app}	: Surface apparente	en mm ²
E	: Module d'Young	en MPa
$\mathbf{e} = \frac{\Delta l}{l_0}$: Déformation	en %
$K_{\text{app,exp}}$: Raideur expérimentale	en N/m ⁻¹
k	: constante géométrique	

27 échantillons médiaux ont été testés en compression.

6.5.2. Essai de micro-flexion sur travée osseuse

6.5.2.1. Introduction

La caractérisation mécanique du tissu trabéculaire mise en œuvre est basée sur une méthode inverse, associant un essai mécanique et une simulation par éléments finis de cet essai. Le but est, à terme, de pouvoir calculer les paramètres caractéristiques du tissu trabéculaire et utiliser ceux-ci en les implémentant dans les modèles par éléments finis globaux d'os spongieux afin de déterminer les risques fracturaires en utilisant les contraintes limites et/ou module d'Young.

Compte tenu des faibles dimensions des travées et de leur géométrie très variable les rendant difficilement usinables, un essai de flexion de type poutre-console a été retenu. Deux méthodes de reconstruction des travées ont été utilisées, la première ne donnant pas de résultats satisfaisants, seuls quelques exemples sont présentés.

6.5.2.2. Prélèvement

Les travées sont prélevées dans l'une des demi-pastilles « inter Med-Lat » dégraissée puis réhydratée dans de l'eau déminéralisée, l'autre demi-pastille étant utilisée en micro-radiographie (Figure 6. 10). Les travées sont prélevées dans la direction privilégiée du réseau trabéculaire Z (repérée lors de la radio conventionnelle et matérialisée sur l'échantillon par une flèche au crayon graphite). Dans chacune des demi-pastilles sont prélevées au minimum 3 travées. Ainsi, 30 travées ont été prélevées et tomographiées.

Après différents essais de prélèvement de travées sur les pastilles, il s'avère que la meilleure découpe est obtenue grâce à une lame de rasoir sous loupe ou à l'œil nu. En effet, la structure étant d'une extrême fragilité, un scalpel, du fait de son épaisseur, ne permettait pas de découper dans la pastille d'os sans écraser la structure. De plus, pour éviter d'endommager les travées prélevées en appliquant un minimum de contraintes, le prélèvement se fait sur pastille humide. Un soin tout particulier a été apporté afin de prélever les travées sans rompre leur cohésion mécanique. Par ailleurs, il ne faut pas couper les travées aux « nœuds ». Pour avoir des trabécules représentatives, il faut assurer une longueur suffisante (« tronc »), les « branches » existantes devant être sectionnées suffisamment loin des ostéons de connection (Figure 6. 22a).

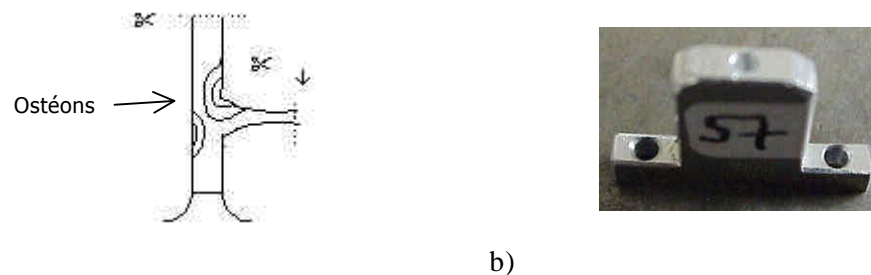


Figure 6. 22. Travée et accessoire.

a) Représentation schématique d'une coupe de travée, b) Porte-échantillon adaptable en microflexion et tomographie.

Après prélèvement, l'extrémité de la travée est introduite dans le support et "scellée" avec de la colle à jauge (cyanoacrylate type M200 avec catalyseur). Le collage permet d'approcher un encastrement parfait. La colle en surabondance est nettoyée de la surface du porte-échantillon. L'ensemble travée + support est alors conservé à température ambiante jusqu'au moment de réaliser la tomographie puis l'essai de micro-flexion.

Les essais mécaniques sont effectués sur travées humides afin de s'approcher des conditions réelles. L'humidification se fait par trempage dans de l'eau déminéralisée pendant 6 heures environ.

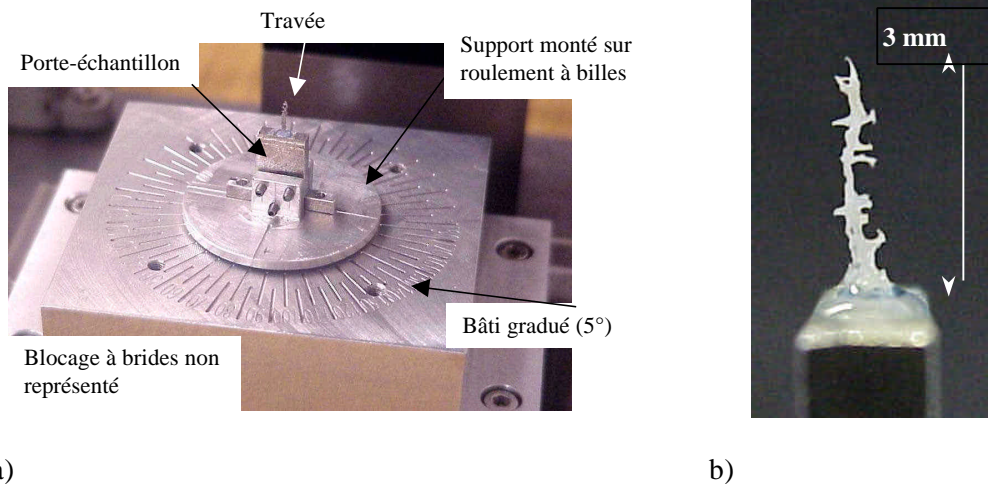


Figure 6. 23. Détail du banc de microflexion

a) Bâti et support du porte-échantillon, b) Travée humide collée sur son support

39 travées provenant de 13 demi-pastilles ont été prélevées, à raison de 3 travées par demi-pastille, tomographiées avec une résolution de $19.4 \mu\text{m}$ et testées par un essai de microflexion. Certaines travées, non comptées parmi celles ci, ont été utilisées afin de tester une méthode de reconstruction 3D permettant éventuellement de s'affranchir de la tomographie à haute résolution.

6.5.2.3. Construction du modèle géométrique de la travée

Pour pouvoir appliquer la méthode des éléments finis à la travée, il est nécessaire de connaître la géométrie de la travée. La méthode présentée chapitre 5.5.1, et utilisant deux profils orthogonaux pour reconstruire la géométrie de la travée, n'a pas donné de résultats concluant du fait du manque de précision de cette méthode. Nous avons alors cherché une méthode optique permettant éventuellement de s'affranchir de la tomographie X.

6.5.2.3.1. Reconstruction 3D par méthode optique : Vision Stéréoscopique

Cette méthode est basée sur la reconnaissance de forme par méthode optique : détection des contours, segmentation de contours ; segmentation en région, géométrie et calibration de caméras numériques et enfin la vision stéréoscopique. Nous avons principalement utilisé la méthode de reconstruction 3D basé sur le principe de la vision stéréoscopique à l'aide de deux caméras. Cette méthode est présentée en annexe (Annexe A2). Pour pouvoir utiliser cette méthode, il est nécessaire de mettre en place un ensemble de points (également appelé « mouchetis ») sur l'objet à reconstituer afin de relier spatialement les deux caméras (Hamamatsu®). Différents essais de maillages ont été testés : par projection de peinture sur l'échantillon, par méthode de speckle par laser (expliquée en annexe A3), par dépose de poudre (carbone, poudre d'encre d'imprimante). Une fois le maillage de points placé sur la tra-

vée, il doit pouvoir être identifiable par les caméras. Cette étape est validée à l'aide du logiciel Sifasoft qui utilise les niveaux de gris des pixels d'une image. La reconstruction 3D est quant à elle, effectuée à l'aide du logiciel ASAME qui utilise également les niveaux de gris des pixels. Sifasoft permet de mesurer, par méthode optique, le champ de déplacement d'un corps plan en reconnaissant un mouchetis de points. S'il y parvient, le mouchetis est alors considéré comme correct pour permettre la reconstitution 3D. La procédure utilisée par Sifasoft pour trouver le champ de déplacement est explicitée en annexe (Annexe A4) et peut être résumée très succinctement comme suit :

- Prise d'une image de l'échantillon en position initiale.
- Prise d'une image de l'échantillon en position finale après déplacement de quelques millimètres ou très faible rotation.
- Essais de corrélation entre les deux images.

Nous allons aborder ci-après différents mouchetis testés. La première solution pour obtenir un mouchetis a été de pulvériser de la peinture noire en bombe aérosol ou en utilisant un feutre spécial basé sur le principe de l'aréographie. Ces techniques ont déjà fait leurs preuves lors de précédents essais sur plaques mince [Cle01], mais n'ont pas été testées sur des échantillons de faibles dimensions. Le premier essai a été effectué sur un cylindre de diamètre 6mm, recouvert en premier lieu de peinture blanche afin d'améliorer le contraste tâches-peinture (Figure 6. 24).

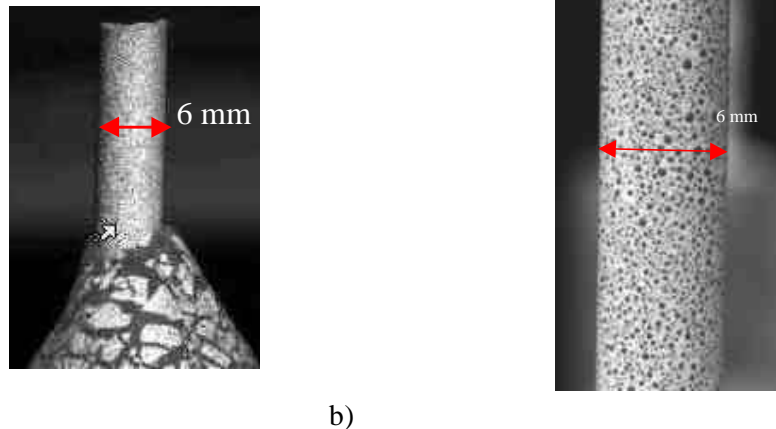


Figure 6. 24. Comparaison de mouchetis sur un cylindre.

a) peinture en bombe aérosol, b) feutre aérographe

Les résultats obtenus sont validés par Sifasoft (Figure 6. 25), le rectangle rouge matérialisant la position initiale du cylindre.

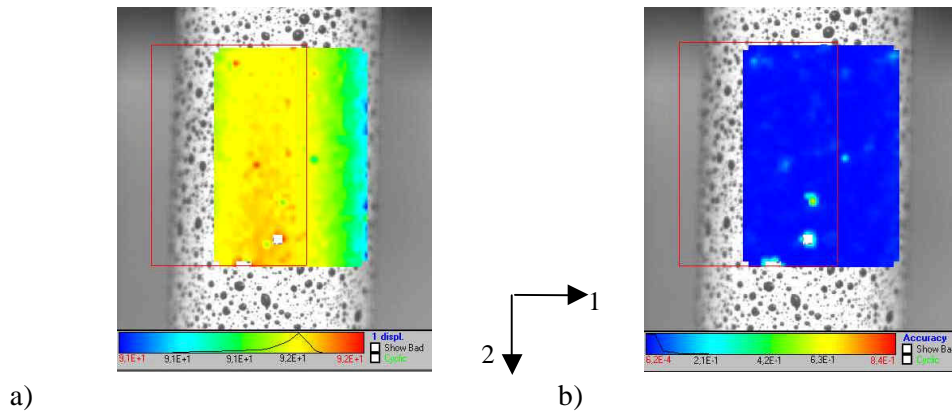


Figure 6. 25. Résultats de validation par Sifasoft du mouchetis obtenu par feutre

a) Déplacement selon 1, b) Précision en pixel

En utilisant une bombe aérosol, on obtient des résultats similaires. Il est alors possible de reconstruire un volume 3D en se basant sur la vision stéréoscopique, et en utilisant le logiciel de reconstruction ASAME. L'échantillon étant monté sur le banc de micro-flexion, deux images sont prises à l'aide de deux caméras tous les dix degrés. Chaque paire d'images est ensuite reconstituée en 3 dimensions puis les paires sont assemblées entre elles afin de reconstruire le volume. La reconstruction obtenue du cylindre est illustrée Figure 6. 26.

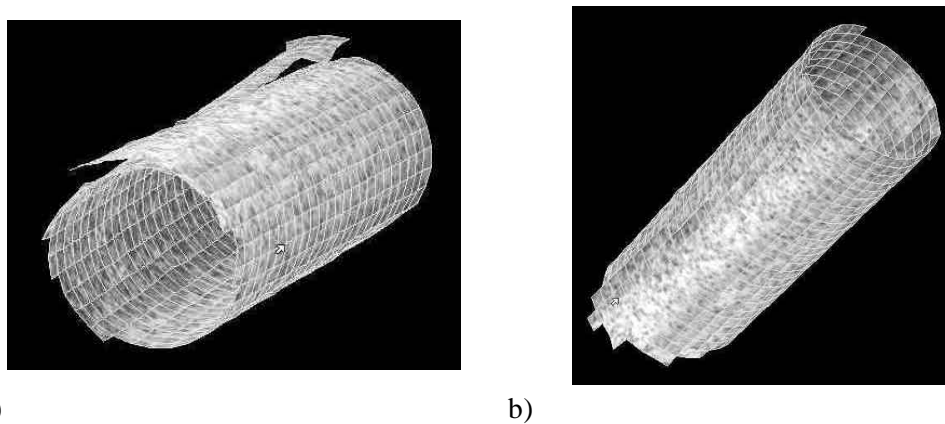


Figure 6. 26. Reconstruction 3D d'un cylindre à l'aide du logiciel ASAME

Il est à noter que la géométrie obtenue du cylindre est légèrement perturbée au niveau de la jonction entre la 1^{ère} et la dernière image. Ceci peut être dû à un léger mouvement des caméras ou, plus improbable, aux jeux inhérents au support du porte échantillon monté sur roulement.

La méthode présentée ci-après et utilisant la technique « speckle » a été utilisée directement sur travées. L'avantage de cette technique est que le motif aléatoire (mouchetis) est « virtuel » dans le sens où il n'est pas déposé directement sur

l'échantillon mais est projeté par l'intermédiaire d'un laser. Le montage expérimental est illustré Figure 6. 27.

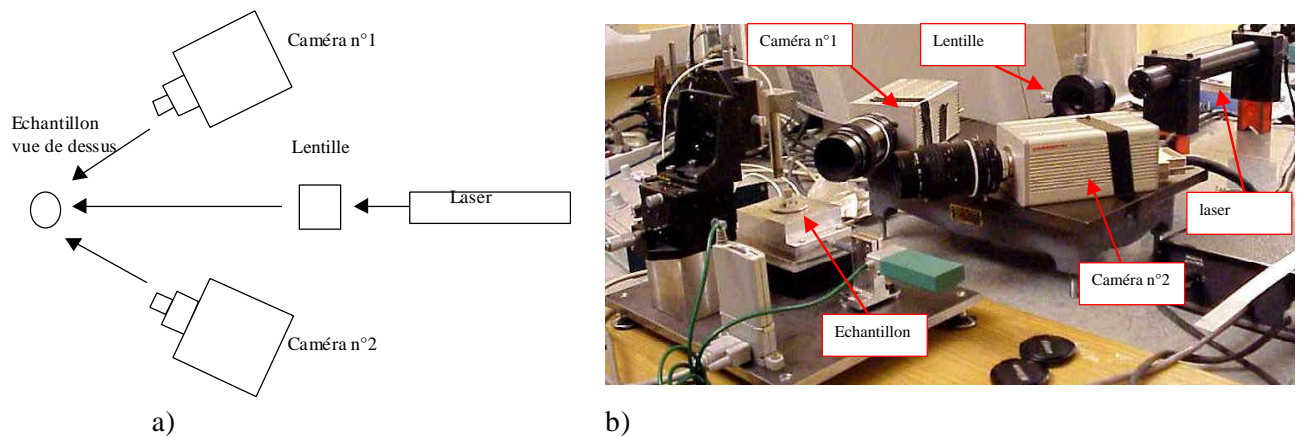


Figure 6. 27. Mouchetis par technique speckle

a) Schéma de principe, b) Montage expérimental

Cette méthode permet alors d'obtenir une multitude de points répartis sur la travée. Un zoom progressif de l'image montre que l'on obtient un ensemble de pixels de niveaux de gris variables et aléatoires qui pourront aisément être exploités par le logiciel Sifasoft.

La Figure 6. 28 montre un exemple de test de validité de mouchetis pour le déplacement horizontal d'une travée. L'exemple de mouchetis donné est obtenu par technique de « speckle » laser sur une travée à l'aide d'une caméra uniquement.

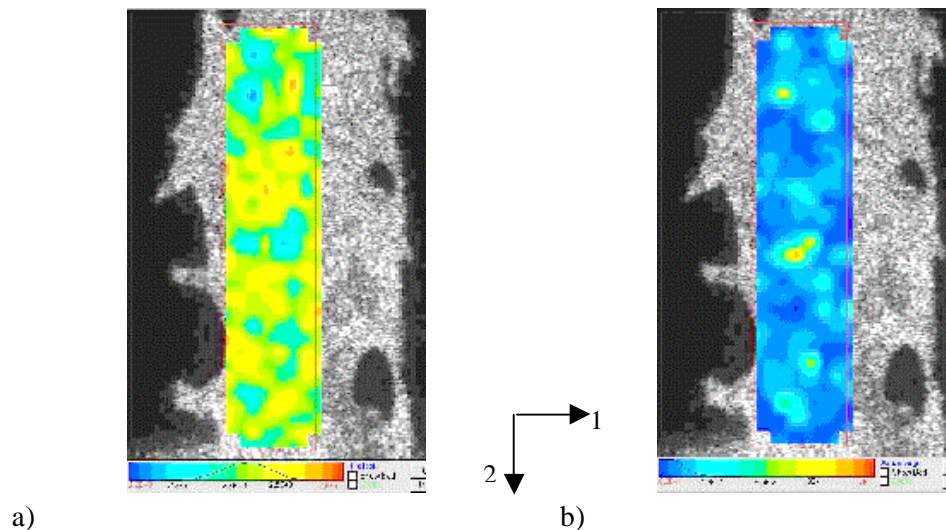


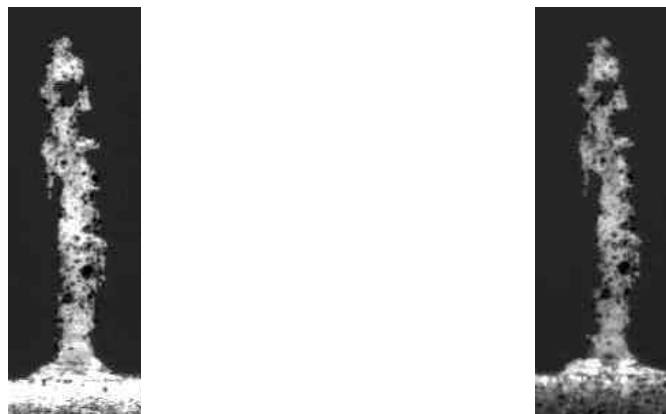
Figure 6. 28. Validation d'un mouchetis "speckle" sur une travée par Sifasoft

a) déplacement selon 1, b) précision du calcul

Le déplacement obtenu selon l'axe 1 sur l'exemple donné Figure 6. 28 varie entre 2.3 et 2.5 pixels avec une précision moyenne de 5.10^{-3} pixels. Ce motif peut être considéré comme correct car le logiciel Sifasoft parvient à reconnaître un même motif entre l'image initiale et l'image déformée. Mais pour pouvoir reconstruire un modèle 3D de l'échantillon, il faut mettre en place deux caméras comme illustré Figure 6. 27, afin d'obtenir une image « gauche » et une image « droite » de l'objet. Le but est en suite de repérer des motifs semblables sur la paire d'image.

Les mouchetis que nous avons testés ont donnés de bons résultats en terme de mesure de déplacements (ou de champs de déformations) que ce soit en utilisant des mouchetis « projetés » ou « virtuels ». Par contre, comme nous allons le voir par la suite, la reconstruction 3D n'a pas donné de résultats concluants en terme de précision de la géométrie.

Lors des essais de mouchetis par projection de peinture sur la travée, nous n'avons pas au préalable recouvert celle-ci de peinture, par crainte de modifier sa géométrie initiale du fait de ses très faibles dimensions (3 mm de hauteur) Figure 6. 29. Le logiciel ASAME n'a pu reconstruire cette travée principalement dû au fait de la petitesse de l'échantillon. En effet, l'image de la travée obtenue est beaucoup trop petite et l'utilisation d'un zoom plus puissant est nécessaire, la taille de la grille de calcul du logiciel étant trop importante par rapport aux dimensions de la travées. De plus, les travées imagées par cette technique devront ensuite être testées en micro-flexion, or le fait de mettre de la peinture sur leur surface peut avoir une influence préjudiciable sur les résultats. Les essais de reconstruction 3D en utilisant la méthode « speckle » ont eux aussi été infructueux. En effet, il est impossible de retrouver une similitude de motif entre l'image droite et l'image gauche. De plus, le "speckle" dépend de l'ouverture du diaphragme de la caméra. Et, même en plaçant les caméras au même endroit (même positionnement), nous n'aurions que peu de chance de retrouver un motif identique.



a)

b)

Figure 6. 29. Mouchetis de peinture noire sur travée en vue de la reconstruction 3D

a) Image gauche, b) Image droite

La méthode de reconstruction 3D par vision stéréoscopique n'a donc pas été validée. Par contre, nous avons pu valider différents type de mouchetis permettant de mesurer, à l'aide d'une caméra uniquement, les champs de déformations sur une travée lors d'un essai. Cette méthode sera ensuite appliquée, à titre exploratoire, à quelques uns de nos échantillons lors d'essais élasto-plastique, afin de comparer les modélisations et calculs éléments finis à l'expérimentation (apparition de rotule, concentration de déformation...).

6.5.2.3.2. Par tomographie X

La seconde méthode de construction du modèle consiste à réaliser une image tomographique à haute résolution de la travée et, après binarisation, à remplacer les voxels par des éléments briques. Les images tomographiques de travées isolées ont été réalisées avec un pas d'échantillonnage d'environ 10 μm , par Gilles Peix au Laboratoire de Contrôle Non Destructif par Rayonnements Ionisants (CNDRI) de l'INSA de Lyon. La segmentation de l'image a été effectuée par un simple seuillage des niveaux de gris (Figure 6. 30).

Les conditions aux limites du modèle reproduisent le collage par l'encastrement des nœuds appartenant à la surface collée de la trabécule. Un modèle de la travée reconstruite est donné Figure 6. 31.

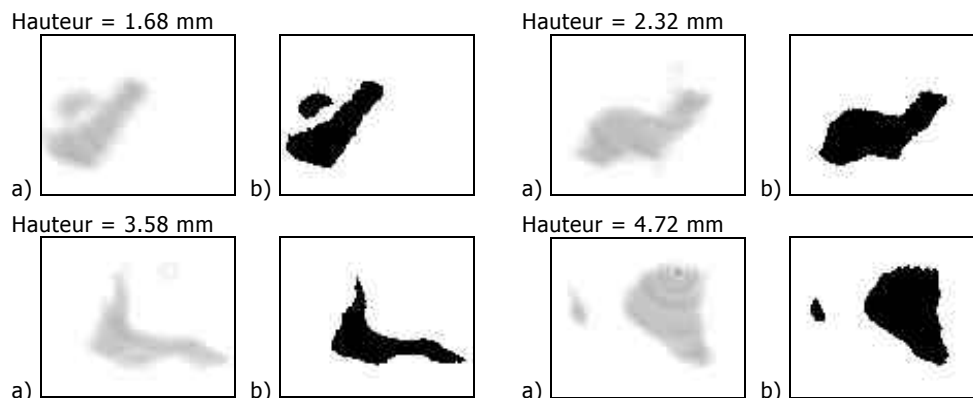


Figure 6. 30. Coupes tomographiques d'une travée (Taille des images : $1 \times 0.8 \text{ mm}^2$) (Source : Gilles Peix, Laboratoire CNDRI, INSA de Lyon)

a) Image brute, b) Image seuillée

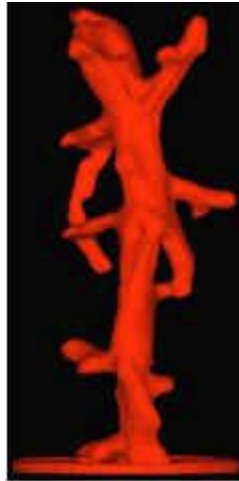


Figure 6. 31. Travée tomographiée et reconstruite à 19.4 μm (2*2*4 mm) (Source : Gilles Peix, Laboratoire CNDRI, INSA de Lyon).

6.5.2.4. Essai de micro-flexion

Les essais sont réalisés sur un banc de micro-flexion mis au point au Laboratoire de Mécanique des Solides [Bru00].

Une extrémité de la travée est fixée par collage sur un porte-échantillon adaptable au banc d'acquisition de tomographie X puis lui-même fixé sur une platine mobile en translation. Le déplacement de cette platine est assuré par un moteur pas à pas Owis[®], de course 10 mm, dont l'incrément de déplacement est de 0.04 μm . Cette translation permet la mise en charge de l'extrémité libre de la travée sur un capteur d'effort par l'intermédiaire d'une aiguille de chargement assurant un contact linéique entre la travée et le capteur d'effort (Figure 6. 32b).

Le déplacement de la platine est mesuré par un capteur Solartron[®] de course 25 mm et de résolution 0.5 μm . Le capteur d'effort MBL de Sensotec[®] est un capteur à jauges semi-conducteurs, de capacité 250.10⁻³ N avec une résolution de 0.25 10⁻³ mN. Afin de régler la position du point d'application de la charge, la position de la travée est réglable en rotation et celle du capteur d'effort peut être modifiée par l'intermédiaire d'une table de translation triaxes (Figure 6. 32a). Le déplacement mesuré est corrigé par la raideur du capteur d'effort.

La commande du moteur et l'acquisition des capteurs sont intégrés dans un logiciel de pilotage de l'essai. La raideur de flexion mesurée est corrigée pour tenir compte de la raideur du capteur d'effort. Une caméra CCD Hamamastu[®] permet de visualiser et de photographier la travée durant l'essai et en particulier, de définir la position exacte du point d'application de la charge (Figure 6. 32).

Les essais sont réalisés à l'air et à température ambiante, l'humidification de la travée étant maintenue par quelques gouttes de sérum physiologique, dans le cas des essais sur tissu hydraté. La raideur élastique, K (en 10⁻³N/mm), de la travée est mesurée sur la partie linéaire de la courbe Effort – Déplacement (Figure 6. 33). Pour les essais menés jusqu'à la ruine de la travée, on relève la limite du domaine de comportement élastique, Fe (en 10⁻³N), définie conventionnellement par une dimi-

nutrition de 10% de l'effort par rapport au comportement linéaire et le déplacement correspondant d_e (en mm) (Figure 6. 33).

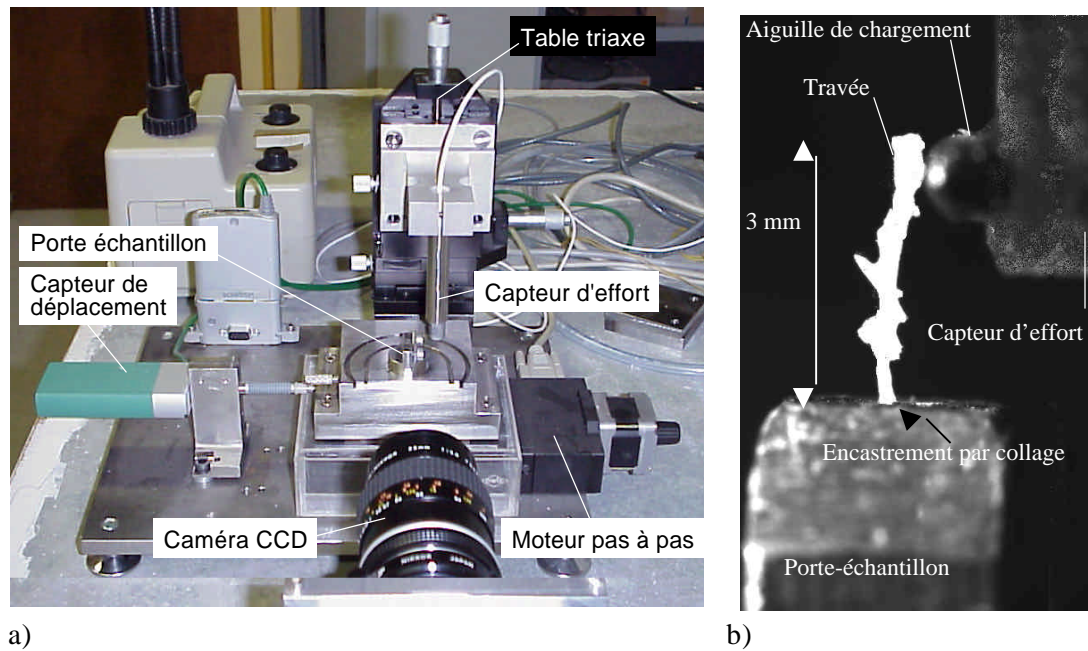


Figure 6. 32. Banc d'essai de micro-flexion sur travée isolée

a) Vue d'ensemble, b) Mise en contact du capteur sur la travée

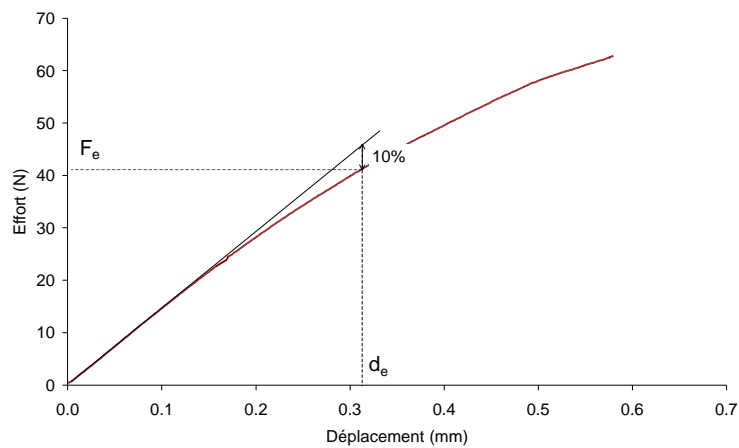


Figure 6. 33. Courbe expérimentale de micro-flexion sur travée isolée

Les tests sont réalisés à une vitesse pouvant varier de 2 à 8 $\mu\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ selon les échantillons. Le régime est alors quasi-statique. Afin de ne pas détériorer la structure de la travée, nous avons appliqué un effort maximum de 4 à 20 mN lors de l'essai de flexion dans le domaine élastique. Cela n'est pas préjudiciable sur la justesse des résultats, la courbe obtenue étant très linéaire et les résultats très reproductibles.

Au total, 39 travées ont été prélevées sur 13 échantillons d'os spongieux prélevés sur calcanéums. Sur les 3 premiers échantillons (ie : 9 travées), seule une direction

de chargement a été appliquée. Sur tous les autres échantillons, quatre directions de chargement ont été imposées (0, 90, 180 et 270°) et ce afin de quantifier l'anisotropie éventuelle des travées. De plus, pour chacune des directions imposées, 3 essais ont été effectués vérifiant par là, la reproductibilité des manipulations. Ainsi, sur chacune de ces 30 travées douze essais ont été effectués. Les essais sont réalisés sur travées humides, trempées dans de l'eau déminéralisée pendant un minimum de six heures avant essai. Des essais élasto-plastiques ont également été pratiqués sur 10 travées sèches, sur lesquelles nous avons appliqué un mouchetis à base de poudre de tuner. Cela, afin de permettre des mesures par corrélations d'images du champ de déformations, et la comparaison de celui-ci avec les calculs élasto-plastiques par Eléments Finis.

6.5.2.5. Mesures du champs de déformations par corrélations d'images

Nous souhaitons pouvoir comparer le comportement mécanique de la travée lors d'un essai avec son comportement simulé.

En 1997, une équipe du Laboratoire de Mécanique du Solide [Mgu97] [Cle01] a développé un logiciel, Sifasoft (Imagerie par suivi d'un motif aléatoire), qui permet à partir d'images, de déterminer les champs de déplacements et les déformations dus aux déplacements relevés entre ces deux images. A partir de l'image d'une éprouvette en position initiale et de celle de l'éprouvette à la fin de l'essai, le logiciel Sifasoft, permet d'évaluer les champs de déplacement dans l'éprouvette. Mais avant toute chose, l'éprouvette doit être maculée d'un motif aléatoire (poudre, peinture...). Comme nous avons pu le voir au § 6.5.2.3.1, les motifs aléatoires (ou mouchetis) ont été validés. Par commodité de manipulation, nous avons conservé le motif aléatoire obtenu à partir d'une poudre de tuner. Cette méthodologie utilisant les différences de contrastes entre les pixels, les essais ont été effectués sur travées sèches afin d'éliminer les reflets dus à l'hydratation. En plus des images initiale et finale, nous avons enregistré les différentes phases de l'essai. Aussi, il nous est possible de visualiser en temps réel les variations des champs de déformations. Ce travail a été possible grâce au développement d'une version « dynamique » du logiciel par Mr Morestin du LMSO. Cette nouvelle version permet également de mesurer localement des champs de déformation de manière très précise, par l'intermédiaire de jauges « virtuelles », lignes, sections....(Figure 6. 34).

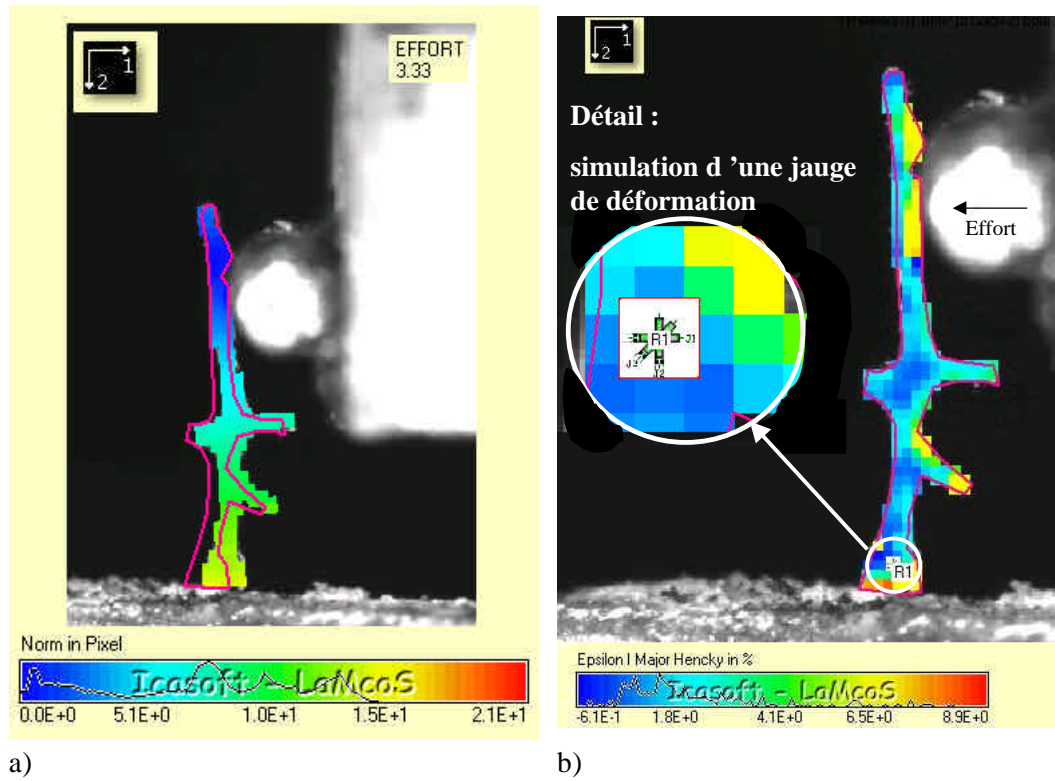


Figure 6. 34. Exemple de calcul par corrélation d'images

a) Mesure de la norme du déplacement, b) Mesure de déformations par jauge à l'encastrement.

6.6. Modélisation

6.6.1. Modélisation des échantillons cubiques d'os spongieux

6.6.1.1. Modélisation 3D Hexaédrique (appelée : "Brique")

Les modèles par éléments finis d'os spongieux de calcanéums ont été construits à partir d'images tomographiques sous échantillonnées à 40 μm et à partir d'images IRM dont le pas d'échantillonnage est égal à 78 μm . Les échantillons médiaux et latéraux ont fait l'objet de modèles. 17 échantillons médiaux et 27 latéraux ont été imagés par tomographie X, et 19 échantillons médiaux et 15 latéraux ont été imagés par IRM.

Le modèle par Eléments finis est obtenu en remplaçant chaque voxel de l'image par une brique à 8 nœuds. Cette opération est effectuée par l'intermédiaire d'un programme en C++, qui permet également de seuiller et de binariser le volume choisi.

Nos moyens numériques étant limités, et ce, malgré l'obtention de temps de calcul au CINES (Centre Informatique National de l'Enseignement Supérieur de Montpellier), nous avons utilisé des images tomographiques sous échantillonnées à 40 μm , alors que celles-ci ont une résolution initiale de 10 μm . Cependant, grâce au CINES, nous avons pu augmenter la taille de nos modèles, et obtenir des modèles représentatifs de 6.6*6.6*6.6 mm^3 . Seuls 6 échantillons latéraux provenant de la 1ère série et tomographiés ont des dimensions légèrement inférieures (5.12*5.12*5.12 mm^3). Les modèles construits à partir des images IRM ont des dimensions inférieures et différentes selon les échantillons du fait de l'élimination des effets de bords lors de la reconstruction des volumes, mais font approximativement 4.5*4.5*4.5 mm^3 . Le tissu trabéculaire est considéré comme un matériau homogène et isotrope, ayant un coefficient de Poisson égal à 0.3, cette dernière valeur étant adoptée par la plupart des chercheurs [Hol94] [Ulr98c] [Kab99]. Le module d'Young du tissu trabéculaire est dans un premier temps choisi arbitrairement puis déterminé par méthode inverse. Différentes conditions aux limites ont été testées (application d'un déplacement aux nœuds, compression par une surface rigide, conditions de symétries...) et plusieurs lois de comportement ont été utilisées (loi de comportement élastique parfaite, loi élasto-plastique, avec ou sans écrouissage).

Les simulations numériques de compression sont calculées à l'aide du logiciel Abaqus®. Un exemple de comparaison entre un échantillon tomographié à 40 μm et un modèle EF est présenté Figure 6. 35.

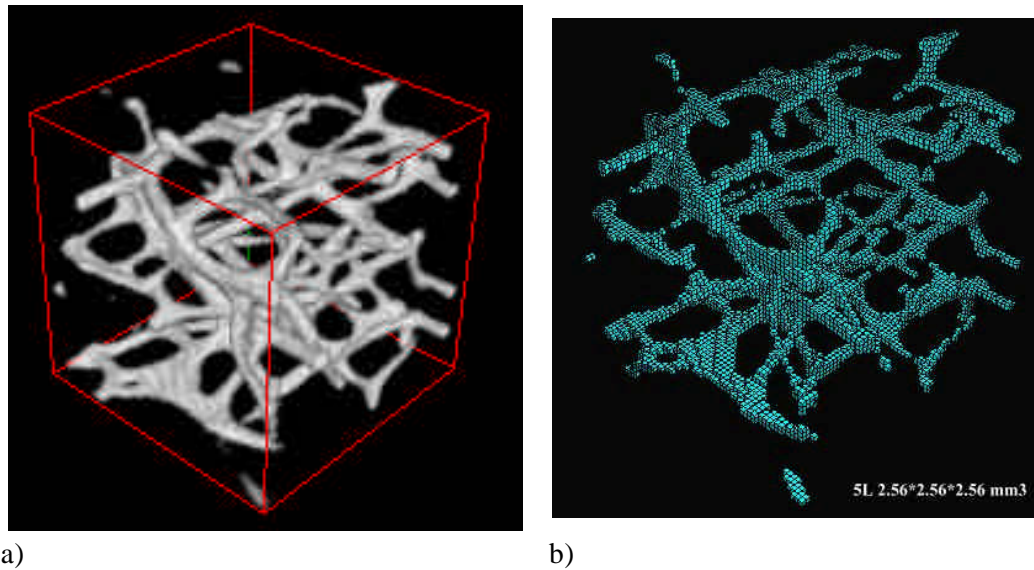


Figure 6. 35. Comparaison d'un échantillon tomographié et de son modèle EF, volume : 2.56*2.56*2.56 mm³

a) Tomographie à 40 μm, b) construction du modèle par éléments briques à 8 noeuds

Pour vérifier la validité de notre modèle éléments finis, nous avons utilisé une mousse d'aluminium dont les caractéristiques sont connues, et dont la structure ressemble à celle de l'os spongieux (porosités, micro-cavités...).

6.6.1.2. Validation du modèle 3D Brique

Les mousses métalliques sont des matériaux présentant une faible densité, une rigidité élevée, une bonne capacité d'absorption de l'énergie mécanique, et une meilleure résistance en traction que les mousses polymères. Ceci leur ouvre des applications multiples aussi bien comme pièces de structure (pare chocs, planchers aéronautiques...) que pour d'autres fonctions plus originales (portes coupe feu, paroi d'isolation acoustique...). Les mousses métalliques les plus prometteuses et les plus faciles à fabriquer à l'heure actuelle sont les mousses d'aluminium.

Une étude sur un échantillon de mousse d'aluminium a été effectuée, comportant une tomographie X à l'ESRF (résolution 30 μm), un essai de compression dans le domaine élastique et selon 3 directions, un essai de micro-dureté Vickers et une simulation numérique. Cette étude devrait permettre de valider le modèle élément finis (MEF) utilisé sur cubes d'os spongieux d'un point de vue représentativité de l'échantillon et calcul de ses caractéristiques mécaniques en terme de Module d'Young.

Cette mousse d'aluminium nous a été prêtée par Eric Maire du laboratoire GEMPPM de l'INSA de Lyon dirigé par le Pr. Cavaille et Vlado Gergely du département de Sciences des Matériaux et de Métallurgie de l'Université de Cambridge. Le processus de fabrication a été développé par l'équipe de Gergely et al [Ger00] (Figure 6. 36).

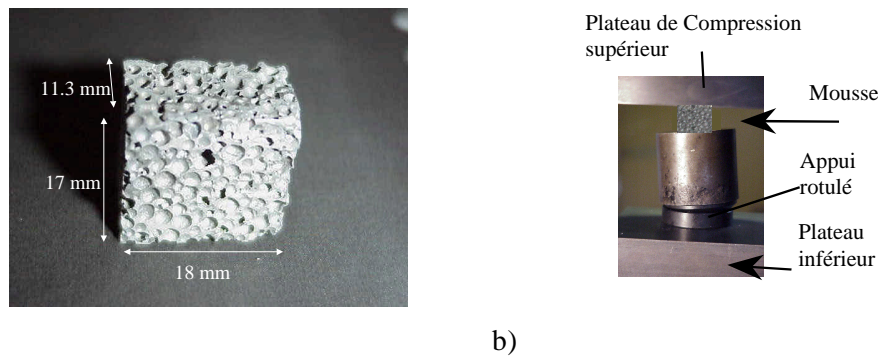


Figure 6. 36. Mousse d'aluminium

a) Mousse d'aluminium réelle, b) Essai de compression

Les essais de compression sur mousse d'aluminium n'ont pas été effectués en utilisant le montage expérimental classiquement employé pour les échantillons d'os spongieux du fait de la forte raideur de cette mousse par rapport à celle de l'os spongieux et de la crainte d'endommager le mini-extensomètre (capteur de déformation à jauges d'extensométrie). Un essai de compression a également été effectué sur un échantillon cubique d'aluminium (Dural) ainsi qu'un essai de micro-dureté sur ce même échantillon. Le volume global de cette mousse d'aluminium tomographié à $30\ \mu\text{m}$ est d'environ $3500\ \text{mm}^3$. Du fait de ses grandes dimensions, nous n'avons pu modéliser qu' $1/8$ de la mousse d'aluminium par éléments finis (Figure 6. 37).

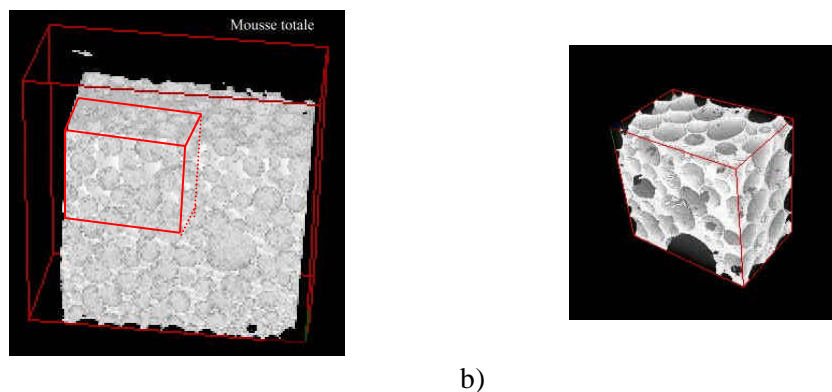


Figure 6. 37. Illustration de la mousse d'aluminium à $30\ \mu\text{m}$

a) Volume global de la mousse ($3500\ \text{mm}^3$), b) $1/8$ de la mousse ($430\ \text{mm}^3$)

La Figure 6. 37 illustre la comparaison entre le modèle tomographié d' $1/8$ de cube par rapport à son modèle par éléments finis reconstruit à partir de briques à 8 nœuds. Afin de réduire les temps de calcul, nous avons choisi d'utiliser des éléments à intégration réduite, c'est à dire à un seul point de Gauss dans l'élément (C3D8R). Différents modèles ont été reconstruits et celui offrant le meilleur compromis entre temps de calcul optimal et représentativité a été de regrouper les

voxels 3 par 3. Environ 112 000 éléments ont été générés pour 1/8 du volume de la mousse (mousse relativement dense) (Figure 6. 37b).

La simulation numérique a été faite en appliquant une loi de comportement élastique parfaite, en imposant un déplacement sur la face supérieure du modèle, en bloquant la face inférieure, et en imposant un module d'Young initial du matériau de $E_{mousse}^{numérique\ initial} = 70\,000\ MPa$.

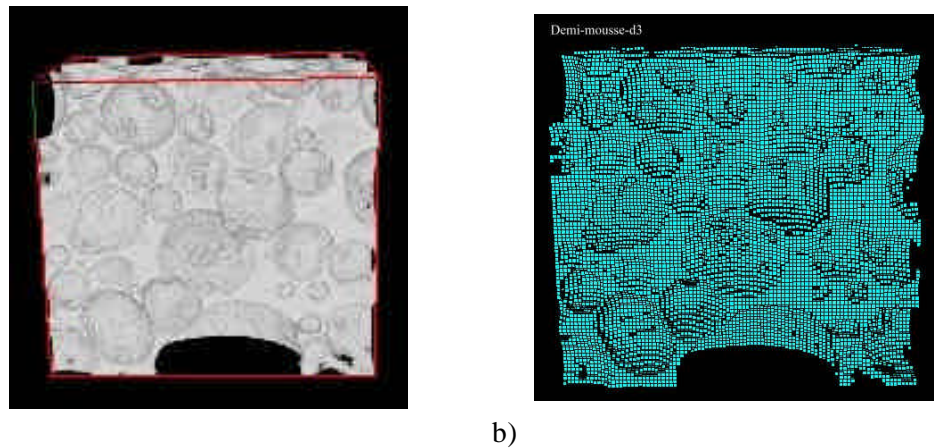


Figure 6. 38. Comparaison du volume tomographié et du maillage

a) 1/8 mousse à 30 μm , b) Maillage par éléments finis avec regroupement par 3 des voxels (Briques à 8 nœuds)

L'essai de compression a été effectué sur l'échantillon global en mesurant l'effort (par le capteur machine de la Schenck RSA250) et le déplacement par un capteur 4 mm (Deltalab). Le module d'Young apparent calculé expérimentalement vaut (après correction de la raideur du montage) : $E_{exp} = 2950\ MPa$. Il est le résultat moyenné de 4 essais. Par identification, on recalcule le module numérique à implémenter dans le calcul pour obtenir le module apparent expérimental. Celui-ci vaut alors : $E_{mousse}^{numérique\ final} = 42600\ MPa$. Cette valeur ne correspond pas à la valeur théorique de l'aluminium (70 000 MPa) mais la mousse que nous avons testée est composée de différents matériaux, et en particulier, de particules de carbure de silicium (SiC). Aussi, pour valider les propriétés d'une telle mousse, un essai de micro-dureté Vickers a été effectué au laboratoire de GEMPPM de l'INSA, par l'intermédiaire de Mr Rouby, après les essais de compression dans le domaine élastique. Le principe de cet essai est le suivant : Le matériau est poinçonné par un pénétrateur constitué d'une pyramide droite à base carrée d'angle au sommet de 136°. L'application d'une charge F crée une empreinte carrée sur la pièce. Après enlèvement de la charge, la valeur moyenne d de la mesure des diagonales de l'empreinte carrée est calculée pour déterminer sa surface latérale S considérée comme une pyramide droite. La micro-dureté Vickers est proportionnelle au rapport F/S (F en N, et S en mm^2).

Les mesures ont été faites sur plusieurs zones du matériau : des zones avec des particules SiC et des zones exemptes de ces particules. Les valeurs mesu-

rées sont corrigées par un coefficient multiplicateur lié à la loi des mélanges. Le module d'Young moyen obtenu sur la mousse d'aluminium par micro-dureté est de 30 210 MPa. L'erreur relative entre le module numérique final et le module expérimental peut sembler très importante (29%) mais il faut prendre en compte le fait que, d'une part, la simulation n'a pas été effectuée sur le volume global et la loi de comportement considérée pour la modélisation est une loi élastique parfaite, et d'autre part, il s'est avéré lors de l'essai de micro-dureté, que les voiles (ou parois) de la mousse semblaient fortement micro-fissurés, et il semble certain que les particules de SiC avaient du jeu dans leur logement.

A la vue de ces résultats, il est pensable que l'essai de micro-dureté a pu être faussé par les essais de compression précédents et que le module d'Young a pu être légèrement sous-estimé. De même, le fait d'utiliser une loi de comportement élastique parfaite et un matériau considéré comme homogène isotrope parfait, peut influencer sur les résultats de la simulation.

Aussi, nous considérerons que le modèle similaire par éléments finis d'échantillons d'os spongieux reste acceptable dans le cas de structure relativement dense et hétérogène. En effet, les éléments utilisés (C3D8, C3D8I, C3D8R) sont mieux adaptés dans le cas de compression pure du matériau, mais n'ont pas de réponse adéquate en présence de flexion.

6.6.1.3. Limites du modèle 3D Brique

Les échantillons d'os spongieux que nous avons étudiés peuvent avoir, dans certains cas, une structure très filaire, dans le cas où les patients étaient atteints par exemple d'ostéoporose. Or lorsque nous allons modéliser de tels échantillons, il est probable que l'on ait très peu d'éléments dans l'épaisseur des travées. A titre illustratif (Figure 6. 39), on simule la réponse d'une poutre en flexion formée d'éléments brique, on constate que l'on peut avoir des différences très importantes par rapport au résultat théorique. Ainsi, nous avons comparé la force résultante à celle donnée par la théorie élastique d'une poutre de section carrée de 0.1 mm de côté, de longueur $L=1\text{ mm}$ et de Module d'Young $E=8000\text{ MPa}$, encastée à l'une de ses extrémités et soumise à un déplacement $y=0.01\text{ mm}$ à l'autre extrémité.

Différents modèles briques ont été testés afin de quantifier l'influence du nombre d'éléments dans la section (modèles à 1, 4 et 16 éléments dans la section) et leur type de résolution (C3D8 : 8 nœuds, 8 points de Gauss, C3D8R : 8 nœuds, 1 point de Gauss, C3D8I : 8 nœuds, effets Timoschenko). Ces résultats sont ensuite comparés à ceux obtenus avec un modèle en éléments poutres B33, (poutres d'Euler-Bernoulli, 3D, 3 points de Gauss, fonctions cubiques).

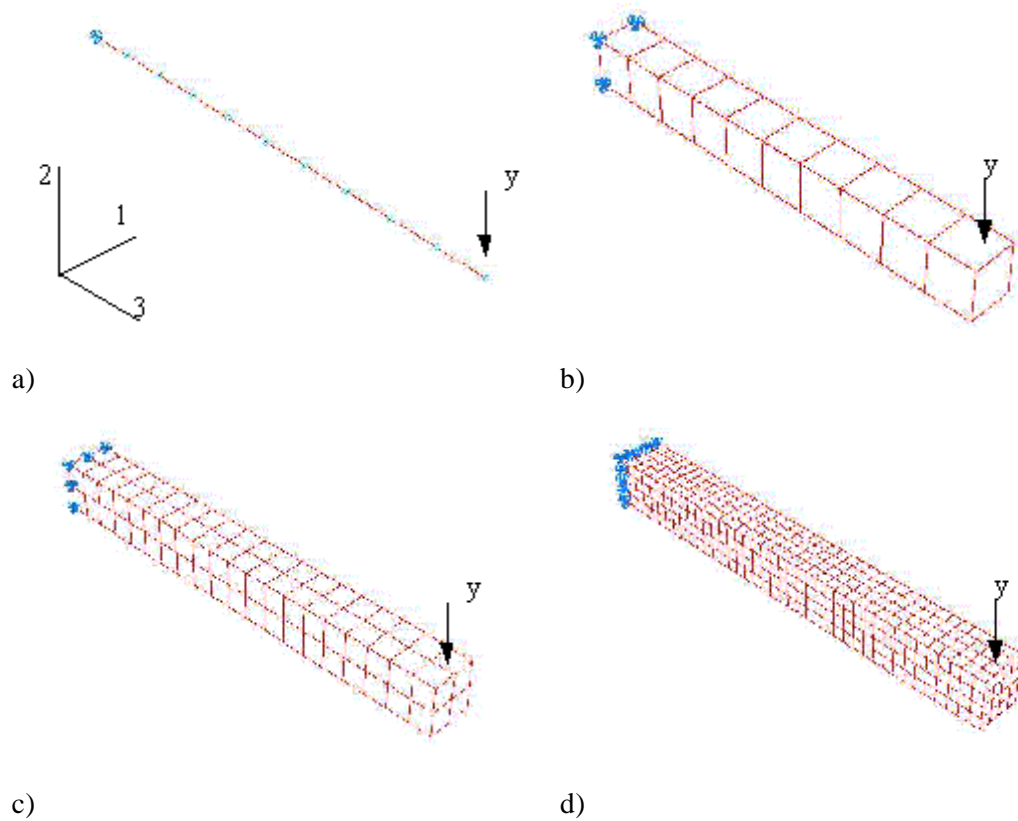


Figure 6. 39. Maillage par différents type d'éléments, abaqus

- a) modèle poutre (10 éléments), b) modèle brique : 1 élément dans la section,
 c) modèle brique : 4 éléments dans la section, d) modèle brique : 16 éléments dans la section

La force résultante F (dans la direction 2) est donnée par la formule théorique de Résistance des Matériaux pour un matériaux isotrope, élastique, en petites déformations :

$$F = \frac{3.E.I.y}{L^3}$$

Avec :

F : Effort en N

E : Module d'Young en MPa

I : Moment d'inertie de la section en mm^4

Y : flèche en mm

L : Longueur en mm

On obtient : $F = 2.10^{-3} N$

Tableau 1. Simulation Poutre en flexion par différents éléments

F (N)	Eléments Brique			Eléments Poutre
	C3D8	C3D8R	C3D8I	B33
Poutre 1	$1.6574 \cdot 10^{-3}$	$2.1809 \cdot 10^{-5}$	$2.0087 \cdot 10^{-3}$	$2.0000 \cdot 10^{-3}$
Poutre 4	$2.0328 \cdot 10^{-3}$	$1.5020 \cdot 10^{-3}$	$2.0099 \cdot 10^{-3}$	
Poutre 16	$2.0119 \cdot 10^{-3}$	$1.8716 \cdot 10^{-3}$	$2.0021 \cdot 10^{-3}$	

Comme l'on pouvait s'y attendre, le nombre d'éléments dans la section influence considérablement les résultats : plus le nombre d'éléments est grand, plus le résultat tend vers la solution théorique. De plus, ces calculs mettent en évidence le rôle des différents types d'éléments : les résultats les plus précis sont obtenus en utilisant les éléments C3D8I, éléments brique à 8 nœuds prenant en compte les effets de Timoshenko (effort tranchant induit lors de sollicitations en flexion).

En revanche, les poutres B33 (poutres d'Euler-Bernoulli) ne prennent pas en compte les déformations liées au cisaillement transverse mais le modèle donne une force égale au résultat théorique, la longueur de la poutre étant 10 fois supérieure à son épaisseur.

En terme de temps de calcul, les éléments brique ne sont pas les plus performants. En effet, plus le nombre d'éléments dans l'épaisseur est grand, donc le résultat précis, plus le temps CPU augmente. A résultat équivalent, les éléments C3D8I utilisent près de 5 fois plus de temps CPU que les éléments B33.

Tableau 2. Comparaison des temps de calculs

Total CPU time (s) Kbytes	C3D8	C3D8R	C3D8I	B33
Poutre 1	0.3 Kb : 47.766	0.5 Kb : 47.766	0.5 Kb : 110.625	0.6 Kb : 17.148
Poutre 4	0.7 Kb : 414.703	0.3 Kb : 414.703	0.3 Kb : 931.641	
Poutre 16	1.9 Mb : 4.58	1.2 Mb : 4.58	2.9 Mb : 8.23	

Cet exemple simple de flexion montre la pertinence et l'intérêt du choix des éléments poutres pour la modélisation d'échantillons d'os spongieux à faible VTO, où la structure est majoritairement filaire et soumise pour une grande part à de la flexion. Aussi, nous avons développé des modèles basés sur les éléments poutres dans les cas de structures très filaires.

6.6.1.4. Modélisation 3D poutre à partir de Squelettes

Pour pouvoir construire des modèles utilisant des éléments poutre², nous avons en premier lieu, utilisé une technique de squelettisation (amincissement des parois) appliquée à certains des volumes imagés de faibles VTO. Ceci a été réalisé à l'ESRF par l'équipe de Françoise Peyrin selon une méthode basée sur un amincissement isotropique développée chapitre 5.4.2.3.

A partir des squelettes des volumes réalisés par Peyrin et al., nous avons construit des modèles en éléments poutres des échantillons osseux les plus filaires. 9 échantillons filaires ont ainsi été squelettisés puis modélisés. La Figure 6. 40 montre deux exemples de volumes filaires et leur squelettisation. En terme de visualisation, il est plus aisé de comparer les modèles sur de petits volumes. Aussi, à titre illustratif, seuls les échantillons de faibles dimensions seront représentés, tout en sachant que la plupart des calculs ont été effectués sur des volumes représentatifs de 165^3 voxels (soit 6.6^3 mm^3).

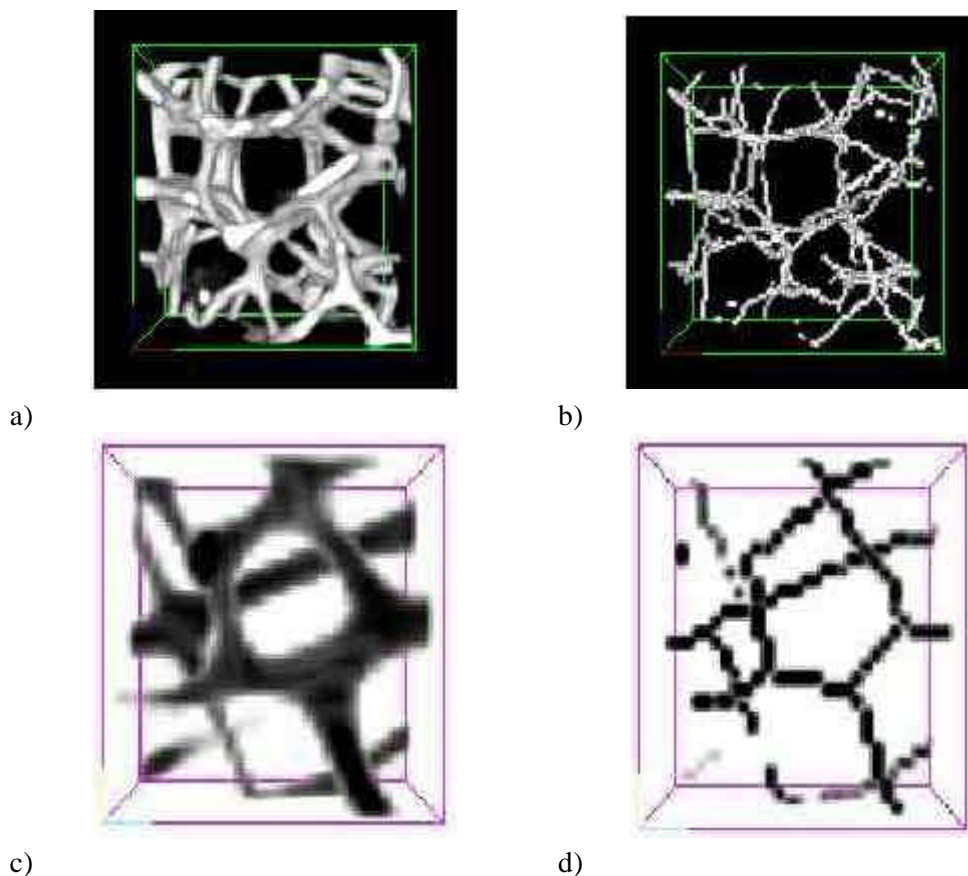


Figure 6. 40. Volume tomographié et squelette correspondant.

a) Echantillon M48 tomographié, $64*64*64$ voxels, b) Squelette M48, c) Echantillon L5 $32*32*32$ voxels, soit 1.28^3 mm^3 , d) Squelette L5

² Poutre : 6 degrés de liberté par nœud, Barre : 3 degrés de liberté par nœud (traction-compression)

Critère de « squelettisation »

Une fois squelettisée, une travée osseuse n'est plus alors représentée que par un seul voxel dans son épaisseur. Pour construire un modèle éléments finis à partir de ces volumes, le choix a été fait de relier entre eux tous les voxels, correspondant à de l'os, voisins par leur centre de gravité. Deux critères de liaisons ont été envisagés, mais dans les deux cas, pour limiter le temps de calcul et éviter les doublons, les voxels sont étudiés dans l'ordre de leur numérotation (numérotés selon les x, y et z croissants). Ainsi, en 2D, un voxel n'aura qu'au maximum 4 voisins et 13 en 3D Figure 6. 41a. Le premier critère consiste à relier les centres de gravité des voxels noirs par un chemin unique orienté, le chemin le plus court et le plus direct, Figure 6. 41b.

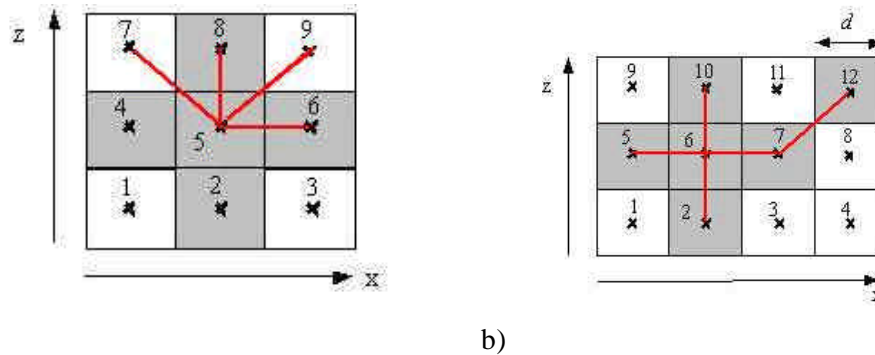


Figure 6. 41. Illustration des liaisons entre voxels

a) 4 voisins pour le n°5, b) Application du 1^{er} critère sur un volume binarisé et squelettisé.

Ce premier critère fait apparaître deux conditions en 2D (trois conditions en 3D). Les différents voisins sont comptabilisés à partir de la distance d mais il est nécessaire d'ajouter des conditions supplémentaires afin de prendre en compte tous les cas de figure. Aussi, nous avons utilisé le deuxième critère qui consiste à relier tous les centres de gravité « osseux » entre eux quel que soit le chemin parcouru (Figure 6. 42). Un traitement final est effectué afin d'éliminer les doubles créations de poutre.

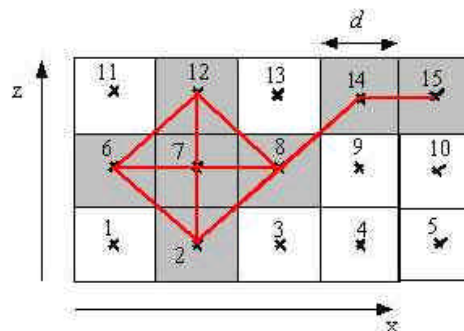


Figure 6. 42. Illustration de l'application du 2^{ème} critère

Une condition unique est alors nécessaire car aucun ordre ni priorité sur le parcours du chemin ne sont imposés. Par exemple, pour le nœud 7 dans le cas 2D, la distance

parcourue vaudra $d*\sqrt{2}$. Ce critère diminue la complexité de l'algorithme mais en même temps génère des « amas » de poutres pouvant raidir la structure. Une autre hypothèse simplificatrice a été de considérer l'homogénéité de la section des poutres lors de la création des modèles (Figure 6. 43). Pour pouvoir construire des modèles de poutres à sections variables, il aurait fallu que nous ayons ces informations lors de l'étude des volumes squelettisés.

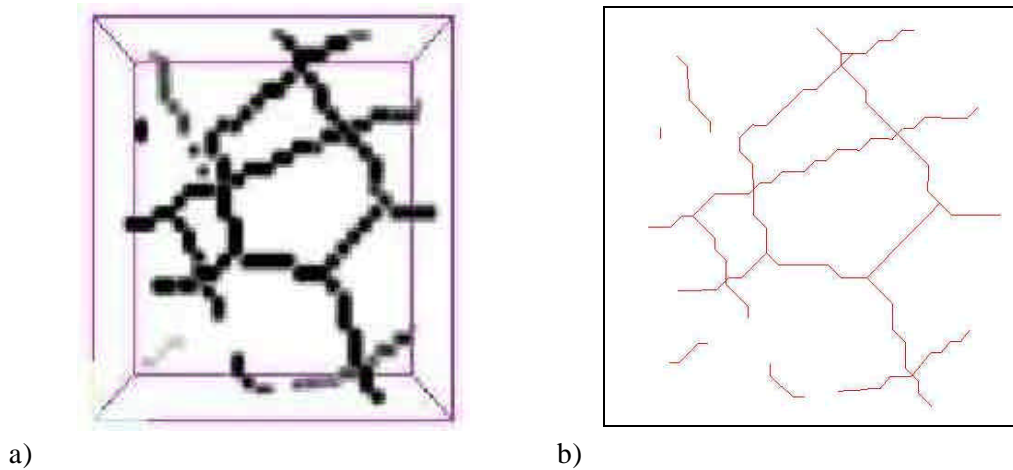


Figure 6. 43. Comparaison des modèles squelettisé et E F, 5L, 32³ voxels

a) Volume squelettisé, b) Modèle EF en poutres B33

Application aux échantillons de l'étude

D'un point de vue morphologique, nous pouvons aisément faire le rapprochement entre le maillage en briques et celui en poutres (Figure 6. 44).

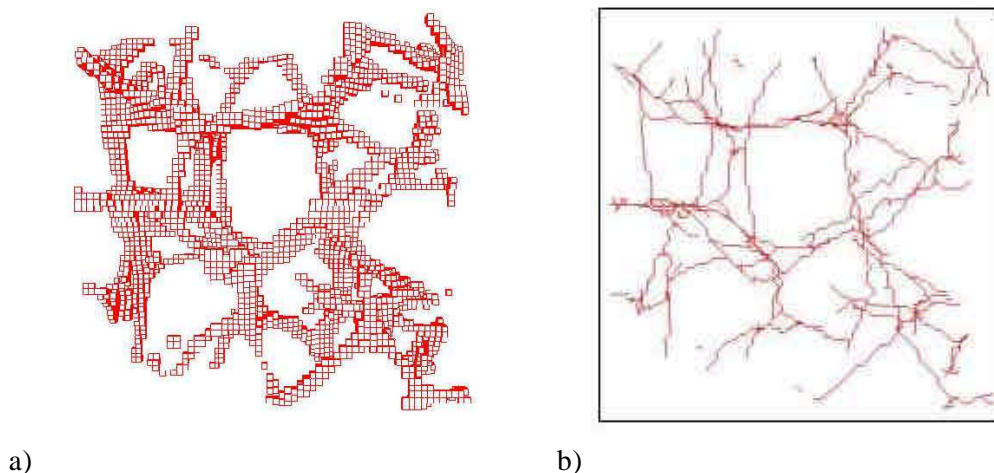


Figure 6. 44. Comparaison de la représentativité de deux maillages, M48, 64*64*64 voxels

a) Maillage Brique C3D8, b) Maillage Poutre B33

Pour déterminer la section des poutres à implanter dans le calcul, nous nous sommes basé dans un premier temps, sur le volume trabéculaire osseux des échantillons, ce choix s'est révélé peu probant. Nous avons ensuite considéré l'épaisseur trabéculaire (provenant de l'histomorphométrie ou de la tomographie à très haute résolution) comme critère de calcul des sections des poutres. Ces différents essais seront exposés dans le chapitre suivant.

6.6.2. Modélisation des travées osseuses

Pour obtenir le maillage de la travée, nous nous sommes basés sur le même concept que celui permettant de reconstruire les échantillons cubiques osseux. Ainsi, à partir du fichier image obtenu par tomographie et pour chaque voxel représentant un point de l'objet, nous avons reconstruit un élément brique à 8 nœuds où le positionnement du voxel coïncidait avec le centre de gravité de l'élément par l'intermédiaire d'un programme en C++. Sachant que la taille de l'image dépend de trois paramètres (largeur, longueur et hauteur) et de la résolution utilisée, le nombre d'éléments obtenus peut être très conséquent.

Malgré une résolution de $19.4 \mu\text{m}$ pour les images initiales, les modèles géométriques ont été reconstruits avec regroupement 2 par 2 de voxels en moyennant les niveaux de gris respectifs, amenant une résolution d'environ $40 \mu\text{m}$. Lorsque les travées étaient fines, le regroupement de voxels n'a pas été nécessaire. Avec ou sans regroupement, les résultats sont semblables, surtout lors de simulations élastiques. L'exemple donné Figure 6. 45 montre 4 simulations d'un essai de microflexion calés sur la courbe expérimentale d'une travée. Deux simulations avec une loi de comportement élastique linéaire parfaite ($E=8000 \text{ MPa}$, $\nu=0.3$), avec ou sans regroupement de voxels (resp 3411 éléments et 24511 éléments) ont été comparées. L'erreur relative entre la partie linéaire de la courbe expérimentale et les simulations élastiques est de 3.02 % en prenant la simulation avec regroupement de voxels et de 0.89 % en prenant la simulation sans regroupement de voxels. Deux simulations sont également portées sur le graphe avec une loi de comportement élasto-plastique parfaite ($E = 8000 \text{ MPa}$, $\sigma_{\text{max}}=80\text{MPa}$) Ceci peut varier lorsque l'on utilise une loi élasto-plastique avec une géométrie de travée assez complexe (présence de nombreux nœuds). Les calculs élastique ou élasto-plastique sont réalisés à l'aide du logiciel Abaqus®. Les efforts obtenus sur les nœuds directement sollicités permettent de calculer une raideur de la travée équivalente à celle mesurée expérimentalement. Le calcul est réitéré après la modification logique du module d'Young du tissu trabéculaire jusqu'à ce que l'on obtienne l'égalité des raideurs numérique et expérimentale.

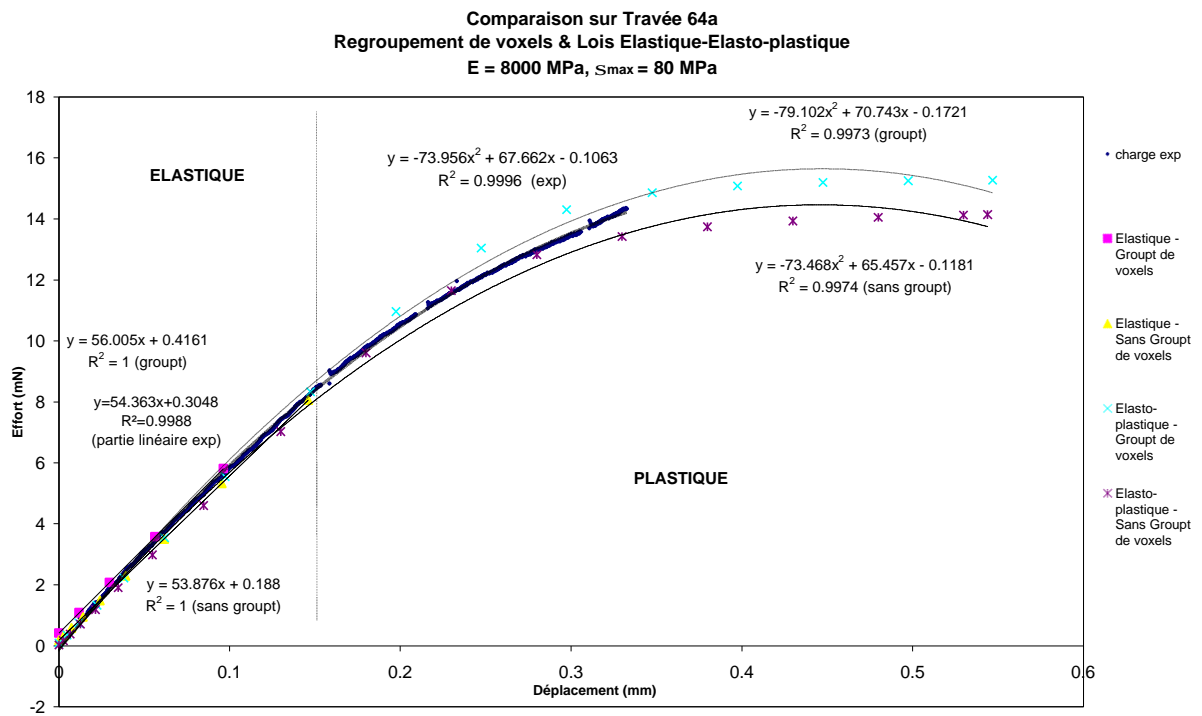


Figure 6. 45. Comparaison de l'influence du regroupement de voxels sur la raideur du système, en utilisant deux lois de comportement.

Reproduction des conditions expérimentales

Jusqu'à présent, les conditions expérimentales n'étaient pas complètement reproduites dans la simulation numérique. En effet, pour simuler l'application du capteur d'effort sur la travée, on imposait un déplacement sur certains nœuds. L'inconvénient de cette méthode venait essentiellement du fait qu'il était impossible de savoir avec certitude quels étaient les nœuds réellement impliqués au cours de l'essai et de ce fait, on ne pouvait être certain d'appliquer l'effort à l'endroit correct.

Pour simuler l'essai de micro-flexion, la pigne d'application de l'effort a été modélisée sous forme d'un cylindre infiniment rigide entrant en contact avec la travée sans frottement. Le déplacement est alors imposé au cylindre. Même si cela augmente considérablement les temps de calculs (de 1 à 10), l'utilisation d'une surface rigide a l'avantage de ne pas toujours prendre en compte les mêmes nœuds en contact lors de son déplacement. De plus, la hauteur d'application de l'effort est relativement aisée à modifier. Par contre, et ce peut être le point le plus délicat, il est impératif de positionner la surface rigide identiquement à la position de la pigne expérimentale. Pour faciliter cette démarche, chaque travée et la pigne en position d'appui ont été photographiés avant le début de l'essai. On observe alors une augmentation de 12% de la raideur de la travée lorsque l'on simule l'essai par application d'une surface rigide par rapport à la simulation utilisant le déplacement des nœuds (Figure 6. 46). Les valeurs trouvées sont ainsi de l'ordre de celles classiquement référées dans la littérature.

A sa base, la travée est encastrée par blocage des nœuds inférieurs. L'encastrement par collage n'a pas été simulé systématiquement car nous avons montré que celui-ci n'influe pas sur les calculs (cf Annexe A1). Tous les calculs ont été effectués au CINES (Centre Informatique National de l'Enseignement Supérieur, de Montpellier).

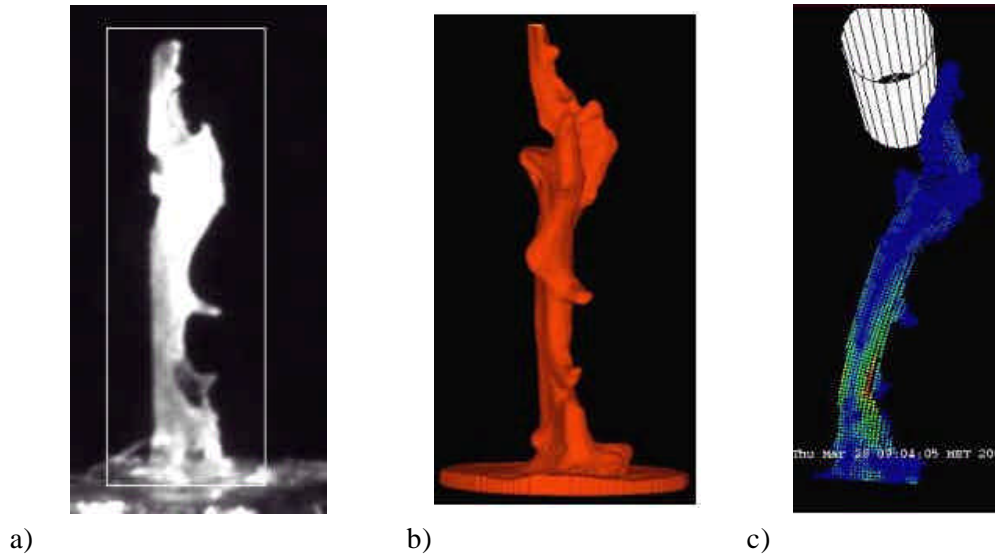


Figure 6. 46. Illustration d'une travée

a) Travée réelle (photo), b) Travée tomographiée à 20 µm (CNDRI), c) Simulation par EF (briques 40 µm)

Principe de la méthode inverse

Selon la valeur obtenue, le module d'élasticité de l'os est modifié selon le principe de la méthode inverse. Celle-ci se réduit à une simple règle de trois (Figure 6. 47) dans le cas d'une loi de comportement élastique parfaite. Un procédé itératif est mis en place si l'on utilise une loi de comportement de type élasto-plastique (avec ou sans écrouissage), le but final étant de caler la raideur numérique sur la raideur expérimentale. On obtient alors le module d'élasticité du matériau testé

$$\text{Si } R_{(Numérique)} > R_{(expérimental)} \Rightarrow E_{(os)} \text{ diminue}$$

$$R_{(Numérique)} < R_{(expérimental)} \Rightarrow E_{(os)} \text{ augmente}$$

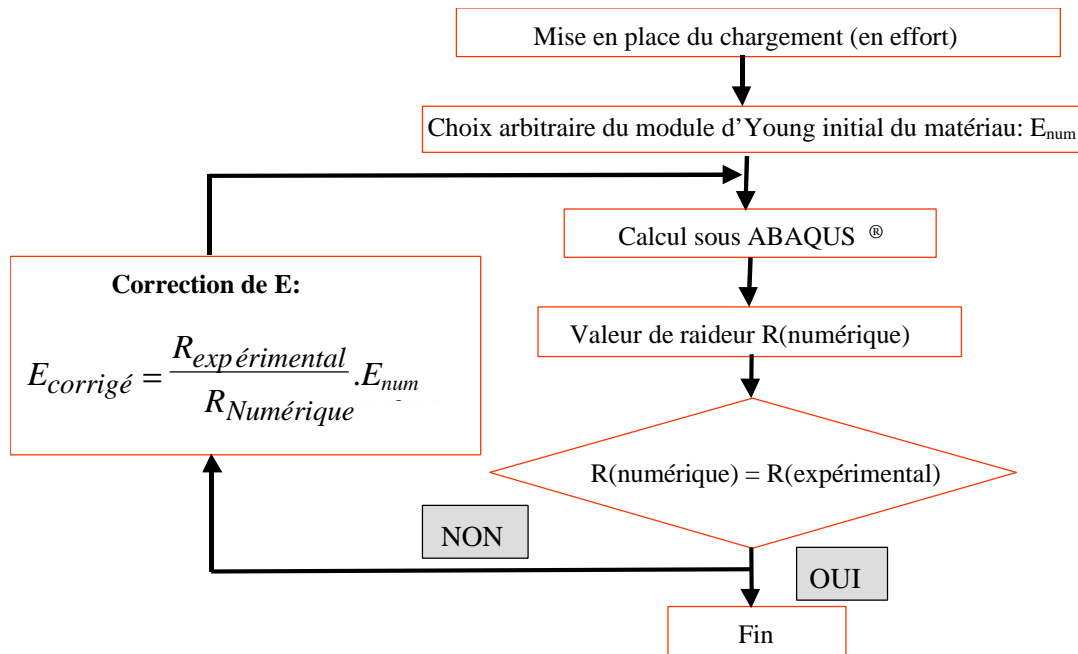


Figure 6. 47. Organigramme de la méthode par identification

30 travées ont été modélisées, et les simulations ont été réalisées avec ou sans regroupement de voxels, selon la taille des échantillons. Des calculs avec loi de comportement « élastiques parfait » ont permis de déterminer la raideur du matériau et par là, le module d'Young. Des simulations élasto-plastique avec ou sans écroutissage, donnent enfin une estimation de la limite élastique du tissu trabéculaire par calage sur les essais expérimentaux unidirectionnels à rupture.

6.7. Méthodes statistiques

Comme la plupart des matériaux biologiques, l'os présente des propriétés variables en fonction de nombreux paramètres tels que l'espèce, l'âge du sujet, le site de prélèvement... Afin de faire apparaître des tendances dans les relations qui lient les différents résultats obtenus sur l'os spongieux, l'ensemble de ceux-ci est analysé par des méthodes statistiques. Pour effectuer ces analyses statistiques, deux techniques peuvent être utilisées : les tests paramétriques ou les tests non-paramétriques. La condition principale d'application des tests paramétriques est la distribution, suivant une loi normale, des données que l'on souhaite analyser. Si cette hypothèse n'est pas vérifiée, il est possible de procéder à un changement de variables pour retrouver une distribution normale. Le choix de la transformation dépend du type de données, la plus courante étant la transformation logarithmique [Dag75]. Dans le cas où aucune transformation simple ne permet de normaliser les données, les tests non-paramétriques, ne nécessitant pas la condition de normalité, sont appliqués. L'ensemble des données que nous analyserons sont des données quantitatives, ce qui justifie le choix des tests abordés ci-après. Ces analyses ont été réalisées à l'aide du logiciel Unistat® 5.0 pour Windows

6.7.1. Statistiques descriptives

Les résultats sont présentés sous la forme suivante :

- la moyenne,
- l'écart type, indicateur de la dispersion de l'ensemble des valeurs par rapport à la moyenne,
- la médiane, valeur seuil séparant les données en 50% en dessous du seuil et 50% au dessus,
- la plage de variation indiquant les valeurs minimale et maximale des données.

6.7.2. Normalité de la distribution

La normalité des distributions peut être évaluée de différentes façons. Les méthodes graphiques constituent une première approche qui peut être suffisante dans certains cas. Il s'agit de tracer l'histogramme des valeurs que l'on souhaite analyser, son enveloppe devant être celle d'une courbe de Gauss pour que la distribution soit normale. Cette opération constitue une première approximation. Une autre méthode graphique consiste à reporter les fréquences cumulées sur un graphe avec une échelle semi-logarithmique, la courbe obtenue étant alors une droite (droite de Henry) si la distribution suit une loi normale [Sch94].

Des tests de normalité rigoureux existent, notamment le test de Kolmogorov-Smirnov et celui de Shapiro-Wilk. Ces tests consistent à comparer une distribution observée à une distribution théorique [Dag75]. Le test de Shapiro-Wilk [Sha65] constitue une puissante alternative au test de Kolmogorov-Smirnov pour un nombre d'échantillons inférieur à 50. On obtient ainsi la probabilité pour que la distribution observée diffère d'une loi normale. La normalité des différentes variables de l'étude sera évaluée par le test de Shapiro-Wilk.

6.7.3. Tests non paramétriques

Lorsque les valeurs analysées sont peu nombreuses (inférieures à 30) et/ou ne suivent pas une loi de répartition normale, les tests de comparaison de moyennes et les corrélations sont réalisés par des tests non paramétriques. Ces tests sont basés sur les rangs des valeurs nominales classées par ordre croissant.

6.7.3.1. Comparaison de moyennes

Aux tests paramétriques de comparaisons de moyennes pour les séries non-appariées ou appariées correspondent des tests non-paramétriques, respectivement le test U de Mann et Withney et le test T de Wilcoxon basés sur la comparaison des rangs des valeurs classées par ordre croissant. Dans le cas de séries appariées, on procède d'abord à la différence deux à deux des valeurs nominales, cette différence est ensuite classée par ordre croissant. Dans nos études, nous disposons de séries appariées (ex : influence des conditions d'essais sur deux échantillons provenant du

même sujet, mesures non-destructives et destructives sur le même échantillon), par conséquent, nous utiliserons le test T Wilcoxon pour les séries appariées.

6.7.3.2. Coefficient de corrélation

Le coefficient de corrélation de rangs calculé est le coefficient de Spearman (noté r') et indique l'intensité de la liaison de deux variables. Dans le cas d'une corrélation parfaite, le coefficient de Spearman vaut 1 ou -1 , une valeur de 0 correspondant à une totale indépendance des variables considérées.

6.7.4. Tests paramétriques

Une des conditions nécessaires pour l'utilisation des tests paramétriques est une distribution gaussienne ou normale, le critère de normalité d'une répartition de variables pouvant être vérifié par le test de Shapiro-Wilk pour une série de taille $n < 50$ et de Kolmogorov-Smirnov pour $n > 50$. Certaines variables ont été analysées par des tests paramétriques, après transformation, logarithmique par exemple, pour rendre la distribution gaussienne.

6.7.4.1. Comparaison de moyennes

Le test paramétrique de comparaison de moyennes est le test de Student pour les séries non appariées.

6.7.4.2. Coefficient de corrélation

Le coefficient de corrélation est le coefficient de Pearson (noté r), calculé pour une série de données distribuées suivant une loi normale. Il est obtenu par la méthode des moindres carrés et représente la force de liaison entre deux paramètres. Ses valeurs extrêmes peuvent être de 1 ou -1 dans le cas d'une liaison parfaite (positive ou négative), 0 pour une totale indépendance des variables considérées. Elevé au carré, le coefficient de Pearson représente la part expliquée de la variabilité du paramètre que l'on cherche à expliquer par une variable dépendante.

6.7.4.3. Test de la pente

Ce test permet de savoir si la pente d'une régression (p_1) entre x et y est significativement différente d'une valeur fixée (p_0). On forme alors la quantité suivante :

$$t = \frac{p_1 - p_0}{s_{p_1}}$$

et

$$s_{p_1}^2 = \frac{\left(\frac{s_y}{s_x}\right)^2 - p_1^2}{n-2}$$

Avec :

s_x et s_y : écarts types respectifs des variables x et y

n : nombre de cas.

Si t calculé est inférieur à la valeur donnée par la table « t » de Student pour un degré de liberté de n-2 et un seuil de significativité donné (par ex. $p < 0.01$), alors la pente p_1 ne diffère pas significativement de la pente p_0 avec une certitude à 99%.

6.7.4.4. Coefficient de corrélation multiple

Le coefficient de corrélation multiple permet de déterminer le degré de liaison entre un paramètre, dont on cherche à expliquer la variabilité, et une combinaison linéaire de variables indépendantes. Pour effectuer des régressions multiples, deux conditions principales doivent être réunies :

- Les variables doivent être distribuées selon une loi normale.
- Les variables explicatives doivent être liées, bien évidemment, individuellement à la variable à expliquer mais surtout peu liées les unes aux autres.

6.8. Conclusions

Ce chapitre a permis de présenter les pièces anatomiques impliquées dans les travaux de ce mémoire ainsi que les différentes techniques de caractérisation structurale, architecturale et mécanique de l'os spongieux, à l'échelle globale et à l'échelle des travées.

A l'échelle globale, les essais de compression ont été utilisés pour la caractérisation mécanique élastique et à rupture de l'os spongieux de calcaneums et à l'échelle des travées, un essai original de micro-flexion a été mis en œuvre pour caractériser localement leurs propriétés mécaniques et cartographier le champ de déformations.

Deux paramètres structuraux (MIL et dimension fractale) ont été proposés pour compléter l'analyse structurale 2D réalisée par histomorphométrie. En 3D, l'architecture de l'os spongieux a été caractérisée à partir d'images tomographiques réalisées à l'ESRF et, pour certains échantillons, à partir d'images obtenues par IRM au laboratoire de RMN (Lyon1). Les paramètres architecturaux calculés en 3D permettent de quantifier la connectivité (Densité d'Euler), l'irrégularité (Dimension Fractale) et l'anisotropie (MIL) des structures spongieuses.

Enfin, la méthode des éléments finis (MEF) a été utilisée pour prédire le comportement mécanique de l'os spongieux. Différents modèles 3D ont été construits à partir d'images tomographiques et d'images IRM d'os spongieux de calcaneums de différentes résolutions.

Deux nouvelles manipulations par scanner X et par IRM ont également été mises en place sur quelques calcaneums excisés afin de quantifier, d'une part la mesure de

densité Hounsfield, et d'autre part, les paramètres structuraux de type histomorphométriques, en vue d'application ultérieure de notre méthodologie à l'étude *in vivo* du risque fracturaire.

PARTIE III

RESULTATS

«... Vers l'in Vivo »

CHAPITRE 7

7. Caractérisation structurale et architecturale de l'os spongieux de calcanéums humains

7.1 Introduction	p.190
7.2 Tableau synoptique	p.191
7.3 Statistiques descriptives	p.192
7.3.1. Scanner X	p.192
7.3.2. IRM sur calcanéums entiers	p.192
7.3.3. DXA – US	p.193
7.3.4. Histomorphométrie	p.193
7.3.5. Paramètres mécaniques	p.195
7.3.6. Micro Tomographie synchrotron à très haute résolution (μ CT)	p.196
7.3.7. IRM « <i>in vitro</i> »	p.198
7.3.8. Micro-radiographie	p.199
7.4 Corrélations entre les différents paramètres et techniques	p.200
7.4.1. Comparaison Zone médiale Zone latérale.	P.200
7.4.2. Histomorphométrie 2D – Mécanique	p.202
7.4.3. Histomorphométrie 2D – Tomographie 3D (lat)	p.206
7.4.4. Histomorphométrie 2D – IRM 3D (lat)	p.207
7.4.5. Mécanique – Densité apparente	p.208
7.4.6. Mécanique – Tomographie 3D (med)	p.209
7.4.7. Mécanique – IRM 3D (med)	p.213
7.4.8. Mécanique – densités – DXA – US	p.215
7.4.9. Micro-radiographie	p.218
7.4.10. IRM sur calcanéums entiers – Histomorphométrie	p.219
7.4.11. Corrélations multiples et partielles	p.220
7.5 Discussion	p.221
7.6 Conclusions	p.223

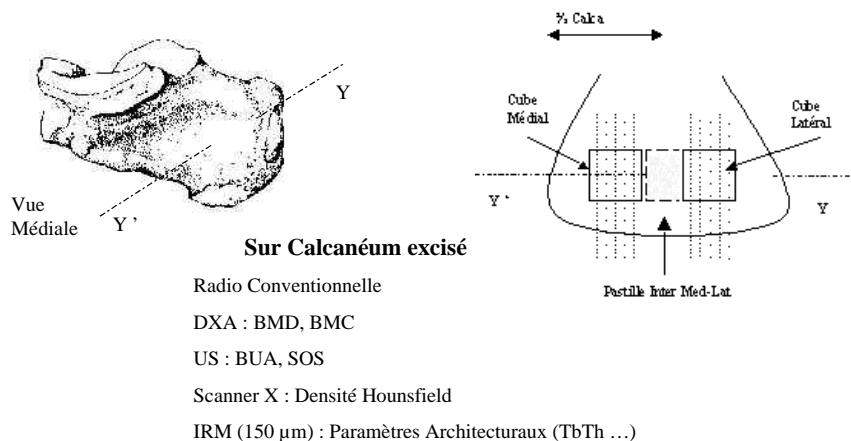
7.1 Introduction

Ce chapitre concerne l'étude de l'os spongieux de calcanéum humain. Plusieurs raisons font de cet os un site d'étude privilégié. D'un point de vue clinique, de nombreux appareils ultrasonores ont été développés pour des mesures sur le talon. De plus, il représente un des sites d'os spongieux dit « périphérique » pour lequel on peut envisager une imagerie *in vivo* par tomographie et/ou par résonance magnétique, permettant de visualiser et de quantifier l'architecture du réseau trabéculaire. Enfin, les orientations très distinctes de réseau trabéculaire dans la tubérosité postérieure du calcanéum permettent de prélever des échantillons présentant des directions privilégiées sensiblement orthogonales.

Un tableau synoptique présentera les différents paramètres mesurés sur les échantillons dans le cadre d'une étude pluridisciplinaire mettant en scène des mesures de type clinique, des essais de compression, de l'imagerie et à terme de la modélisation. Tous les protocoles de mesures ont été explicités dans le chapitre précédent « Matériels & Méthodes » et ne seront pas représentés. Les statistiques

seront dans un premier temps présentées selon chaque technique puis les différents paramètres retenus seront mis en corrélation afin de déterminer ceux étant les plus prépondérants dans cette étude.

7.2 Tableau synoptique



MEDIAL	Pastille Med-Lat		LATERAL
<p>IRM (78 µm) et TOMO (10 µm) :</p> <ul style="list-style-type: none"> •BV/TV 3D •Paramètres Architecturaux (TbTh ...) •Anisotropie (MIL) •Connectivité (Euler) •Irrégularité (Dimension Fractale) <p>Compression :</p> <ul style="list-style-type: none"> • $E_x, E_y, E_z, E, \sigma_{max}$ •Densité (ρ_{app} $\rho_{réelle}$) •Modélisation 	<p>MicroFlexion :</p> <ul style="list-style-type: none"> •$E_{trabéculaire}$ (4 directions) •σ_{max} (quelques travées) •Modélisation •Corrélation d'images 	<p>MicroRadio :</p> <ul style="list-style-type: none"> •Degré de Minéralisation •BV/TV Calcifié 	<p>IRM (78 µm) et TOMO (10 µm) :</p> <ul style="list-style-type: none"> •BV/TV 3D •Paramètres Architecturaux (TbTh ...) •Anisotropie (MIL) •Connectivité (Euler) •Irrégularité (Dimension Fractale) <p>Histomorphométrie :</p> <ul style="list-style-type: none"> • Paramètres Architecturaux (TbTh ...) •Anisotropie 2D (MIL) •Irrégularité 2D (Dimension Fractale) •BV/TV 2D

Figure 7. 1. Tableau synoptique présentant les différents paramètres mesurés.

Pour l'étude pluridisciplinaire sur calcanéums humains, plusieurs équipes ont contribué à l'obtention des paramètres. Ces équipes sont énumérées ci-dessous :

Equipes :

- Laboratoire de Mécanique des Solides (LMSO), INSA Lyon, dirigé par le Professeur M. Brunet, pour les essais mécaniques.
- Laboratoire d'histodynamique osseuse, dirigé par le Professeur P.J. Meunier, pour les analyses histomorphométriques.
- Service de rhumatologie et de pathologie osseuse de l'Hôpital E. Herriot de Lyon, dirigé par les Professeurs P.J. Meunier et P.D. Delmas pour les mesures cliniques par absorptiométrie et ultrasons.
- Service de radiologie de l'Hôpital E. Herriot de Lyon, dirigé par le Professeur P.L. Clouet pour les mesures par scanner X et IRM sur calcanéum entier.

- Laboratoire CNDRI de l'INSA de Lyon, dirigé par D. Babot, pour les images tomographiques de travées.
- Laboratoire de RMN de l'Université Claude Bernard, dirigé par le Professeur A. Briguet, pour les images à 78 µm de résolution obtenue par IRM.
- Ligne ID19 à l'ESRF de Grenoble, dirigée par J. Baruchel, pour l'acquisition des tomographies à 10 µm de résolution.
- Laboratoire CREATIS de l'INSA de Lyon, dirigé par le Professeur G. Gimenez pour le traitement des images tomographiques à 10 µm de résolution.

7.3 Statistiques descriptives

31 échantillons de calcanéums humains (19 hommes, 12 femmes), d'âge moyen 77.8 ans compris entre 61 et 91 ans, ont été utilisés dans cette étude pluridisciplinaire. Toutes les mesures n'ont pas été obtenues sur tous les échantillons, du fait de problèmes de manipulation, de manque de temps de faisceau pour l'imagerie ou de protocoles mis en place tardivement.

7.3.1. Scanner X

Les mesures sont obtenues sur des coupes de calcanéum excisé dans la zone d'intérêt adéquate. Le nombre de coupes est variable selon la taille du calcanéum (entre 100 et 160 coupes). Les valeurs obtenues pour la densité Hounsfield sont données dans le Tableau 7. 1.

Tableau 7. 1. Valeurs de densité Hounsfield sur calcanéums entiers. 6 coupes dans les zones médiale et latérale, 3 dans la zone inter Med-Lat.

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
<i>Densité Hounsfield</i>					
Zone médiale (HU)	10	145	116	125	[-7.3 – 318]
Zone latérale	10	94	94	78	[-48 – 286]
Zone inter Med-Lat	10	110	92	126	[-28 – 285]

Densité Hounsfield sans unité (noté HU)

Les résultats montrent une disparité entre les différentes zones d'étude, avec un décroissement de cette densité dans la direction médio-latérale. Cette différence sera également observée lorsque l'on comparera les échantillons médiaux et latéraux par IRM « *in vivo* » et tomographie fine.

7.3.2. IRM sur calcanéums entiers

Les valeurs des paramètres histomorphométriques ont été calculées sur des coupes IRM de 150*150 µm de résolution, espacées de 500µm. Le nombre de coupes dépend de la taille des calcanéums, et les mesures ont été faites dans la zone d'intérêt correspondant aux zones de mesures DXA, scanner X et ultrasonores, mais uniquement dans la partie

latérale du calcaneum (correspondant au cube latéral). Les paramètres de structure obtenus (BV/TV en %, TbTh en μm , TbSp en μm et TbN en mm^{-1}) suivent des lois de répartition normale.

Tableau 7. 2. Paramètres de type histomorphométriques mesurés sur calcaneums entiers par IRM.

(Source O. Beuf)

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
<i>Structure</i>					
BV/TV (%)	8	21.1	12.2	19.5	[5.7 – 39.2]
Tb Th (μm)	8	175.4	30.6	172.0	[132 – 219]
Tb Sp (μm)	8	892.5	599.98	708.5	[338 – 2189]
Tb N (mm^{-1})	8	1.135	0.47	1.136	[0.43 – 1.80]

7.3.3. DXA – US sur calcaneums entiers

Les mesures obtenues par ultrasons cliniques et DXA, réalisées *in vitro* sont rapportées dans le Tableau 7. 3. Les paramètres ultrasonores (BUA et SOS) et de quantification du minéral osseux (BMC, BMD) suivent des lois de répartition normale.

Tableau 7. 3. Mesures ultrasonores et DXA sur calcaneums entiers.

(Source F. Duboeuf)

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
âge	25	78.2	8.36	79	[61 – 91]
<i>Ultra-sons</i>					
BUA (dB/MHz)	19	45.67	26.16	39.77	[12.13 – 102.9]
SOS (m.s^{-1})	20	1561	74.2	1539	[1472 – 1742]
<i>DXA</i>					
Surface (ROI) (cm^2)	24	3.37	0.4	3.16	[3.14 – 4.3]
BMC (g)	24	1.632	0.774	1.592	[0.352 – 4.087]
BMD (g/cm^2)	24	0.478	0.192	0.486	[0.143 – 0.949]

7.3.4. Histomorphométrie

Les statistiques descriptives des paramètres structuraux et ceux dits de « connectivité », évalués par histomorphométrie, sont donnés dans le Tableau 7. 4.

Les paramètres de structure évalués par histomorphométrie suivent des lois de répartition normale après transformation logarithmique de la variable TbSp (distance inter-travées) et transformation inverse de la variable TbN (nombre de travées).

Les paramètres de connectivités retenus sont le nombre de nœuds/surface de mesure (Nb.Nd/TV en mm^{-2}), la longueur du réseau squelettisé/surface de mesure (TSL/TV en mm/mm^2), la distance nœud à nœud/longueur du réseau squelettisé (Nd Nd /TSL en %)

et le nombre de nœuds/nombre de termini (Nb.Nd/Nb.Tm). Ces variables suivent des lois de répartition normale.

Tableau 7. 4. Mesures histomorphométriques 2D sur échantillons cubiques latéraux de calcanéums humains.

(Source J.P. Roux)

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
<i>Structure</i>					
BV/TV 2D (%)	27	11.2	3.8	11.1	[3.6 – 20.5]
Tb Th (µm)	27	112.9	21.8	111.3	[74.8 – 191.1]
Tb Sp (µm)	27	991.7	347.38	914.88	[567.39 – 2046.39]
Tb N (mm ⁻¹)	27	0.97	0.24	0.98	[0.47 – 1.47]
<i>Connectivité</i>					
Nb Nd/TV (/mm ²)	28	0.35	0.20	0.33	[0.01 – 0.86]
TSL/TV (mm/mm ²)	16	0.74	0.30	0.71	[0.19 – 1.29]
Nd Nd/TSL (%)	28	14.67	9.72	13.68	[0.0 – 34.54]
Nb Nd/Tm	28	0.18	0.13	0.16	[0.01 – 0.57]

Les paramètres quantifiant l'anisotropie, calculés à partir de la répartition du MIL sont A, la demi-longueur du grand axe de l'ellipse d'interpolation (mm), B, la demi-longueur du petit axe (mm), α , l'orientation de l'ellipse par rapport à l'axe vertical de l'image analysée (degré), et les MIL dans les directions correspondantes aux directions de sollicitations mécaniques : MIL_Z (mm) dans la direction du réseau supérieur des travées et MIL_Y (mm) dans la direction médio-latérale. Les statistiques descriptives de ces paramètres sont rapportées dans le

Tableau 7. 5.

Seuls les MIL (dans les directions Z et Y), la dimension fractale D et A suivent des lois de répartition normale après transformation logarithmique pour les MIL et A, et élévation au carré pour la dimension fractale.

Tableau 7. 5. Anisotropie structurale et dimension fractale mesurés en 2D sur 3 coupes d'échantillons latéraux de calcanéums humains.

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
<i>Anisotropie</i>					
A (mm)	27	0.175	0.057	0.166	[0.073 – 0.339]
B (mm)	27	0.123	0.048	0.115	[0.062 – 0.324]
α (degré)	27	44.34	34.41	54.91	[3.13 – 89.48]
A/B	27	1.47	0.33	1.41	[0.49 – 2.24]
MIL _Z (mm)	27	0.154	0.059	0.153	[0.068 – 0.354]
MIL _Y (mm)	27	0.151	0.060	0.128	[0.074 – 0.344]
MIL _Z / MIL _Y	27	1.123	0.449	1.318	[0.421 – 1.727]
<i>Texture</i>					
Dimension Fractale D	27	1.17	0.13	1.18	[0.81 – 1.37]

7.3.5. Paramètres mécaniques sur échantillons cubiques

Les statistiques descriptives des valeurs de densité apparente et réelle mesurées par le principe d'Archimède sont reportées dans le Tableau 7. 6. Les statistiques descriptives des propriétés de compression sont données dans le Tableau 7. 7.

Tableau 7. 6. Mesures de densités physiques (principe d'Archimède) sur échantillons médiaux après compression.

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
âge	31	77.8	8.28	79	[61 – 91]
ρ_{app} (g/cm ³)	29	0.24	0.11	0.24	[0.06 – 0.47]
$\rho_{réelle}$ (g/cm ³)	27	2.05	0.07	2.06	[1.86 – 2.15]
$\rho_{app}/\rho_{réelle} * 100$ (%)	28	11.83	5.43	12.24	[3.35 – 24.01]

$\rho_{app}/\rho_{réelle} * 100$ (%) est équivalent au BV/TV 2D

Les essais dans le domaine élastique mettent en évidence l'anisotropie mécanique avec $E_Z > E_X > E_Y$ correspondant à l'anisotropie structurale (Z : direction privilégiée des travées, X : direction du réseau inférieur et Y : direction médio-latérale). Après transformation logarithmique pour certains, tous les paramètres mécaniques suivent une loi normale. Les modules d'élasticité déterminés dans la direction Z par compression non destructive (E_Z) et par compression destructive (E) sont très fortement corrélés ($r=0.995$, $p<0.001$). Lors de la compression à rupture, en sus des paramètres E et σ_{max} , nous avons relevé $\overline{e_{s_{max}}}$, la déformation de Henky à σ_{max} (%) et W, l'énergie emmagasinée jusqu'à σ_{max} (kJ/m³).

La contrainte maximale de compression et le module d'élasticité dans la direction Z sont significativement corrélés avec $r= 0.935$ (soit $r^2 = 0.87$, $n=26$), $p< 0.0001$ (Figure 7. 2).

Tableau 7. 7. Paramètres mesurés par essais de compression destructif ou non, sur échantillons cubiques médiaux.

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
âge	31	77.8	8.28	79	[61 – 91]
<i>Compression Elastique</i>					
E_X (MPa)	26	118	100	98.5	[3 – 413]
E_Y (MPa)	26	74	68	58	[2 – 225]
E_Z (MPa)	26	390	344	350	[11 – 1269]
<i>Compression à rupture</i>					
$\overline{e_{s_{max}}}$ (%)	25	1.67	0.68	1.64	[0.19 – 3.27]
W (kJ/m ³)	25	47.64	40.84	39	[2 – 169]
σ_{max} (MPa)	26	4.34	3.37	3.87	[0.27 – 12.64]
E (MPa)	28	390	337	342	[6 – 1257]
<i>Rapports</i>					
E_X / E_Y	26	2.33	1.92	1.80	[0.6 – 8.67]
E_Z / E_X	26	3.38	1.6	3.36	[0.65 – 8.02]
E_Z / E_Y	26	7.01	6.04	5.41	[1.37 – 31.96]

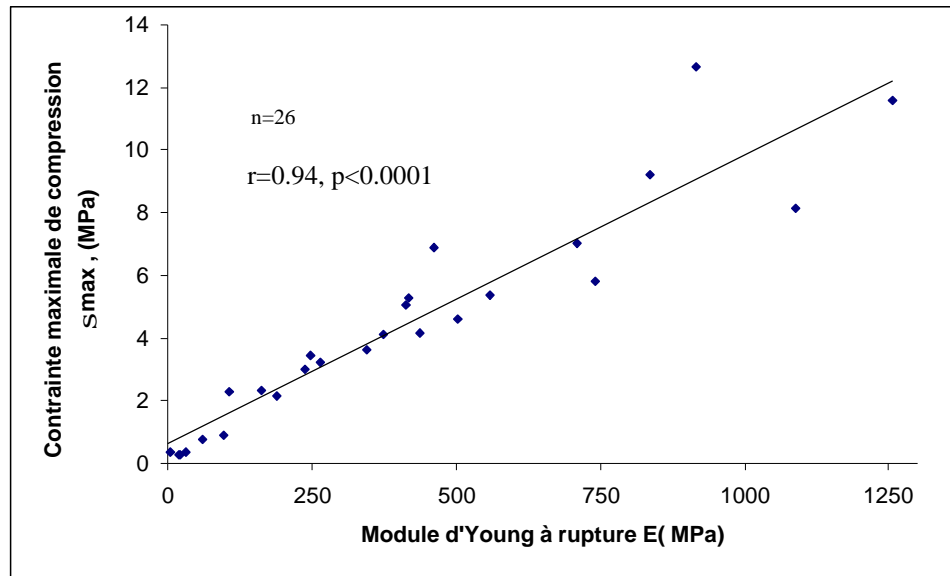


Figure 7. 2. Corrélation entre le Module d'Young à compression destructive et la contrainte maximale de compression.

7.3.6. Micro Tomographie synchrotron à très haute résolution (μ CT)

L'analyse architecturale 3D a été réalisée à partir d'images tomographiques de 17 échantillons cubiques médiaux et 15 échantillons latéraux. Les résultats présentés sont ceux obtenus à partir des volumes à 10 μ m de résolution. Des volumes sous échantillonnés à 40 μ m ont été utilisés pour calculer certains paramètres (Cf Chapitre 6) comme la dimension fractale 3D, et le nombre d'Euler (les MIL ont également été calculés mais ne seront pas présentés). Les résultats sont exposés en Annexe . Ces paramètres ont également été mesurés sur des échantillons ayant déjà subit les tests de compression, et ce, afin de quantifier le degré d'endommagement des structures. Les résultats obtenus sont donnés en Annexe.

Pour clarifier les notations, la fraction de tissu trabéculaire rapportée au volume de l'échantillon d'os spongieux, calculée à partir des images tomographiques (et IRM) segmentées sera appelée densité volumique osseuse (BV/TV3D en %) (en histomorphométrie : BV/TV 2D en %). Le BV/TV3D est défini comme étant le rapport du nombre de voxels correspondants à l'os trabéculaire sur le nombre total de voxels, donné en %. La dimension fractale 3D est quant à elle calculée à partir d'une image binaire et est comprise entre 2 et 3. La contribution au nombre d'Euler est calculée suivant la méthode proposée par Odgaard (Cf Chapitre 2) [Odg93]. Pour évaluer une connectivité indépendamment de la taille du volume étudié, on donnera la densité d'Euler (Contribution au nombre d'Euler divisé par le volume étudié). Les structures les plus connectées présentent des nombres d'Euler ou contributions au nombre d'Euler très négatifs.

Les paramètres architecturaux calculés sont de type histomorphométriques (TbTh : épaisseur des travées, TbN : Nombre de travées et TbSp : distance inter-travées). Leurs statistiques descriptives sont présentées, comme les paramètres d'anisotropie, dans le Tableau 7. 8 pour les échantillons médiaux et dans le Tableau 7.

10 pour les latéraux. Certains de ces paramètres peuvent être calculés de manière « directe » (c'est à dire sans modèle de type plaque ou poutre) (Tableau 7. 9 pour les échantillons médiaux, Tableau 7. 11 pour les latéraux). Hormis le Tb.Sp (transformation logarithmique), tous les paramètres d'architecture suivent des lois de répartition normale sans avoir à effectuer des transformations.

Tableau 7. 8. Paramètres architecturaux 3D calculés pour les échantillons cubiques de calcanéums, à partir d'images tomographiques de cubes médiaux (résolution 10 μm , volume 6.6*6.6*6.6 mm^3)

(source F. Peyrin)

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
<i>Densité volumique</i>					
BV/TV3D (%)	17	11.06	4.4	10.75	[3.68 – 18.75]
<i>Architecture</i>					
TbTh (μm)	17	76.85	14.63	78.3	[48 – 102]
TbN (mm^{-1})	17	1.357	0.36	1.34	[0.73 – 1.92]
TbSp (μm)	17	716.8	248	654	[423 – 1311]
<i>Anisotropie</i>					
MIL ₁ (mm)	17	0.213	0.05	0.22	[0.11 – 0.29]
MIL ₂ (mm)	17	0.15	0.03	0.15	[0.1 – 0.20]
MIL ₃ (mm)	17	0.13	0.02	0.14	[0.08 – 0.18]
Degré d'Anisotropie (DA)	17	1.629	0.148	1.63	[1.41 – 1.82]

Tableau 7. 9. Paramètres architecturaux 3D dits "directs" calculés pour les échantillons cubiques de calcanéums, à partir d'images tomographiques de cubes médiaux (résolution 10 μm , volume 6.6*6.6*6.6 mm^3)

(source F. Peyrin)

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
<i>Densité surfacique</i>					
BS/TV	17	27.01	5.67	25.5	[19.5 – 41.7]
<i>Architecture</i>					
TbTh* (μm)	17	138	22.7	138.5	[85.4 – 179]
<i>Connectivité</i>					
Ceuler/ mm^3	17	-4.41	1.8	-4.14	[-8.32 – -2.1]
<i>Topologie</i>					
β_1^+ (mm^{-3})	17	1714	704	1752	[688 – 3099]

⁺ : β_1 , Densité de connectivité

Tableau 7. 10. Paramètres architecturaux 3D calculés pour les échantillons cubiques de calcanéums, à partir d'images tomographiques de cubes latéraux (résolution 10 μm , volume $6.6*6.6*6.6 \text{ mm}^3$)

(source F. Peyrin)

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
<i>Densité volumique</i>					
BV/TV3D (%)	15	13.84	4.95	14.24	[4.56 – 22.9]
<i>Architecture</i>					
TbTh (μm)	15	82.4	14.7	78	[56 – 110]
TbN (mm^{-1})	15	1.59	0.38	1.68	[0.83 – 2.29]
TbSp (μm)	15	589	218	493	[339 – 1153]
<i>Anisotropie</i>					
MIL ₁ (mm)	15	0.232	0.05	0.222	[0.145 – 0.33]
MIL ₂ (mm)	15	0.163	0.03	0.162	[0.11 – 0.21]
MIL ₃ (mm)	15	0.145	0.026	0.139	[0.1 – 0.2]
DA	15	1.58	0.11	1.58	[1.43 – 1.79]

Tableau 7. 11. Paramètres architecturaux 3D dits "directs" calculés pour les échantillons cubiques de calcanéums, à partir d'images tomographiques de cubes latéraux (résolution 10 μm , volume $6.6*6.6*6.6 \text{ mm}^3$)

(source F. Peyrin)

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
<i>Densité surfacique</i>					
BS/TV	15	25.03	4.76	25.6	[18.1 – 35.4]
<i>Architecture</i>					
TbTh* (μm)	15	146.6	19.4	144	[113 – 175]
<i>Connectivité</i>					
Ceuler/ mm^3	15	-5.62	2.53	-5.0	[-10.8 – -1.9]
<i>Topologie</i>					
β_1 (mm^{-3})	15	2167	998	1825	[714 – 4653]

7.3.7. Micro IRM « in vitro » (sur échantillons cubiques)

L'analyse architecturale 3D a été réalisée à partir d'images IRM de 19 échantillons cubiques médiaux et 15 échantillons latéraux.

La taille du volume étudié par IRM est variable, et dépend de l'élimination de coupes inexploitable situées aux bords de l'échantillon. Une terminologie semblable à celle utilisée en tomographie sera employée pour les paramètres mesurés par IRM. Les statistiques descriptives des paramètres architecturaux et d'anisotropie sont présentés Tableau 7. 12 et Tableau 7. 13 pour respectivement les échantillons médiaux et les latéraux. Les paramètres calculés sur les échantillons médiaux suivent des lois de répartition normale, mais pour les échantillons latéraux, il est nécessaire d'élever au carré le BV/TV3D et le MIL2 et de faire une transformation inverse du paramètre

TbSp. Du fait de la résolution des images (78 μm), un calcul direct n'a pas été envisagé.

Tableau 7. 12. Paramètres architecturaux 3D calculés pour les échantillons cubiques de calcanéums, à partir d'images IRM de cubes médiaux (résolution 78 μm) (volumes entre 4.9*4.4*5.6 et 6.5*7.9*7.6 mm^3)

(source O. Beuf)

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
<i>Densité volumique</i>					
BV/TV3D (%)	19	16.94	6.18	16	[7.4 – 29.5]
<i>Architecture</i>					
TbTh (μm)	19	86.58	15.2	85	[64 – 118]
TbN (mm^{-1})	19	1.92	0.54	1.82	[1.10 – 3.36]
TbSp (μm)	19	470	155.5	479	[210 – 841]
<i>Anisotropie</i>					
MIL ₁ (mm)	19	0.193	0.04	0.186	[0.135 – 0.278]
MIL ₂ (mm)	19	0.175	0.03	0.17	[0.128 – 0.236]
MIL ₃ (mm)	19	0.158	0.03	0.156	[0.12 – 0.225]

Tableau 7. 13. Paramètres architecturaux 3D calculés pour les échantillons cubiques de calcanéums, à partir d'images IRM de cubes latéraux (résolution 78 μm) (volumes entre 5.0*4.7*5.2 et 7.2*7.9*7.9 mm^3)

(source O. Beuf)

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
<i>Densité volumique</i>					
BV/TV3D (%)	15	13.8	4.1	14.2	[3.2 – 18.6]
<i>Architecture</i>					
TbTh (μm)	15	81.9	11.5	81	[52 – 100]
TbN (mm^{-1})	15	1.66	0.41	1.77	[0.6 – 2.22]
TbSp (μm)	15	585	306	485	[375 – 1599]
<i>Anisotropie</i>					
MIL ₁ (mm)	15	0.183	0.03	0.183	[0.111 – 0.247]
MIL ₂ (mm)	15	0.166	0.02	0.166	[0.10 – 0.20]
MIL ₃ (mm)	15	0.149	0.02	0.148	[0.1 – 0.18]

7.3.8. Micro-radiographie sur demi-pastilles

20 demi pastilles inter Med-Lat ont pu être exploitées pour cette étude.

Les statistiques descriptives des valeurs obtenues par micro-radiographie sont reportées dans le Tableau 7. 14.

Tableau 7. 14. Micro-radiographie sur ½ pastille osseuse.

(source G. Boivin)

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
<i>Densité volumique</i>					
Calcified BV/TV (%)	20	15.47	6.08	14.23	[5.74 – 27.25]
<i>Architecture</i>					
TbTh (µm)	20	155.27	33.1	152	[113 – 245]
TbN (mm ⁻¹)	20	0.97	0.24	0.99	[0.49 – 1.45]
TbSp (µm)	20	944	333	872	[503 – 1921]
<i>Minéralisation (g minéral/cm³)</i>					
Degré de minéralisation	20	1.13	0.15	1.13	[0.9 – 1.43]

7.4 Corrélations entre les différents paramètres et techniques

7.4.1. Comparaison zone Médiale – zone Latérale

Pour étudier l'influence de la zone de prélèvement, une comparaison des paramètres obtenus coté médial et côté latéral a été effectuée. Deux techniques ont permis d'étudier simultanément les échantillons médiaux et latéraux : la tomographie à très haute résolution (µCT) et l'IRM. Un test paramétrique est alors utilisé pour comparer les paramètres de structure et d'anisotropie ainsi que la densité volumique. Une première approche a été faite en utilisant les mesures de densité Hounsfield obtenues par scanner X. En effet, ces mesures de densité ont été relevées dans les zones que nous souhaitons comparer puisque 6 coupes ont été retenues dans les zones médiales et latérales et 3 dans la zone inter-med-lat.

7.4.1.1. Par Scanner X

Les données statistiques de la densité Hounsfield (sans unité) se trouvent dans le Tableau 7. 1. La densité Hounsfield vaut 145 dans la zone médiale, 110 dans la zone latérale et 94 dans la zone intermédiaire. On observe alors une décroissance de cette valeur dans la direction médio-latérale.

Même si cette mesure a été effectuée sans utiliser de fantôme autre qu'un fantôme de vertèbre pour étalonner le scanner, une information supplémentaire est donnée quant à la possibilité de faire une analogie entre le coté médial et le latéral. Aussi, il semble vraisemblable qu'une différence existe entre ces deux zones mais dans quelle mesure ?

7.4.1.2. Par tomographie µCT

La comparaison des deux zones, médiale et latérale, a été faite par un test pour série appariée paramétrique (Paired t Test). Les probabilités obtenues sont globalement inférieures à 0.05, montrant par là une différence significative entre ces deux lots. Par contre, les coefficients de corrélations de Pearson entre les paramètres deux à deux sont

très corrects ($r > 0.6$) et leurs probabilités montrent qu'il est possible d'écrire une relation linéaire liant les mêmes paramètres de chaque zone.

Tableau 7. 15. Comparaison Médial – Latéral, Tomographie 10 μ m, d'après calculs F. Peyrin.

Paramètres	Test t ¹		Corrélations ²		
	n	p	n	r	p
<i>Densité volumique</i>					
BV	17	0.0189	17	0.76	0.0002
BV/TV3D (%)	17	0.0095	17	0.80	0.0001
<i>Structure</i>					
TbTh (μ m)	17	0.0111	17	0.69	0.0010
TbN (mm^{-1})	17	0.1076	17	0.75	0.0002
TbSp (μ m)	17	0.0000	17	0.74	0.0003
<i>Anisotropie</i>					
MIL ₁ (mm)	17	0.0025	17	0.651	0.0025
MIL ₂ (mm)	17	0.0265	17	0.62	0.0037
MIL ₃ (mm)	17	0.0060	17	0.78	0.0001
<i>Paramètres Directs</i>					
BS/TV	17	0.0040	17	0.81	0.0000
Tb.Th*	17	0.0050	17	0.78	0.0001
Ceuler	17	0.1614	17	0.56	0.0102
β_1	17	0.0000	17	0.70	0.0009

1 : Paired t Test (test paramétrique pour série appariée)

2 : Coefficients de corrélation de Pearson (r) et probabilité associée.

Les résultats obtenus montrent donc une différence significative entre les deux zones médiale et latérale tout en ayant la possibilité d'établir une relation linéaire entre eux. Ainsi, le BV/TV3D médial est corrélé à 79 % au BV/TV3D latéral ($p < 0.001$) et tends à montrer l'existence d'un lien entre ces deux mesures. Il en est de même pour les paramètres de structure, TbTh, TbN et TbSp (respectivement $r = 69\%$, 75% et 74% et $p < 0.001$). De plus, ces mêmes paramètres étant très significativement corrélés entre eux ($0.82 < r < 0.99$, $p < 0.001$), il n'est pas statistiquement juste de faire des corrélations multiples.

7.4.1.3. Par IRM sur échantillons cubiques

Comme précédemment, un test de comparaison identique a été utilisé pour calculer la significativité de la différence entre les deux zones de mesures. Seuls les paramètres de structure et d'anisotropie ont été comparés. Les résultats (Tableau 7. 16) montrent peu de différence significative entre les paramètres mais également de moins bonnes corrélations entre eux. Aussi, il serait tentant de croire que, pour le cas des mesures par IRM, que l'on peut interchanger les mesures dans la zone médiale et celles dans la zone latérale. Ceci est en contradiction avec les résultats précédents obtenus par tomographie fine.

Tableau 7. 16. Comparaison Médial – Latéral IRM 78µm d'après calculs Olivier Beuf

Paramètres	Test t ¹		Corrélations ²		
	n	p	n	r	p
<i>Densité volumique</i>					
BV/TV3D (%)	15	0.0113	15	0.76	0.0005
<i>Structure</i>					
TbTh (µm)	15	0.3587	15	0.50	0.0295
TbN (mm ⁻¹)	15	0.0163	15	0.64	0.0047
TbSp (µm)	15	0.0431	15	0.74	0.0008
<i>Anisotropie</i>					
MIL ₁ (mm)	15	0.4786	15	0.52	0.0223
MIL ₂ (mm)	15	0.2970	15	0.53	0.0208
MIL ₃ (mm)	15	0.2931	15	0.48	0.0356

1 : Paired t Test (test paramétrique pour série appariée)

2 : Coefficients de corrélation de Pearson (r) et probabilité associée.

Il est tout de même envisageable de mettre en défaut la méthode de mesure. En effet, les mesures obtenues par IRM, sont faites à partir d'images de résolution 78 µm, soit une résolution spatiale presque 8 fois moins fine que celle utilisée en tomographie (10 µm). Aussi, même si les valeurs en elles-mêmes des paramètres structuraux restent dans l'ordre de grandeur de la littérature, les différences infimes entre les valeurs de chaque zone ne sont sans doute pas observables à cette résolution.

7.4.1.2. Conclusions sur la comparaison des zones de mesures

Si l'on se base sur les résultats obtenus par tomographie à haute résolution, on peut conclure qu'il existe une différence significative entre la zone médiale et la zone latérale. Mais cette différence est atténuée par les corrélations significatives existant entre chaque paire de paramètre, montrant par là l'existence d'une relation linéaire entre eux. Dans la mesure du possible, nous comparerons sur une même zone les paramètres provenant de techniques différentes. Mais il n'est parfois pas possible de le faire quand, par exemple, nous comparons les paramètres structuraux obtenus par histomorphométrie sur échantillons latéraux (qui est une technique de référence) et les paramètres mécaniques obtenus sur échantillons médiaux.

7.4.2. Histomorphométrie - Mécanique

Les paramètres mécaniques tels que les modules d'Young dans les différentes directions trabéculaires ont été mis en relation avec les paramètres de structure et d'anisotropie obtenus par histomorphométrie. Comme nous l'avons soulevé précédemment, les calculs n'ont pas été effectués dans la même zone de prélèvement. En effet, la technique d'histomorphométrie nécessite d'inclure l'échantillon mesuré, et des mesures de Module et de contrainte maximale à rupture étaient souhaitées.

Hormis les paramètres d'anisotropie, les paramètres structuraux, de connectivité et d'irrégularité suivent des lois de répartition normale. Les corrélations obtenues entre les paramètres mécaniques et les paramètres histomorphométriques sont regroupées dans le Tableau 7. 17 pour les tests paramétriques et dans le Tableau 7. 18 pour le test non paramétrique.

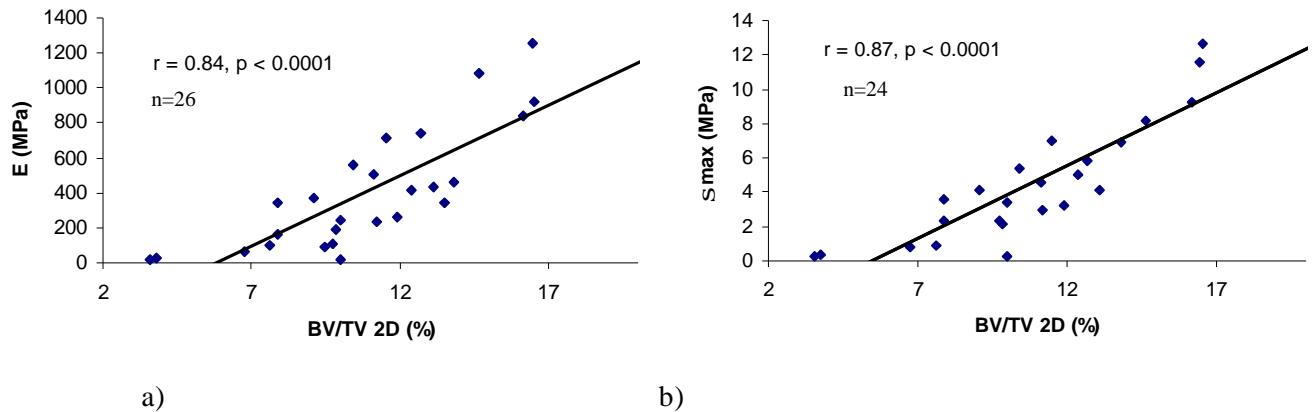


Figure 7. 3. Corrélations entre le BV/TV 2D et a) Le Module d'Young à rupture, b) La contrainte de compression maximale

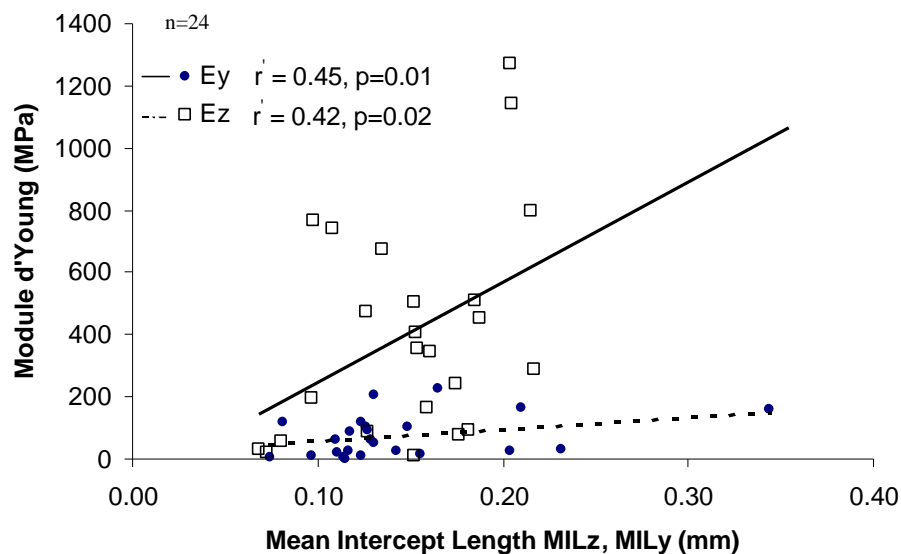


Figure 7. 4. Corrélations entre les MIL (Histo) et les Modules d'Young.

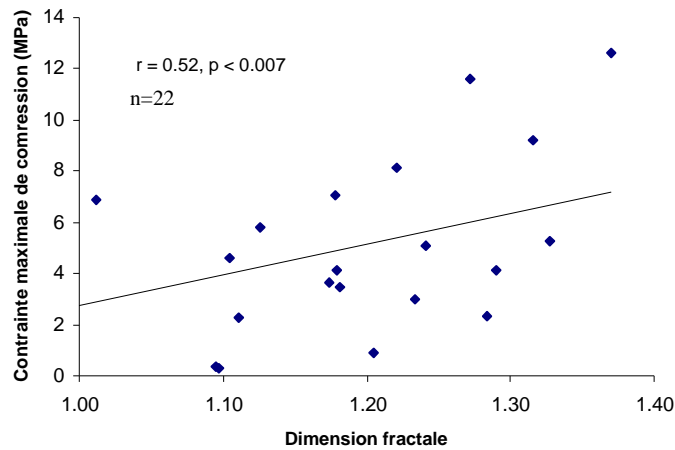


Figure 7. 5. Corrélation entre la dimension fractale 2D (Histo) et S_{max}

Les corrélations entre les paramètres histomorphométriques et les propriétés de compression sont significatives (Tableau 7. 17, Figure 7. 3). Les MIL sont peu corrélés aux propriétés mécaniques. La corrélation entre ces MIL dans les directions privilégiées des travées, et les modules d'Young E_z et E_y , est significative mais non fortement corrélée (Figure 7. 4) avec respectivement $r' = 0.42$, $p=0.02$ et $r' = 0.45$, $p=0.01$. Les corrélations obtenues entre les propriétés mécaniques et la dimension fractale 2D ne permettent pas de montrer que ce paramètre structural est un bon estimateur de la résistance mécanique ($p>0.03$), contrairement à ce qu'avait montré Bruyère et al [Bru00]. Les faibles corrélations observées entre l'anisotropie structurale et l'anisotropie mécanique peuvent être expliquées par la différence de localisation anatomique entre les coupes d'os spongieux destinées à l'analyse structurale et celle des échantillons cubiques destinés aux essais de compression. D'autre part, cette étude 2D ne permet pas d'analyser la structure dans la direction du réseau inférieur des travées (direction X), les coupes histologiques ayant été faites parallèles au plan (YZ). Cette direction entre pourtant en jeu dans le comportement élastique des échantillons dans la direction du réseau supérieur des travées (Z) et la direction médio-latérale (Y). La dimension fractale moyenne (1.17 ± 0.13) est dans l'intervalle des valeurs de la littérature [Wei94] [Maj93] [Maj96] [Faz96] obtenue sur différents sites (crête iliaque, radius, calcanéum, fémur). De plus, la dimension fractale est relativement bien corrélée à certains paramètres histomorphométriques, en particulier avec le nombre de nœuds TbN ($r = 0.51$, $p=0.006$) et le nombre de nœuds rapporté au volume du tissu NbNd/TV ($r=0.60$, $p=0.001$) semblant ainsi être un bon indicateur du fractionnement de la structure spongieuse.

En conclusion, et ce malgré les limitations d'une analyse structurale 2D et de faibles corrélations ($r=0.45$, $p = 0.01$ et $r=0.42$, $p=0.02$, respectivement entre MILz – E_z et MILy - E_y), la mesure du MIL permet d'estimer environ 20 % (r^2) de la variance du module d'élasticité dans les directions privilégiées des travées.

Tableau 7. 17. Corrélations paramétriques entre les paramètres Histo 2D et les propriétés de compression (coefficients de Pearson). Coefficients de corrélation de Pearson r et probabilités associées p entre les propriétés de compression et les paramètres morphologiques 2D.

Paramètres	E_X			E_Y			E_Z			E			S_{max}		
	n	r	p	n	r	p	n	r	p	n	r	p	n	r	p
<i>Paramètres structuraux</i>															
BV/TV (%)	24	0.73	<0.0001	24	0.72	<0.0001	24	0.80	<0.0001	26	0.84	<0.0001	24	0.87	<0.0001
TbTh	24	-0.52	0.0046	24	-0.60	0.0011	24	-0.52	0.0043	26	-0.56	0.0015	24	-0.52	0.0048
TbN	24	0.78	<0.0001	24	0.70	0.0001	24	0.80	<0.0001	26	0.82	<0.0001	24	0.88	<0.0001
TbSp	24	-0.73	<0.0001	24	-0.73	<0.0001	24	-0.80	<0.0001	26	-0.81	<0.0001	24	-0.84	<0.0001
<i>Paramètres dits de connectivité</i>															
Nb Nd/TV	24	0.68	0.0001	24	0.64	0.0004	24	0.84	<0.0001	26	0.85	<0.0001	24	0.88	<0.0001
Nd to Nd /TSL	24	0.63	0.0004	24	0.65	0.0003	24	0.71	<0.0001	26	0.75	<0.0001	24	0.77	<0.0001
Nd/Tm	23	0.65	0.0004	23	0.73	<0.0001	23	0.76	1.E-5	25	0.77	3.E-6	23	0.80	3.E-6
<i>Irrégularité</i>															
Dimension Fractale	22	0.37	0.0437	22	0.38	0.0386	22	0.39	0.0369	24	0.45	0.0146	22	0.52	0.0068

Dimansion Fractale 2D calculée sur 3 coupes histo

Tableau 7. 18. Corrélations non paramétriques entre les paramètres 2D et les propriétés de compression (coefficients de Spearman)

Coefficients de corrélation de Spearman et probabilités associées entre les propriétés de compression et les paramètres morphologiques 2D (Latéraux).

Paramètres	E_Y			E_Z			E_Z/E_Y			
	n	r'	p	n	r'	p	n	r'	p	
<i>Anisotropie structurale</i>										
MIL _{1(Z)}				24	0.42	0.0212				
MIL _{3(Y)}	24	0.45	0.0140							
MIL _{1(Z)/MIL_{3(Y)}}							24	0.08	0.3558	

7.4.3. Histomorphométrie 2D – Micro Tomographie 3D (latéral)

Les statistiques descriptives concernant les paramètres morphologiques obtenus à partir de coupes histologiques 2D sont données dans les tableaux (Tableau 7. 4 & Tableau 7. 5) et celles obtenues par tomographie à 10 µm sur échantillons latéraux sont reportées dans les tableaux (Tableau 7. 10 & Tableau 7. 11). En 2D, la dimension fractale est comprise entre 1 et 2 (moyenne à 1.17 ± 0.13). En 3D, les volumes sous échantillonnés à 40µm ont été utilisés pour le calcul, et pour ce paramètre uniquement, de la dimension fractale. Celle-ci est comprise en 3D entre 2 et 3 (moyenne 2.59 ± 0.18). La densité d'Euler moyenne vaut $-4.41 \pm 1.8 \text{ mm}^{-3}$ et toutes ses valeurs sont négatives.

Les comparaisons des paramètres 3D et 2D sont reportées dans le Tableau 7. 19 pour les tests paramétriques, et dans le Tableau 7. 20 pour les comparaisons non-paramétriques. Les paramètres 3D sont très significativement corrélés à leurs paramètres similaires 2D à l'exception de la densité d'Euler en fonction de Nd/Tm, de Nd/TSL et de $MIL_{1(Z)} / MIL_{3(Y)}$. Les différences entre ces paramètres similaires 2D et 3D sont également très significatives.

Les paramètres structuraux sont significativement corrélés entre eux ($0.57 < |r| < 0.98$, $0.000 < p < 0.002$), à l'exception de TbTh avec TbN et NbNd/TV. Les paramètres structuraux sont également très significativement corrélés entre eux ($0.50 < |r| < 0.99$, $0.000 < p < 0.004$), à l'exception de la densité d'Euler, en fonction de BV/TV 2D, TbTh, TbSp et TbTh*.

Tableau 7. 19. Comparaison Tomo 10µm Latéral – Histo Latéral

Paramètres	Test t ¹		Corrélations ²		
	n	p	n	r	p
<i>Densité volumique</i>					
BV/TV 2D-3D(%)	27	0.0000	27	0.78	0.0000
<i>Structure</i>					
TbTh (µm)	27	0.0000	27	-0.58	0.0007
TbN (mm ⁻¹)	27	0.0000	27	0.87	0.0000
TbSp (µm)	27	0.0000	27	0.88	0.0000
Dimension fractale ³	26	0.0000	26	0.83	0.0000
<i>Anisotropie</i>					
MIL ₁ (mm)	27	0.0000	27	0.47	0.0069
MIL ₃ (mm)	27	0.0000	27	0.52	0.0025

1 : Paired t Test (Test paramétrique pour série appariée)

2 : Pearson correlation coefficients (r) et probabilité associée.

3 : Fractal 2D sur 3 coupes histo et Fractal 3D sur volumes à 40 µm

Les paramètres d'anisotropie MIL_{1(Z)} et MIL_{3(Y)} sont corrélés entre eux sans que celle-ci soit forte. ($r > 0.47$, $p < 0.007$). Par contre, le rapport des paramètres d'anisotropie n'est pas significatif.

Tableau 7. 20. Comparaison Tomo 10 μ m Latéral – Histo Latéral

Paramètres	Test T ¹		Corrélations ²		
	n	p	n	r'	p
<i>Anisotropie</i>					
MIL ₁ /MIL ₃	27	0.0001	27	0.028	0.4459

1 : Wilcoxon Test (Test non paramétrique pour série appariée)

2 : Spearman correlation coefficients (r') et probabilité associée.

Les comparaisons des paramètres histomorphométriques avec les paramètres architecturaux 3D par tomographie sur échantillons médiaux sont présentés en annexe.

7.4.4. Histomorphométrie –Micro IRM 3D

Avec moins d'échantillons, on retrouve le même type de résultats en comparant l'histomorphométrie à l'IRM, que l'histomorphométrie et la tomographie (Tableau 7. 21 & Tableau 7. 22). Ainsi, même si celles-ci sont légèrement inférieures, les corrélations entre les paramètres structuraux et architecturaux restent très significatives, hormis pour la distance inter-travées TbSp.

Tableau 7. 21. Comparaison IRM 78 μ m Latéral – Histo Latéral

Paramètres	Test t ¹		Corrélations ²		
	n	p	n	r	p
<i>Densité volumique</i>					
BV/TV 2D-3D (%)	14	0.0000	14	0.90	0.0000
<i>Structure</i>					
TbTh (μ m)	14	0.0000	14	-0.74	0.0012
TbN (mm^{-1})	14	0.0000	14	0.87	0.0000
TbSp (μ m)	14	0.0000	14	0.57	0.0169
Dimension fractale ³	14	0.0000	14	0.89	0.0000
<i>Anisotropie</i>					
MIL ₁ (mm)	14	0.0000	14	0.47	0.0467
MIL ₃ (mm)	14	0.0000	14	0.65	0.0060

1 : Paired t Test (Test paramétrique pour série appariée)

2 : Pearson correlation coefficients (r) et probabilité associée.

D'identiques résultats sont observés sur les paramètres d'anisotropie.

Tableau 7. 22. Comparaison IRM 78 μ m Latéral – Histo Latéral

Paramètres	Probabilité ¹		Corrélations ²		
	n		n	r'	p
<i>Anisotropie</i>					
MIL ₁ /MIL ₃	14	0.6155	14	0.2527	0.1917

1 : Wilcoxon Test (Test non paramétrique pour série appariée)

2 : Spearman correlation coefficients (r') et probabilité associée.

Les comparaisons des paramètres histomorphométriques avec les paramètres architecturaux 3D par tomographie sur échantillons médiaux sont présentés en annexe.

7.4.5. Mécanique - Densité

Avant de comparer les paramètres mécaniques avec les différentes techniques 3D, les corrélations essentielles entre les paramètres principaux seront détaillées.

Les statistiques descriptives ont été reportées dans les tableaux (Tableau 7. 6 & Tableau 7. 7). Les propriétés élastiques montrent une anisotropie mécanique correspondant à l'anisotropie anatomique du réseau trabéculaire de la tubérosité postérieure du calcaneum. Le réseau supérieur des travées (noté Ez) montrent un plus fort module d'Young que le réseau médio-latéral (Ey). Les paramètres mécaniques suivent des lois de répartition normale après transformation logarithmique pour Ex, Ey, Ez et élévation au carré pour E. Dans la direction du réseau supérieur des travées, il a été montré que le module d'Young obtenu durant l'essai élastique (Ez) et celui obtenu après essai destructif (E) sont fortement et très significativement corrélés ($r = 0.99$, $p < 0.001$). Il a également été montré que la contrainte maximale de compression et le module d'élasticité à rupture dans la direction Z sont significativement corrélés avec $r = 0.935$ et $p < 0.001$ (Figure 7. 7). Tous les modules sont significativement corrélés à la densité apparente calculée sur échantillons après essais de compression (Figure 7. 6).

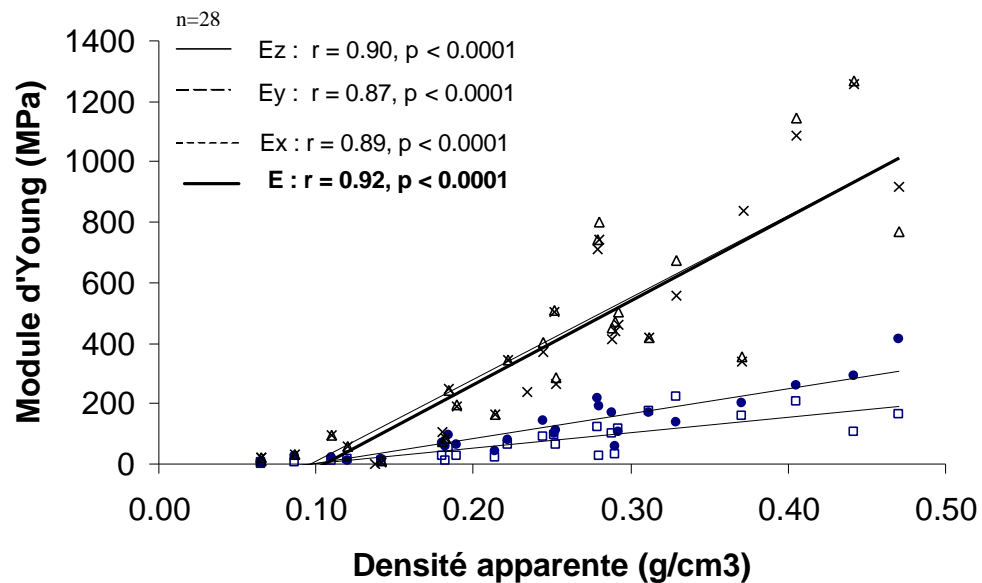


Figure 7. 6. Corrélation entre les modules d'Young et la densité apparente.

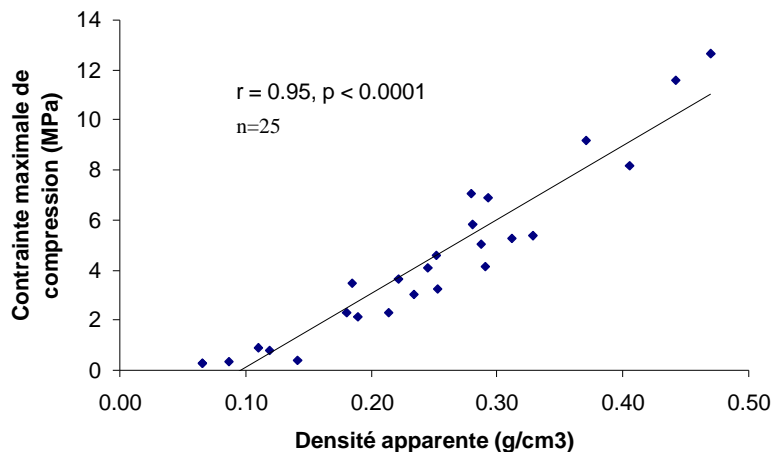


Figure 7. 7. Corrélation entre la contrainte maximale et la densité apparente.

7.4.6. Mécanique - Tomographie 3D -Médial

Les paramètres architecturaux 3D de type histomorphométrique, la densité volumique (BV/TV3D), la dimension fractale, la contribution au nombre d'Euler et la densité d'Euler suivent des lois de répartition normale. Les coefficients de corrélations de Pearson sont donnés dans le Tableau 7. 23, et ceux des paramètres d'anisotropie dans le Tableau 7. 24. Le module d'Young à compression maximale E et la contrainte maximale de compression sont très significativement corrélés aux volumes trabéculaires osseux mesurés en 2D (Histo) et en 3D (Tomo 10 μ m) (Figure 7. 8 & Figure 7. 9)

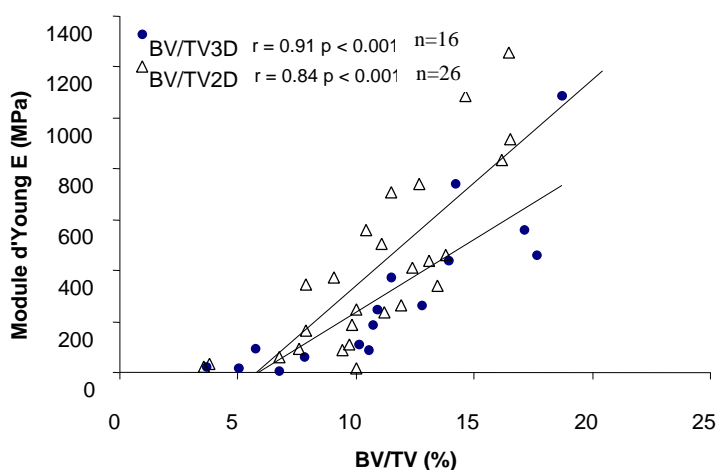


Figure 7. 8. Corrélations entre le module d'Young E et BV/TV (2D, 3D)

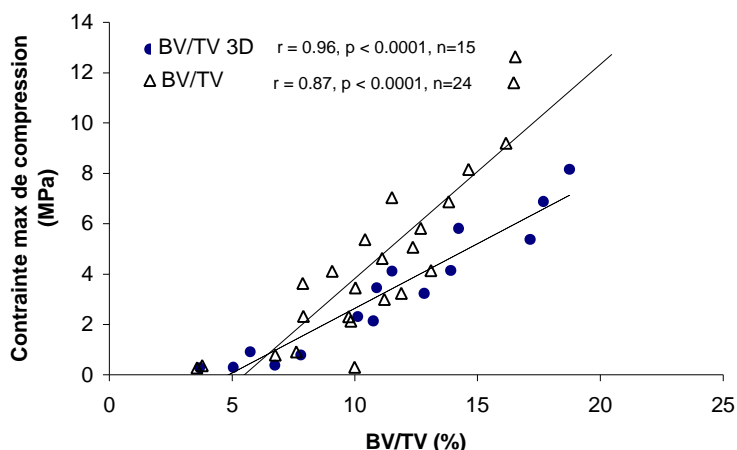


Figure 7. 9. Corrélations entre S_{max} et BV/TV (2D, 3D)

Hormis un paramètre de connectivité (Ceuler/mm³), les paramètres architecturaux mesurés sur échantillons médiaux par tomographie à haute résolution, mais également la densité d'Euler et la dimension fractale (Figure 7. 10 & Figure 7. 11), sont très fortement et très significativement corrélés aux paramètres mécaniques (Tableau 7. 23). Les fortes corrélations obtenues entre les modules d'Young E_x , E_y , E_z et leur MIL correspondant sont très significatives ($0.78 < r < 0.89$, $p < 0.0002$). Par contre, les rapports de modules correspondants aux rapports d'anisotropie ne sont pas significativement corrélés.

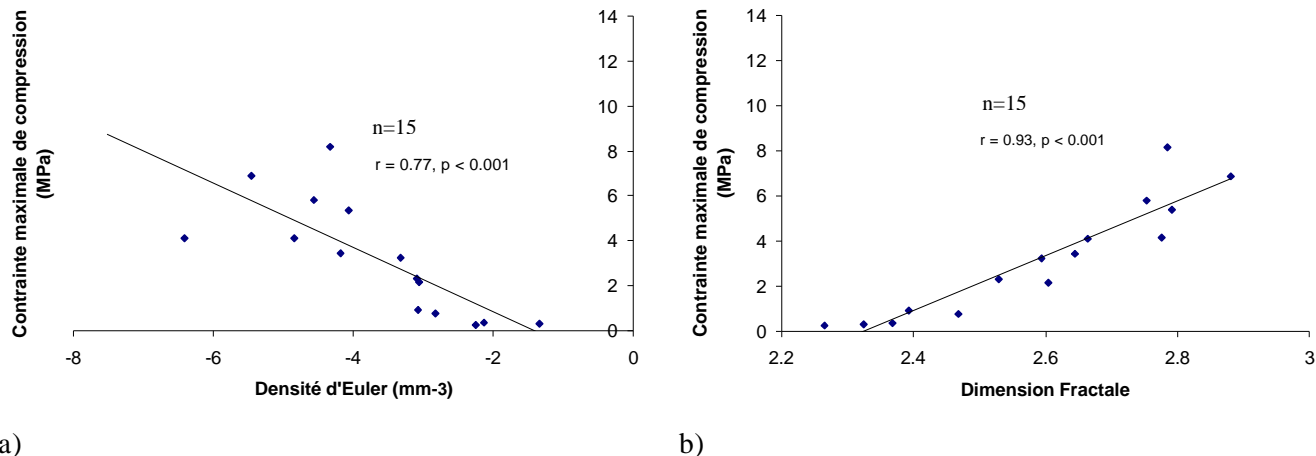


Figure 7. 10. Corrélation entre la contrainte maximale de compression et a) la densité d'Euler 3D, b) la dimension fractale 3D (Tomo).

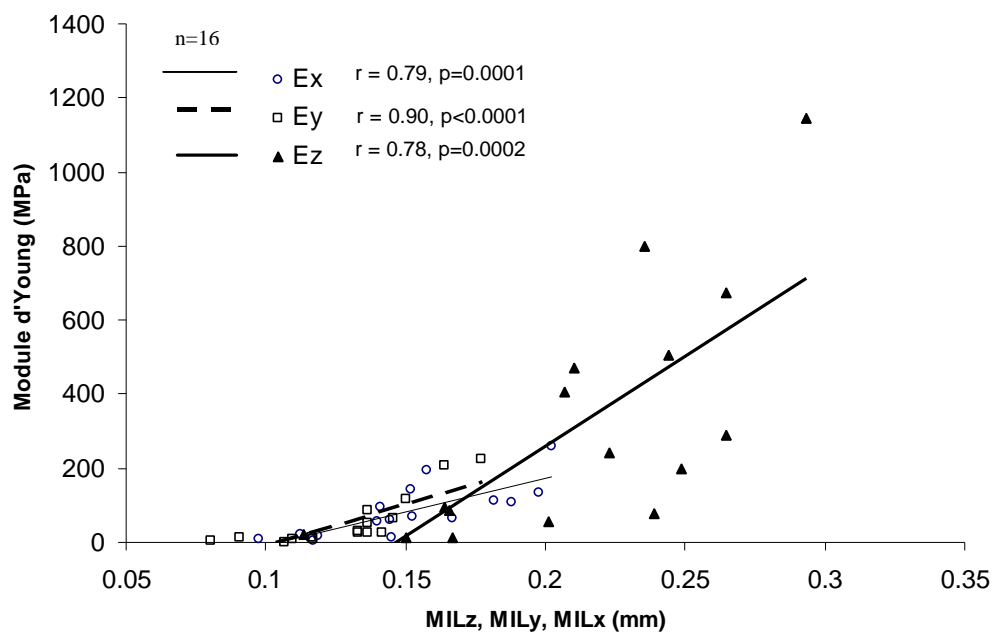


Figure 7. 11. Corrélations entre les MIL (Tomo) et les modules d'Young dans les directions X, Y, Z.

Tableau 7. 23. Corrélations entre les propriétés de compression et les paramètres morphologiques tomo 3 D médiaux

Coefficients de corrélation de Pearson r et probabilités associées p entre les propriétés de compression et les paramètres morphologiques 3D (Tomo 10 µm Médiaux).

Paramètres	E _X			E _Y			E _Z			E			S _{max}		
	n	r	p	n	r	p	n	r	p	n	r	p	n	r	p
<i>Paramètres Architecturaux</i>															
BV/TV 3D (%)	16	0.8669	<0.0001	16	0.9081	<0.0001	16	0.9156	<0.0001	16	0.9118	<0.0001	15	0.9575	<0.0001
TbTh	16	0.7874	0.0001	16	0.9085	<0.0001	16	0.7902	0.0001	16	0.7865	0.0002	15	0.7987	0.0002
TbTh*	16	0.7800	0.0002	16	0.8632	<0.0001	16	0.7793	0.0002	16	0.7839	0.0002	15	0.7761	0.0003
TbN	16	0.8078	0.0001	16	0.7986	0.0001	16	0.8480	<0.0001	16	0.8471	<0.0001	15	0.9359	<0.0001
TbSp	16	-0.8720	<0.0001	16	-0.8486	<0.0001	16	-0.8075	0.0001	16	-0.8088	0.0001	15	-0.8744	<0.0001
<i>Paramètres de connectivité</i>															
Densité d'Euler	16	-0.6020	0.0068	16	-0.4664	0.0343	16	-0.5095	0.0219	16	-0.5071	0.0225	15	-0.7672	0.0004
Ceuler/mm ³	16	-0.2172	0.2096	16	-0.0548	0.4201	16	-0.2697	0.1562	16	-0.2706	0.1554	15	-0.3612	0.0930
<i>Irrégularité</i>															
Dimension Fractale 3D ¹	16	0.8476	<0.0001	16	0.8095	0.0001	16	0.8243	<0.0001	16	0.8218	<0.0001	15	0.9263	<0.0001

1 : Fractal 3D à partir de volumes Tomo à 40µm

Tableau 7. 24. Corrélations entre les propriétés de compression et les paramètres d'anisotropie tomo 3D médiaux.

Coefficients de corrélation de Pearson r et probabilités associées p entre les propriétés de compression et les paramètres d'anisotropie (Tomo 10 µm Médiaux).

Paramètres	E _X			E _Y			E _Z			E _Z /E _X			E _Z /E _Y			E _X /E _Y		
	n	r	p	n	r	p	n	r	p	n	r	p	n	r	p	n	r	p
<i>Anisotropie structurale</i>																		
MIL _{1(Z)}							16	0.7829	0.0002									
MIL _{2(X)}	16	0.7949	0.0001															
MIL _{3(Y)}				16	0.8992	0.0000												
MIL _{1(Z)} /MIL _{2(X)}										16	-0.0009	0.4987						
MIL _{1(Z)} /MIL _{3(Y)}													16	0.2253	0.2008			
MIL _{2(X)} /MIL _{3(Y)}																16	-0.1553	0.2829

7.4.7. Mécanique - IRM 3D - Médial

Les coefficients de corrélations de Pearson sont donnés dans le Tableau 7. 25, et ceux des paramètres d'anisotropie dans le Tableau 7. 26. Les paramètres architecturaux calculés par IRM à 78 μm sur échantillons médiaux ainsi que les paramètres d'anisotropie et la dimension fractale sont significativement corrélés aux différents paramètres mécaniques. Les paramètres de connectivité sont très faiblement corrélés aux paramètres mécaniques.

Seuls les rapports d'anisotropie et les rapports de modules ne sont pas corrélés.

Donc, et ce malgré une plus faible résolution, les paramètres de type histomorphométrique permettent d'estimer les valeurs des paramètres mécaniques (Module d'Young, contrainte maximale).

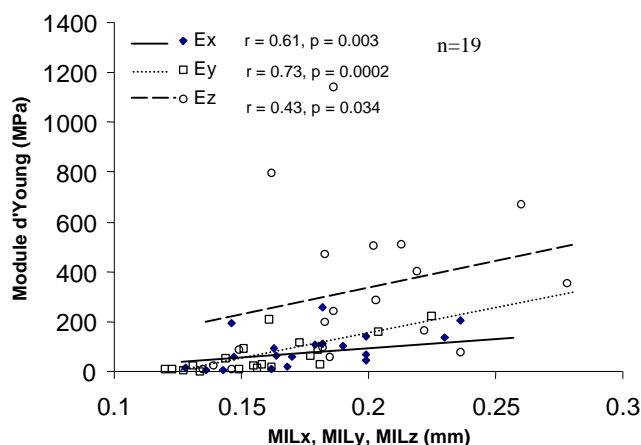


Figure 7. 12. Corrélation entre les MIL et les modules d'Young dans les directions X, Y, Z.

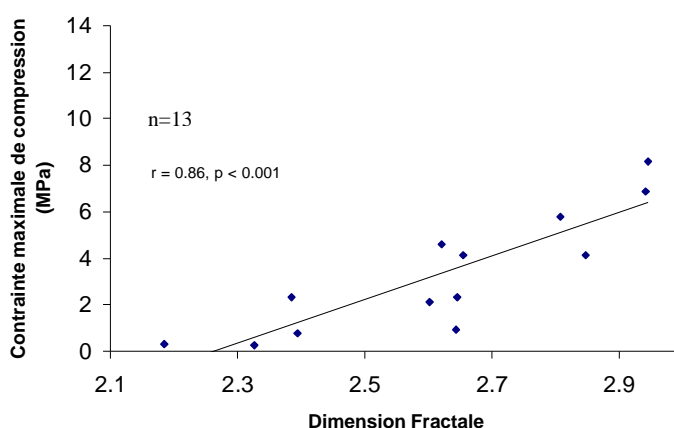


Figure 7. 13. Corrélation entre la contrainte maximale de compression et la dimension fractale.

Tableau 7. 25. Corrélations entre les propriétés mécaniques et les paramètres morphologiques Médiaux 3D IRM

Paramètres	E _X			E _Y			E _Z			E			S _{max}		
	n	r	p	n	r	p	n	r	p	n	r	p	n	r	p
<i>Paramètres Architecturaux</i>															
BV/TV (%)	19	0.7521	0.0001	19	0.8476	0.0000	19	0.8070	0.0000	19	0.8023	0.0000	17	0.8360	0.0000
TbTh	19	0.5819	0.0045	19	0.7572	0.0001	19	0.4615	0.0233	19	0.4640	0.0227	17	0.4539	0.0336
TbN	19	0.6860	0.0006	19	0.6796	0.0007	19	0.8110	0.0000	19	0.8063	0.0000	17	0.8357	0.0000
TbSp	19	-0.8296	0.0000	19	-0.8097	0.0000	19	-0.8006	0.0000	19	-0.7944	0.0000	17	-0.8274	0.0000
<i>Paramètres de connectivité</i>															
Densité d'Euler	14	-0.4924	0.0368	14	-0.5498	0.0208	14	-0.5623	0.0182	14	-0.5338	0.0247	12	-0.4850	0.0550
Ceuler/mm ³	14	-0.4804	0.0410	14	-0.5759	0.0156	14	-0.6145	0.0097	14	-0.5880	0.0135	12	-0.5604	0.0290
<i>Irrégularité</i>															
Dimension Fractale 3D	15	0.8097	0.0007	15	0.8067	0.0001	15	0.8790	0.0000	15	0.8647	0.0000	13	0.8656	0.0001

1 : Pearson correlation coefficients (r) et probabilité associée.

2 : Fractal 3D, Densité d'Euler, Ceuler/mm³ à partir de volumes IRM à 78 µm

Tableau 7. 26. Corrélations entre les propriétés mécaniques et les paramètres d'anisotropie Médiaux 3D IRM

Paramètres	E _X			E _Y			E _Z			E _Z /E _X			E _Z /E _Y			E _X /E _Y		
	n	r	p	n	r	p	n	r	p	n	r	p	n	r	p	n	r	p
<i>Anisotropie structurale</i>																		
MIL ₁ (Z)							19	0.4278	0.0338									
MIL ₂ (X)	19	0.6057	0.0030															
MIL ₃ (Y)				19	0.7345	0.0002												
MIL ₁ (Z)/MIL ₂ (X)										19	-0.0764	0.3780						
MIL ₁ (Z)/MIL ₃ (Y)													19	0.0203	0.4672			
MIL ₂ (X)/MIL ₃ (Y)																19	0.2894	0.1147

1 : Pearson correlation coefficients (r) et probabilité associée.

7.4.8. Mécanique - Densité 3D - DXA- US -Médial

Les paramètres de densité, de minéral osseux et ultrasonores suivent des lois de répartition normale. Les corrélations entre eux et les paramètres mécaniques (suivant des lois d'évolution normale après transformation) sont évaluées par un test paramétrique et sont reportées dans le Tableau 7. 27. Les paramètres mécaniques principaux sont très liés à la densité apparente et au BMD. La densité apparente explique 95 % de la variance de la contrainte maximale de compression, et bien que le BMD dépende en partie de la quantité d'os cortical, ce paramètre permet d'expliquer 92 % de la variance de la résistance mécanique de l'os spongieux. Aucune corrélation significative n'a été mise en évidence entre les propriétés de compression et la densité réelle. Les fortes corrélations observées entre le BMD et les propriétés de compression destructives sont similaires à celles obtenues par bruyère et al [Bru00].

Les paramètres ultrasonores (SOS et BUA) sont très significativement corrélés entre eux ($r = 0.90$, $p < 0.0001$). La densité Hounsfield est significativement corrélée à la densité apparente ($r = 0.80$, $p < 0.005$) mais également aux différents autres paramètres mesurés que calcanéum entier (Tableau 7. 28). Celle-ci est également fortement corrélée aux paramètres mécaniques et en particulier à la contrainte maximale de compression et au module d'Young à rupture.

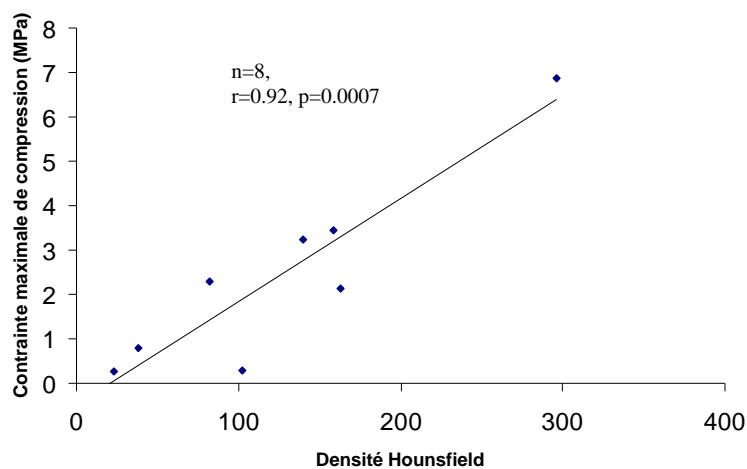


Figure 7. 14. Corrélation entre la contrainte maximale et la densité Hounsfield

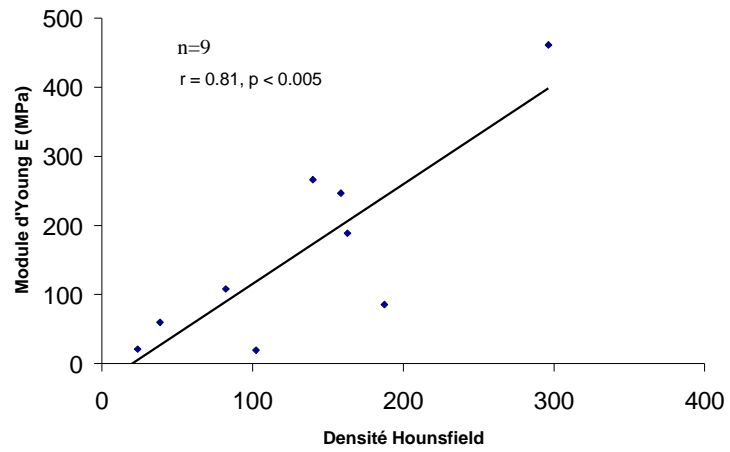


Figure 7. 15. Corrélation entre le module d'Young et la densité hounsfield

Tableau 7. 27. Corrélations entre les propriétés mécaniques, les densités, la DXA et les ultrasons.

Coefficients de corrélation de Pearson et probabilités associées entre les propriétés de compression, les densités, la DXA et les ultrasons.

Paramètres	E_x			E_y			E_z			E			S_{max}		
	n	r	p	n	r	p	n	r	p	n	r	p	n	r	p
<i>Densités</i>															
Densité Hounsfield	9	0.6432	0.0308	9	0.6554	0.0277	9	0.8102	0.0040	9	0.8083	0.0042	8	0.9163	0.0007
ρ_{app} (g/cm ³)	26	0.8898	0.0000	26	0.8685	0.0000	26	0.9033	0.0000	28	0.9190	0.0000	26	0.9516	0.0000
<i>DXA</i>															
BMC (g)	21	0.7312	0.0001	21	0.7013	0.0002	21	0.8127	0.0000	21	0.8145	0.0000	19	0.8841	0.0000
BMD (g/cm ³)	21	0.7940	0.0000	21	0.7862	0.0000	21	0.8588	0.0000	21	0.8508	0.0000	19	0.9068	0.0000
<i>Ultrasons</i>															
BUA (dB/MHz)	19	0.7456	0.0001	19	0.8208	0.0000	19	0.6483	0.0013	19	0.6386	0.0016	17	0.7839	0.0001
SOS (m/s)	19	0.7035	0.0004	19	0.7839	0.0000	19	0.6500	0.0013	19	0.6452	0.0014	17	0.7793	0.0001

1 : Pearson correlation coefficients (r) et probabilité associée.

Tableau 7. 28. Corrélations entre la densité Hounsfield et les paramètres DXA et US.

Paramètres	Densité Hounsfield		
	n	r	p
<i>Densités</i>			
ρ_{app} (g/cm ³)	9	0.8021	0.0046
$\rho_{app}/\rho_{réelle}$	9	0.7390	0.0115
BV/TV (%) 2D	9	0.8351	0.0025
<i>DXA</i>			
BMC (g)	10	0.9269	0.0001
BMD (g/cm ³)	10	0.9374	0.0000
<i>Ultrasons</i>			
BUA (dB/MHz)	7	0.6153	0.0707
SOS (m/s)	8	0.7467	0.0166

7.4.9. Micro-radiographie

Le degré de minéralisation mesuré sur demi-pastille évalué par micro-radiographie suit une loi d'évolution normale. Les corrélations étudiées entre celui-ci et les différents paramètres sont reportées dans le Tableau 7. 29. On observe une corrélation très hautement significative entre le degré de minéralisation et le module dans la direction du réseau supérieur des travées (Ez). La corrélation avec le module d'Young à rupture (E) et la contrainte maximale de compression est également très élevée ($r = 0.83$, $p < 0.0001$). Des paramètres de types histomorphométriques ont également été mesurés sur les demi-pastilles utilisées en micro-radio (TV, BV, BS, TbTh, TbSp en μm , et TbN), ainsi qu'un pourcentage de tissu calcifié pouvant être comparable au volume trabéculaire osseux (BV/TV calcifié en %). Seule la distance inter-travées (TbSp) doit être modifiée par transformation logarithmique afin de suivre une loi d'évolution normale. Les paramètres structuraux sont très significativement corrélés entre-eux (TbTh : $0.54 < |r| < 0.82$, $p < 0.007$; TbN : $0.54 < |r| < 0.98$, $p < 0.007$; TbSp : $0.64 < |r| < 0.98$, $p < 0.002$). Les corrélations entre les paramètres histomorphométriques et ceux mesurés par microradiographie sont donnés Tableau 7. 30.

Tableau 7. 29. Corrélation entre le degré de minéralisation et les différents paramètres.

	Paramètres	Degré de Minéralisation		
		n	r	p
---cube médial---	<i>Compression non destructive</i>			
	E_x	20	0.6643	0.0007
	E_y	20	0.6412	0.0012
	E_z	20	0.8254	0.0000
	<i>Compression destructive</i>			
	E	20	0.8292	0.0000
	σ_{\max}	18	0.8317	0.0000
----Calcanéum entier-----	<i>Densités</i>			
	Densité Hounsfield	9	0.4358	0.1205
	ρ_{app} (g/cm ³)	20	0.8304	0.0000
	<i>DXA</i>			
	BMC (g)	20	0.6361	0.0013
	BMD (g/cm ³)	20	0.7148	0.0002
	<i>Ultrasons</i>			
BUA (dB/MHz)	17	0.4975	0.0211	
SOS (m/s)	17	0.5169	0.0168	

1 : Pearson correlation coefficients (r) et probabilité associée.

Tableau 7. 30. Corrélations entre les paramètres histomorphométriques et ceux mesurés par micro-radiographie

Paramètres	Corrélations		
	n	r	p
<i>Densité volumique</i>			
BV/TV (%)	20	0.6147	0.002
<i>Structure</i>			
TbTh (μm)	19	-0.2156	0.1876
TbN (mm^{-1})	20	0.5961	0.0028
TbSp (μm)	20	0.5510	0.0059

1 : Pearson correlation coefficients (r) et probabilité associée.

7.4.10. IRM sur calcanéums entiers - Histomorphométrie

Les paramètres structuraux de type histomorphométriques (BV/TV, TbTh, TbSp et TbN) mesurés par IRM sur calcanéums entiers suivent des lois de répartition normale. Bien que toute la zone médio-latérale ait été imagée, seuls les paramètres relevés dans la zone latérale ont été retenus. Ces paramètres ont été relevés sur le côté latéral et ont été mis en corrélation avec les paramètres structuraux mesurés par histomorphométrie sur les échantillons latéraux en commun. Ces corrélations sont reportées dans le Tableau 7. 31. On observe des corrélations significatives entre les mêmes paramètres structuraux mesurés par ces deux techniques ($0.69 < r < 0.87$, $p < 0.05$).

Bien que le nombre d'échantillons étudié soit peu élevé, ces premières corrélations semblent indiquer que les paramètres de structure obtenus par IRM sur calcanéums entiers à $150 \mu\text{m}$ de résolution sont proches de ceux obtenus par histomorphométrie, technique de référence. Il est alors envisageable de mesurer, à long terme, ce type de paramètres « *in vivo* » par IRM sur patients.

Tableau 7. 31. Corrélations entre les paramètres histomorphométriques structuraux et ceux mesurés par irm sur calcanéum entier à $150 \mu\text{m}$ de résolution

Paramètres	Corrélations		
	n	r	p
<i>Densité volumique</i>			
BV/TV (%)	7	0.70	0.04
<i>Structure</i>			
TbTh (μm)	7	0.69	0.04
TbN (mm^{-1})	7	0.68	0.05
TbSp (μm)	7	0.87	0.005

1 : Pearson correlation coefficients (r) et probabilité associée.

7.4.11. Corrélations multiples - partielles

Des corrélations multiples et partielles ont été calculées afin d'essayer de dégager des paramètres pouvant expliquer les variances de Modules d'Young ou de limite élastique. En effet, nous avons montré qu'environ 20 % du module était expliqué par la mesure du BV/TV, pour déterminer quels sont les paramètres pouvant expliquer les 20 % restant, des corrélations multiples sont calculées. Mais pour pouvoir faire ces mesures, il ne faut pas que les paramètres choisis soient trop dépendants les uns des autres. Ceci limite alors les possibilités.

Nous avons comparé dans un premier temps les paramètres mécaniques aux paramètres histomorphométriques puis aux paramètres calculés par Tomographie μ CT.

- $S_{\max} = f(\text{BV/TV 2D}; \text{TbN}, \text{Nb Nd/TV}, \text{Fractal 2D}, \text{MIL1})$
Restent BV/TV 2D et Nb Nd/TV dans l'équation
- $E_y = f(\text{BV/TV 2D}; \text{TbTh}, \text{MIL3})$
Reste BV/TV 2D. $r^2=0.44$ dans l'équation
- $E_z = f(\text{BV/TV 2D}; \text{TbTh}, \text{MIL1})$
Reste BV/TV 2D. $r^2=0.61$ dans l'équation

Hormis un cas où le nombre de nœuds sur le volume tissulaire appartient à la fonction pouvant déterminer σ_{\max} , le BV/TV est toujours prépondérant dans la part explicative des paramètres mécanique. Nous obtenus des résultats similaires en comparant les paramètres issus de tomographie fine (paramètres « directs ») à 10 μm .

- $S_{\max} = \text{fonction}(\text{BV/TV 3D}; \text{TbTh}^*, \text{MIL1})$
Reste BV/TV 3D. $r^2=0.76$ dans l'équation
- $S_{\max} = \text{fonction}(\text{BV/TV 3D}, \text{MIL1})$
Reste BV/TV 3D $r^2=0.76$ dans l'équation
- $S_{\max} = \text{fonction}(\text{BV/TV 3D}, \text{TbSp}, \text{Ceuler})$
Reste BV/TV 3D dans l'équation
- $E_y = f(\text{BV/TV 3D}; \text{TbTh}^*, \text{MIL3})$
Reste BV/TV 3D. $r^2=0.55$ dans l'équation
- $E_x = f(\text{BV/TV 3D}; \text{TbTh}^*, \text{MIL2})$
Reste BV/TV 3D. $r^2=0.50$ dans l'équation
- $E_z = f(\text{BV/TV 3D}; \text{TbTh}^*, \text{MIL1})$
Reste BV/TV 3D. $r^2=0.62$ dans l'équation

Les paramètres que nous avons testés n'expliquent donc pas en partie les valeurs obtenues pour les modules ou les contraintes. Ceci peut être dû aux liens existants entre eux. Mais on peut également supposer que ce ne sont pas les paramètres appropriés, et que des paramètres quantifiant la qualité osseuse pourraient être plus adéquats.

De même, en ajustant les paramètres au BV/TV 2D, les corrélations obtenues ne sont pas plus significatives (par rapport aux corrélations simples). Un exemple est donné Tableau 7. 32, en comparant la contrainte maximale au nombre de nœud par volume tissulaire (NbNd/TV).

Tableau 7. 32. Exemple de Corrélation partielle sous contrôle de BV/TV 2D (%)

Paramètres	Contrainte max		
	n	r	p
nb Nd/TV(/mm2)	24	0.5222	0.0053

7.5 Discussion

Propriétés mécaniques

Les valeurs moyennes de la contrainte maximale et du module d'élasticité mesurées dans la direction privilégiée des travées ($\sigma_{\max} = 4.34$ MPa et $E = 390$ MPa) sont du même ordre que celles obtenues par Mitton [Mitton97b] ($\sigma_{\max} = 3.9$ MPa et $E = 314$ MPa) mais sont inférieures à celles obtenues par Bruyère [Bru00] ($\sigma_{\max} = 5.5$ MPa et $E = 522$ MPa) et supérieures à celles rapportées par Lespessailles et al. ($\sigma_{\max} = 1.8$ MPa et $E = 89.3$ MPa) [Les98]. Ces différences montrent la grande variabilité de résistance à la compression de l'os spongieux, liée à des paramètres (hors densité apparente) tels que l'architecture et la minéralisation. De plus, et ce malgré un protocole rigoureux, les échantillons ont pu être prélevés dans une zone de tubérosité postérieure des calcanéums un peu différente des zones précédentes, conduisant par là, à des orientations du réseau trabéculaire plus ou moins marquées et/ou plus ou moins inclinées par rapport aux directions de sollicitations. Les degrés d'anisotropie mécanique enregistrés, montrant $E_z > E_x > E_y$, mettent en évidence une meilleure rigidité de l'os spongieux dans la direction du réseau supérieur, subissant le chargement de compression *in vivo*, et une rigidité minimale dans la direction médio-latérale, peu chargée « *in vivo* ».

La corrélation entre la contrainte maximale de compression et le module d'élasticité, dans la direction supérieure des travées est significative avec $r = 0.93$. Ceci rejoint les travaux de Langton dans la direction médio-latérale [Lan96] [Mit97].

Mécanique et masse osseuse

Les propriétés de compression sont très liées à la densité apparente, celle-ci expliquant 95 % de la variance de la contrainte maximale de compression et 87 à 90 % de celles des modules d'Young selon la direction de sollicitation étudiée. Ces corrélations, largement présentées dans la littérature pour l'os spongieux humain, rejoignent en particulier les résultats obtenus pour l'os spongieux de calcanéum [Wea66] [Jen91] [Str97] [Mit97b] [Bru00]. Les mesures de BMD sont-elles aussi étroitement liées aux propriétés de compression, le BMD expliquant 91% de la contrainte maximale de compression.

Des corrélations très significatives ont pu être observées entre d'une part les différentes mesures de densité et en particulier avec la mesure de densité Hounsfield et d'autre part, les différents paramètres mécaniques. Il faut cependant rappeler que les mesures de densité Hounsfield sont obtenues par scanner X et prennent donc en compte le contenu minéral et la moelle, d'autant plus que nous n'avons pas utilisé de fantôme de calcanéum pour étalonner le scanner. De plus, les mesures de densité sont effectuées « manuellement » en repérant sur chaque coupe la zone d'intérêt des mesures. Entre 100 et 150 coupes ont été prises par calcanéum (mais seul un tiers de ces coupes est

exploitable, en terme de grandeur de zone d'intérêt), et nous avons choisi de conserver 6 coupes dans chacune des zones médiale et latérale et 3 coupes dans la zone intermédiaire. Aussi, la densité retenue correspond à la moyenne sur 15 coupes par calcanéum.

D'autres corrélations fort intéressantes ont pu être montrées entre la mesure du degré de minéralisation (sur demi-pastille inter med-lat) et les paramètres mécaniques mesurés globalement sur la partie adjacente. En effet, selon les résultats obtenus, le degré de minéralisation permettrait de prévoir 83% du module d'Young à rupture et surtout 83% de la contrainte maximale.

Caractérisation architecturale

En ce qui concerne la caractérisation architecturale 3D, nous discuterons uniquement des résultats obtenus sur les échantillons médiaux par tomographie à haute résolution. Les techniques d'imagerie 3D d'os spongieux sont actuellement en plein essor, mais peu d'études présentent (hormis la mesure du BV/TV 3D) une étude couplée architecture-mécanique. Mawatari et al. ont présenté des mesures de dimension fractale 3D [Maw97] en utilisant la méthode de box counting sur des images tomographiques segmentées d'os spongieux de vertèbres de rats (résolution de 35 μm). La dimension fractale pour les échantillons appartenant au groupe de contrôle mis en jeu dans cette étude varie de 2.39 à 2.5. La dimension fractale 3D moyenne obtenue dans notre étude (2.6 ± 0.19) est difficilement comparable à celle obtenue par Mawatari et al., compte tenu des différences d'espèce et de site, mais les ordres de grandeurs restent similaires.

La connectivité de l'os spongieux en 3D a plus largement été étudiée, dans la mesure où celle-ci apporte moins d'informations si elle est mesurée en 2D, à moins d'étudier des coupes sériées. La densité d'Euler moyenne obtenue dans notre étude (-3.83 mm^{-3}) est du même ordre de grandeur que celle proposée par Goulet et al. (-2.83 mm^{-3}), pour des échantillons d'os spongieux humain provenant de différents sites (extrémités d'os longs, vertèbres) [Gou94] et calculée à partir d'images tomographiques de résolution 50 μm . Plus récemment, Ding et al. ont obtenu des valeurs de densité de connectivité pour des échantillons d'os spongieux de tibia humains correspondant à une densité d'Euler proche de -7.24 mm^{-3} [Din99], et Kabel et al., une densité de connectivité correspondant à une densité d'Euler proche de -6.58 mm^{-3} , pour une série d'échantillons d'os spongieux provenant de vertèbres, calcanéums, et extrémités d'os longs humains [Kab99b]. La densité d'Euler moyenne obtenue dans notre étude est également proche de ces derniers résultats

L'estimation des MIL dans les directions privilégiées et les orientations de celles-ci par rapport aux directions de sollicitations mécaniques ont permis d'évaluer l'anisotropie structurale. Celle-ci met en évidence les différentes directions anatomiques : directions du réseau trabéculaire supérieur, du réseau trabéculaire inférieur et direction médio-latérale. Les valeurs de MIL dans les directions X, Y et Z (trièdre de référence mécanique) sont proches de celles mesurées dans les directions principales correspondantes, respectivement MIL2, MIL3, MIL1, et significativement corrélées à celles-ci [Bru00].

Relations mécaniques, paramètres structuraux et architecturaux

Les propriétés de compression sont significativement corrélées aux paramètres histomorphométriques structuraux et à ceux dits «de connectivité». Ces résultats rejoignent ceux de Cendre et al. [Cen98]. Bien que ces mesures histomorphométriques soient liées entre elles et dépendent de la quantité d'os, des corrélations partielles, après ajustement pour cette quantité d'os conduisent à des corrélations significatives entre la contrainte maximale de compression et l'épaisseur moyenne des travées, le nombre de travées et le nombre de nœuds calculé sur les échantillons latéraux. Les MIL 2D mesurés dans les directions de sollicitations sont significativement corrélés aux modules d'Young mais leurs rapports ne le sont pas.

Pour l'étude utilisant des images issues de l'IRM à une résolution de 78 microns, des corrélations significatives ont été observées entre les paramètres de compression et la densité volumique, la dimension fractale et les MIL, et ce malgré une densité volumique surestimée. Ainsi, il est possible d'estimer les propriétés mécaniques à partir d'images IRM de résolution (78 μm) proche des épaisseurs moyennes des travées (100 μm).

7.6 Conclusions

La mise en place de ce protocole de manipulation, quoique complexe et stricte, a permis une étude pluridisciplinaire prenant en compte une étude mécanique, de l'imagerie par tomographie et par IRM, de l'histomorphométrie, ainsi que des techniques plus cliniques (DXA, US, Scanner X, IRM sur calcaneum entier). Ainsi de nombreuses informations concernant les propriétés mécaniques, structurales et architecturales de l'os spongieux de calcaneum ont pu être apportées.

Les résultats de compression destructive ont confirmé la forte corrélation entre la contrainte maximale de compression et le module d'Young, ceci permettant d'envisager l'estimation de la résistance à la compression de l'os spongieux par une mesure de propriété élastique. Concernant les propriétés structurales de l'os spongieux, l'histomorphométrie reste la méthode de référence et le calcul du MIL permet de compléter l'information apportée par les paramètres histomorphométriques standards. Contrairement à ce qu'avait montré Bruyère et al. nous n'avons pas pu mettre en avant de fortes corrélations entre la dimension fractale 2 D et les paramètres structuraux. Par contre, celle-ci a donné de meilleurs résultats par calculs sur images tomographiques. L'analyse architecturale 3D réalisée à partir d'images tomographiques des échantillons médiaux a montré l'intérêt de quantifier en 3D, l'irrégularité du réseau trabéculaire, par le calcul de la dimension fractale, et sa connectivité, par le calcul de la densité d'Euler. Le calcul des paramètres « directs » s'est vu fortement corrélé aux résultats obtenus par histomorphométrie, technique de référence. Ces mesures restent peu envisageables à court terme en milieu hospitalier. Aussi, un grand espoir est à formuler autour de la mesure du degré de minéralisation, qui peut être l'un des paramètres prédictifs du risque fracturaire accessible actuellement par biopsie osseuse. Il faut également considérer les mesures de paramètres de types histomorphométriques par IRM comme étant de futurs indicateurs de la structure interne de l'os spongieux.

CHAPITRE 8

8 Modélisation par éléments finis de l'os spongieux de calcanéums humains

8.1 Introduction	p.224
8.2 Rappel des conditions limites	p.225
8.3 Modèles Eléments Finis construits à partir de volumes IRM	p.226
8.4 Modèles Eléments Finis construits à partir de volumes tomographiques	p.229
8.4.1. Résultats utilisant des Briques à 8 nœuds	p.229
8.4.2. Résultats utilisant des poutres	p.236
8.4.2.1. Conditions aux limites imposées	
8.4.2.2. Hypothèse de surfaces rigides	
8.4.2.3. Conditions de symétrie	
8.4.2.4. Choix des sections	
8.4.2.5. Résultats modèles poutres	p.241
8.4.2.6. Résultats modèles poutres – Elasto-plastique	p.243
8.4.2.6.1. Modèles élasto-plastiques parfaits	
8.4.2.6.1.1. Conditions limites	
8.4.2.6.1.2. Surfaces rigides	
8.4.2.6.2. Modèles élasto-plastiques avec écrouissage	
8.5 Résumé Résultats MEF Tomographie – IRM	p.249
8.6 Discussion	p.251
8.7 Conclusions	p.252

8.1. Introduction

Les images 2D ou 3D d'os spongieux, obtenues à partir de coupes histologiques ou de techniques d'imagerie telles la tomographie ou l'IRM, sont classiquement utilisées pour une analyse quantitative architecturale, dans le but d'estimer le niveau de résistance de la structure étudiée. Cependant, comme nous l'avons vu dans les précédents chapitres, il est difficile de déterminer les relations entre les propriétés mécaniques et les différents éléments pouvant les expliquer (la densité, l'architecture et les propriétés du tissu trabéculaire), d'une part parce qu'il est difficile de définir des caractéristiques architecturales expliquant la résistance mécanique de l'os spongieux et d'autre part, parce que les propriétés mécaniques du tissu trabéculaire constituant cette structure sont mal connues et leur part explicative de la résistance de l'os spongieux peu étudiée à ce jour. La méthode des éléments finis permet alors de construire des modèles d'os spongieux intégrant les caractéristiques de densité, d'architecture et les propriétés du tissu trabéculaire et de prévoir ainsi les propriétés mécaniques de l'os spongieux à l'échelle globale.

Dans ce chapitre, deux modélisations par éléments finis de l'os spongieux utilisant l'architecture réelle de l'os spongieux sont présentées. Dans un premier temps, un modèle 3D en éléments briques, construit à partir d'images IRM d'échantillons d'os

spongieux de résolution 78 μm puis un modèle construit à partir d'images tomographiques d'échantillons d'os spongieux de résolution 40 μm , est présenté. Dans un deuxième temps, un modèle 3D en éléments poutre construit à partir d'images tomographiques d'échantillons d'os spongieux squelettisé est abordé.

Le premier objectif de cette modélisation est d'évaluer l'utilisation de tels modèles pour la détermination par méthode inverse du module d'Young du tissu trabéculaire, en faisant l'hypothèse d'un matériau homogène et isotrope, de coefficient de Poisson égal à 0.3 et de le corrélérer à sa densité osseuse. Le module d'élasticité apparent dans la direction privilégiée des travées, obtenu par simulation numérique est comparé à celui obtenu par essai de compression sur les échantillons médiaux correspondants.

Le second objectif est de simuler la rupture par compression de l'échantillon. Ces calculs sont réalisés en faisant l'hypothèse d'une loi de comportement élasto-plastique parfaite du tissu trabéculaire; puis comme précédemment, la méthode inverse est utilisée pour définir la propriété mécanique de plasticité de l'os trabéculaire : la limite élastique.

Enfin, la visualisation des déformations à l'échelle des travées lors de la compression de l'os spongieux devrait permettre de déterminer à terme un critère prenant en compte le risque fracturaire.

8.2. Rappel des conditions limites

La compression des modèles est simulée dans la direction du réseau supérieur (direction Z) par des déplacements imposés. Les nœuds situés à la base du modèle sont bloqués en translation dans la direction Z et ceux situés sur la face supérieure du modèle ont un déplacement imposé dans la direction Z équivalent à une déformation de 0.5 % (Figure 8. 1). Les nœuds impliqués dans les conditions aux limites et de chargement sont laissés libres dans les directions transverses afin de reproduire les conditions expérimentales supposées de glissement entre l'échantillon d'os spongieux testé et les plateaux de compression, dues à la présence de moelle et de sérum physiologique autour des échantillons.

La contrainte moyenne numérique apparente du volume maillé est calculée à partir de l'effort résultant sur les nœuds de la face supérieure et en prenant en compte les dimensions extérieures de l'échantillon (effort rapporté à la section initiale).

Cette méthode a l'avantage d'être relativement simple à mettre en œuvre, et les temps de calculs sont minimisés. Par contre, il n'est pas possible de prendre en compte un éventuel frottement avec les plateaux de compression et les travées ne venant pas au contact de la surface supérieure ne peuvent être comprimées. Aussi, certaines simulations ont été faites en utilisant des surfaces rigides venant en contact avec l'échantillon et permettant de modéliser les plateaux de compression. Lorsqu'une face d'un élément touche la surface rigide, cet élément est comprimé ainsi que toute la travée auquel il est lié. Les avantages de cette méthode sont la gestion du contact entre l'échantillon et le plateau de compression, permettant d'intégrer un coefficient de frottement et la possibilité de comprimer une travée n'affleurant pas à la surface supérieure. Mais l'inconvénient majeur, qui en a restreint l'utilisation, est le temps de

calcul associé à cette méthode (temps multipliés par 10). Cependant, du fait de la résolution et du déplacement imposé, il n'y a pratiquement aucune possibilité pour que des travées, n'affleurant pas initialement la surface, viennent en contact avec les plateaux pendant la compression.

Nous noterons E le module d'Young apparent obtenu expérimentalement par compression à rupture, et E_{trab}^{num} le module d'Young du tissu trabéculaire obtenu par calcul numérique en appliquant la méthode inverse. Ces deux modules seront exprimés en MPa. Les résultats obtenus par échantillon (par IRM à 78 μm et Tomographie à 40 μm) sont donnés en annexe.

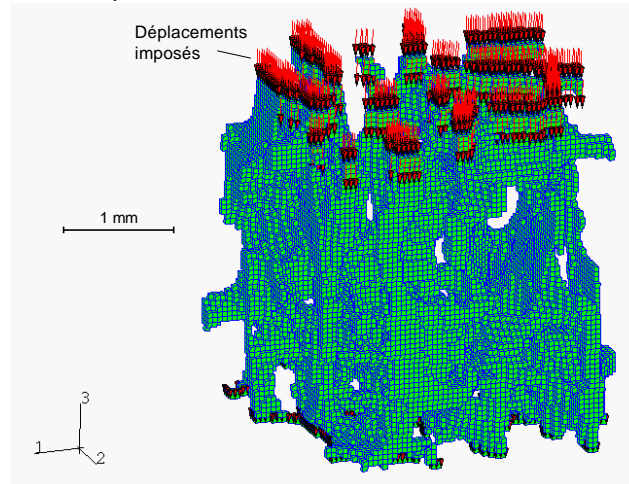


Figure 8. 1. Conditions aux limites pour la simulation par EF de la compression d'un échantillon d'os spongieux, modèle construit à partir d'une image tomographique ($2.56 \times 2.56 \times 2.56 \text{ mm}^3$, $BV/TV=12.80\%$, axe 3 = direction du réseau supérieur Z).

8.3. Modèles éléments finis construits à partir de volumes IRM

Les volumes traités par IRM proviennent de 10 échantillons cubiques médiaux et de 11 échantillons latéraux.

Les modèles par éléments finis construits à partir des images obtenues par résonance magnétique représentent un volume apparent moyen de $6.5 \times 6.5 \times 6.5 \text{ mm}^3$ (275 mm^3). Les éléments hexaédriques (dits « brique ») utilisés sont cubiques, à 8 points de Gauss, de 78 μm de côté. Dans ce cas, ce ne sont pas les moyens de calcul qui nous limitent mais la technique d'imagerie qui découpe à l'intérieur du cube imagé un volume discrétisé non perturbé par les effets de bord.

Les statistiques descriptives des résultats expérimentaux sur 10 échantillons médiaux et les résultats des simulations par éléments finis pour les échantillons médiaux correspondants sont résumés dans le Tableau 8. 1. Les simulations ont été faites en utilisant les conditions limites présentées dans le paragraphe 8.2.1, et en appliquant une loi de comportement élastique parfaite. Les volumes IRM imagés ont un volume compris entre 120 et 390 mm^3 (soit $4.9 \times 4.4 \times 5.6 \text{ mm}^3$ et $6.5 \times 7.9 \times 7.6 \text{ mm}^3$) après élimination des effets de bord.

Les résultats des simulations sur échantillons latéraux sont reportés dans le Tableau 8. 2. Ces volumes IRM imagés ont un volume compris entre 122 et 449 mm³ (soit 5.0*4.7*5.2 mm³ et 7.2*7.9*7.9 mm³) après élimination des effets de bord.

Tableau 8. 1. Module d'Young numérique du tissu trabéculaire calculé à partir de volumes IRM médiaux

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
$r_{app} / r_{réelle}$	10	10.83	4.63	11.29	[3.35– 19.70]
<i>Module d'élasticité apparent expérimental</i>					
E (MPa)	10	362	344	268	[19– 1088]
<i>Module d'Young du tissu trabéculaire numérique</i>					
E_{trab}^{num} (MPa)	10	109 242	166 287	24 479	[2 997 – 537 711]

Les modules d'Young obtenus pour le tissu trabéculaire des échantillons médiaux sont très supérieurs à ceux obtenus par Van Rietbergen et al. [Van98] ainsi que par Ladd et al. [Lad98b] (6600 MPa) et ne sont pas dans l'intervalle des valeurs de la littérature obtenues par nanoindentation ou microscopie acoustique (15000 à 20 500 MPa).

Tableau 8. 2. Module d'Young numérique du tissu trabéculaire calculé à partir de volumes IRM latéraux

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
$r_{app} / r_{réelle}$	11	12.21	4.4	11.49	[5.40– 19.7]
<i>Module d'élasticité apparent expérimental</i>					
E (MPa)	11	460	385	344	[86– 1257]
<i>Module d'Young du tissu trabéculaire numérique</i>					
E_{trab}^{num} (MPa)	11	26 549	23 354	15 564	[6 473 – 72 188]

Les modules d'Young obtenus pour le tissu trabéculaire des échantillons latéraux sont également supérieurs à ceux obtenus par les auteurs précédents mais restent néanmoins plus proches dans valeurs obtenues dans la littérature. Trois échantillons ont des modules élevés (38 051, 63 267 et 72 188 MPa). Si l'on ôte ces valeurs, la moyenne du module d'Young du tissu trabéculaire est de 13 140 MPa, ce qui est une valeur conforme aux valeurs de la littérature. Seulement, rien ne permet de différencier ces trois échantillons : leur BV/TV respectif est de 11.5, 8 et 12.2% et est dans l'intervalle classique des valeurs. Aussi, le BV/TV ne semble pas être le critère unique permettant de quantifier le module d'Young numérique prédictif.

Dans le but de prévoir le comportement global du tissu spongieux en traduisant la plastification progressive du tissu trabéculaire, nous avons réalisé une simulation utilisant une loi de comportement élasto-plastique parfaite (Figure 8. 2a), en imposant

un module d'Young initial numérique et une contrainte limite élastique σ_e (Figure 8. 2b). En 1998, Van Rietbergen et al. proposaient une limite élastique de 210 MPa, ce qui correspond sensiblement à la valeur de celle d'un acier. Cette étude prend comme base de comparaison un matériau de module d'Young initial de 8000 MPa, et de limite élastique 100 MPa, valeurs arbitraires prises uniquement à titre de comparaison.

Ces calculs exploratoires ont été effectués sur un unique échantillon. Il a alors été possible de juxtaposer à la courbe expérimentale, celles obtenues par des moyens numériques au delà du domaine élastique linéaire.

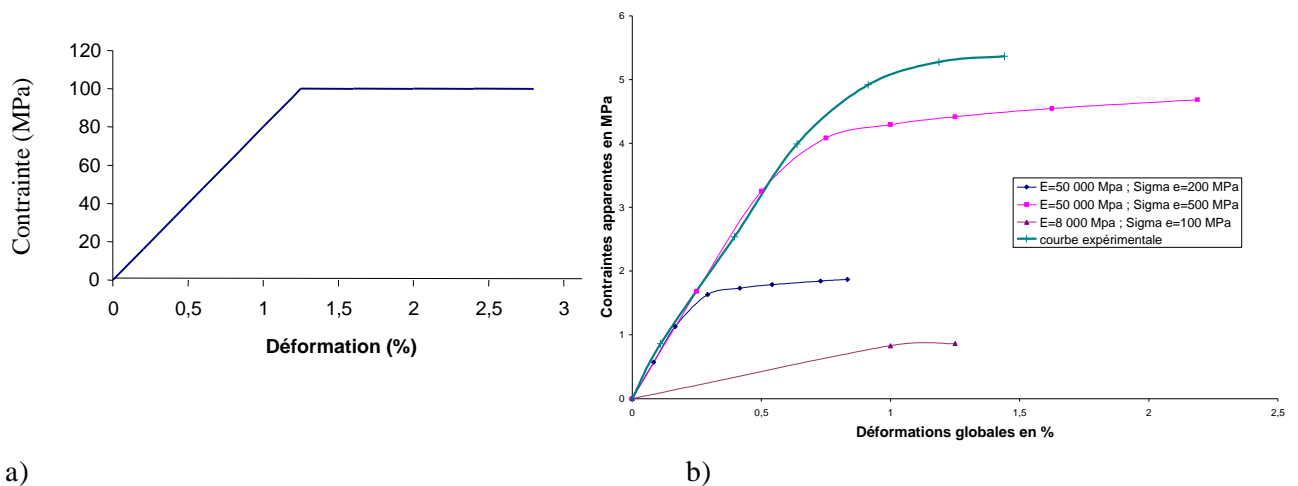


Figure 8. 2. Loi de comportement élasto-plastique parfaite (IRM)

a) théorique, b) simulations numériques et courbe expérimentale

Pour parvenir à caler la simulation numérique sur la courbe expérimentale, il est nécessaire d'affecter au tissu trabéculaire des propriétés mécaniques largement supérieures à celles de certains aciers ($E=50\ 000$ MPa et $\sigma_e = 500$ MPa). Ces résultats paraissent donc assez aberrants.

Afin de quantifier les résultats obtenus lors des simulations numériques, nous avons recherché la déformation au sens de Von Mises, qui est le scalaire le plus représentatif de l'énergie de déformation emmagasinée par la trabécule. Ce scalaire a également été choisi car les déformations sont des données, à terme, mesurables expérimentalement par méthode optique sur trabécules isolées offrant alors la possibilité de vérification d'états limites (micro-fissures, rotule « plastique »).

Par ailleurs, la déformation équivalente est liée à l'énergie de distorsion et est donc appropriée pour traduire l'endommagement observé dans le tissu trabéculaire (micro-fissures entre couches cisillées) [Mul98]. Pour déterminer un rapport d'amplification entre les valeurs locales et globales, la déformation globale au sens de Von Mises a été calculée sur la base d'un coefficient de Poisson issu de la littérature [Yah88] conduisant à une valeur moyenne de 0.35 (valeur calculée sur la base de vertèbres humaines en supposant le matériau isotrope transverse) :

Une certaine prudence est à apporter quant à l'interprétation des valeurs indiquées, celles-ci étant lues aux nœuds des éléments alors qu'elles sont interpolées depuis les points d'intégration. Il est donc nécessaire de relativiser les valeurs maximales portées sur un seul nœud dans un élément. Une autre précaution a été de relever ces valeurs dans un volume compris à l'intérieur du cube global représentant l'ensemble du volume maillé, ceci afin d'éviter des effets de bords. Pour chaque modèle, la valeur maximale de déformation n'est atteinte que pour quelques travées (en général une ou deux). Ces dernières ne sont généralement représentées que par un ou deux éléments dans l'épaisseur (80 μm d'épaisseur minimale, dû à la résolution de l'IRM) et sont souvent inclinées de quelques degrés par rapport à l'axe de compression. La Figure 8. 3. Illustre les déformations au sens de Von Mises que l'on peut observer par simulation numérique.

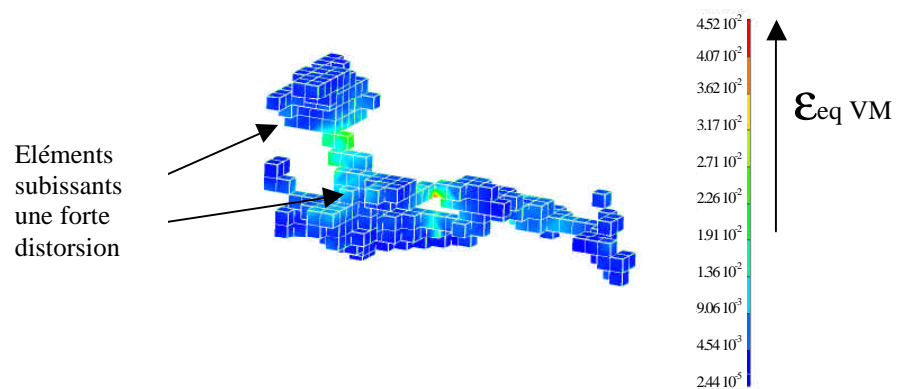


Figure 8. 3. Trabécule présentant de fortes valeur de déformation au sens de Von Mises ($4.52 \cdot 10^{-2}$) (image IRM à $78\mu\text{m}$ de résolution)

Cette visualisation permet également d'apprécier le fait qu'en utilisant des modèles issus des volumes IRM, seuls un ou deux éléments briques forment la section des travées. Aussi, d'importants biais sont introduits dans les estimations des modules d'Young du fait de la faible résolution des volumes.

Nous avons alors construit des modèles éléments finis basés sur des volumes issus de la microtomographie synchrotron.

8.4. Modèles éléments finis construits à partir de volumes microtomographiques

8.4.1. Résultats utilisant des éléments brique à 8 noeuds

Les volumes traités par microtomographie synchrotron (μCT) proviennent de 16 échantillons cubiques médiaux et de 27 échantillons latéraux.

Deux tailles de modèles par éléments finis construits à partir d'images obtenues par μCT ont été traitées : $5.12 \times 5.12 \times 5.12 \text{ mm}^3$ (134 mm^3) et $6.6 \times 6.6 \times 6.6 \text{ mm}^3$ (287

mm³). Initialement et pour tester nos différents modèles et conditions limites, des volumes de tailles inférieures ont également été traités mais ne seront pas présentés. Les modèles présentés ont les mêmes conditions aux limites que les modèles obtenus à partir d'images IRM. Mais, comme la résolution des images obtenues par μ CT est nettement meilleure, le nombre d'élément par modèle a considérablement augmenté (par exemple, pour un volume de 6.6³mm³, et un BV/TV de 20%, un modèle MEF contient 550 000 éléments en IRM à 80 μ m et 900 000 éléments en μ CT à 40 μ m). En effet, les échantillons cubiques ont été imagés à une résolution de 10 μ m, mais il ne nous est pas possible de traiter de tels volumes. Aussi, ceux-ci ont été sous-échantillonnés à 40 μ m afin que l'on puisse construire des modèles éléments finis. Même avec une telle résolution, il nous est parfois impossible de reconstruire les modèles, lorsque par exemple le BV/TV est élevé (> 20 %). Le modèle maximal en terme d'éléments que nous ayons pu calculer avoisinait 747 000 éléments pour un VTO de 17%. Aussi, nous n'avons pas fait de calculs élasto-plastiques sur les modèles présentés du fait de leur grande taille et du nombre d'éléments (donc de temps de calcul) que cela implique. Seuls quelques exemples sur échantillons de taille plus modeste sont donnés à titre illustratif.

Les calculs sur les volumes de 134 et 287 mm³ ont été possibles grâce à l'obtention de temps de calcul au centre de calcul du CINES de Montpellier (Centre Informatique National de l'Enseignement Supérieur). Ces calculs sont effectués à distance avec le logiciel Abaqus®.

Les statistiques descriptives des résultats expérimentaux sur 27 échantillons médiaux comprimés et les résultats des simulations par éléments finis pour les échantillons correspondant latéraux sont présentés, pour un volume représentatif de 134 mm³, Tableau 8. 3, et Tableau 8. 4 pour un volume de 6.6*6.6*6.6 mm³.

Tableau 8. 3. Module d'Young numérique du tissu trabéculaire calculé à partir de volumes μ CT latéraux. (volume 5.12*5.12*5.12 mm³)

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
$r_{app} / r_{réelle}$	27	11.89	5.4	12.14	[3.35– 24.01]
Module d'élasticité apparent expérimental					
E (MPa)	27	389	343	341	[6– 1257]
Module d'Young du tissu trabéculaire numérique					
E_{trab}^{num} (MPa)	27	93 923	142 120	36 553	[3 896 – 677 458]

Comme expliqué précédemment, tous les calculs en grandes dimensions n'ont pu être possible du fait du trop grand nombre d'éléments mis en jeu.

Tableau 8. 4. Module d'Young numérique du tissu trabéculaire calculé à partir de volumes μ CT latéraux. (volume $6.6*6.6*6.6 \text{ mm}^3$)

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
$r_{app} / r_{réelle}$	15	9.0	3.4	8.89	[3.35– 13.58]
<i>Module d'élasticité apparent expérimental</i>					
E (MPa)	15	221	212	163	[6– 742]
<i>Module d'Young du tissu trabéculaire numérique</i>					
E_{trab}^{num} (MPa)	15	125 885	163 939	65 613	[4 325 – 523 618]

Les modules d'Young obtenus pour ces échantillons sont en moyenne très nettement supérieurs aux valeurs trouvées dans la littérature. Ceci peut venir du fait que les simulations numériques dans ce cas, ne sont pas faites sur les mêmes échantillons testés en compression, et comme nous l'avons montré dans le chapitre précédent, nous avons une différence significative entre les zones médiale et latérale.

Initialement, les échantillons latéraux (et non les médiaux) avaient été tomographiés car ils nécessitaient d'être inclus dans une résine. Cette manipulation n'a plus été obligatoire, ce qui a permis de faire des acquisitions des échantillons médiaux avant que ceux-ci ne soient comprimés.

Les statistiques descriptives des résultats expérimentaux sur 15 échantillons médiaux comprimés et les résultats des simulations par éléments finis pour les échantillons correspondant médiaux sont présentés, avec les deux mêmes volume représentatif.

Tableau 8. 5. Module d'Young numérique du tissu trabéculaire calculé à partir de volumes μ CT médiaux. (volume $5.12*5.12*5.12 \text{ mm}^3$)

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
$r_{app} / r_{réelle}$	16	10.16	4.57	9.0	[3.35– 19.7]
<i>Module d'élasticité apparent expérimental</i>					
E (MPa)	16	297	303	218	[6– 1088]
<i>Module d'Young du tissu trabéculaire numérique</i>					
E_{trab}^{num} (MPa)	16	36 570	28 922	27 453	[2 858 – 97 500]

Tableau 8. 6. Module d'Young numérique du tissu trabéculaire calculé à partir de volumes μ CT médiaux. (volume $6.6*6.6*6.6 \text{ mm}^3$)

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
$r_{app} / r_{réelle}$	13	9.0	3.98	8.86	[3.35– 15.25]
<i>Module d'élasticité apparent expérimental</i>					
E (MPa)	13	218	230	108	[6– 742]
<i>Module d'Young du tissu trabéculaire numérique</i>					
E_{trab}^{num} (MPa)	13	31 725	23 585	24 767	[2 237 – 87 211]

Les moyennes des modules obtenues dans ce cas sont plus proches des valeurs classiquement reportées dans la littérature.

Afin d'étudier localement les déformations, une travée de l'image tomographique a été sélectionnée en raison de sa représentativité de l'ensemble des caractères architecturaux (système de « barres » et/ou de « plaques ») et qu'elle soit la plus déformée possible. Les critères retenus lors de sa sélection étaient tels qu'elle devait se situer à l'intérieur de la zone maillée, afin d'éviter les effets de bords, et présenter les différents aspects géométriques déjà mentionnés.

Cette travée est alors constituée d'un système de type « barres » dans la direction principale de chargement et de type « plaques » dans les directions transverses (Figure 8. 4). Il n'a malheureusement pas été possible de retrouver cette travée dans l'image issue de l'IRM car, même si les échantillons imagés sont identiques, les techniques d'imagerie diffèrent et les images IRM sont coupées sur les bords.

Sa déformation, suivant différents modèles et lois, a ainsi pu être observée.

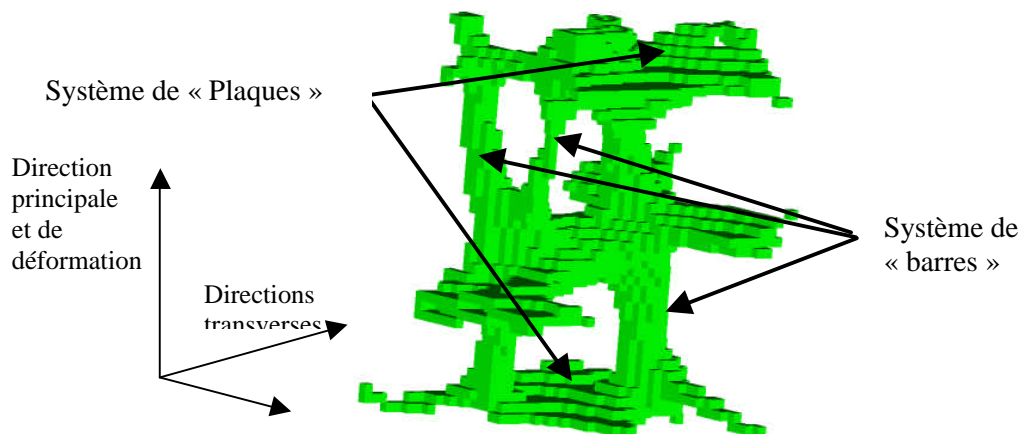


Figure 8. 4. Travée issue d'image tomographique (résolution 40 μm ; $\text{vto}=9.93\%$)

Par analogie aux travaux de Bruyère et al. [Bru00], on constate que les déformations équivalentes de V.M. sont maximales au niveau des trabécules verticales en compression ainsi que sur certaines plaques horizontales, en traction et sur certaines trabécules inclinées par rapport à l'axe de compression, en flexion (Figure 8. 5). La compression et la flexion pouvant induire à terme un processus de flambage. On peut également observer ce qui correspond à une zone de rotule plastique au niveau de la trabécule formée d'un seul élément : lors du chargement, la déformation devenant trop importante, la travée a plastifié ponctuellement, à l'endroit où elle est la plus fine.

La Figure 8. 6 représente la même travée mais avec une loi de comportement élasto-plastique. Une partie de la trabécule la plus fine n'apparaît plus. La valeur de la

déformation est en fait supérieure à la borne maximale choisie pour la représentation. Par comparaison avec la Figure 8. 5, ce sont les mêmes zones qui se sont le plus déformées. Les niveaux de déformation sont majoritairement égaux sauf pour les zones "plastifiées", concernant par exemple la trabécule la plus fine, qui n'est constituée que d'un seul élément, ou la partie en compression de la trabécule principale. On peut supposer que c'est dans cette fine trabécule que des fissurations apparaissent lors de la compression "mécanique" de l'échantillon.

La Figure 8. 7 illustre une perte de connectivité au niveau de la trabécule la plus fine. Alors qu'elle était la zone la plus déformée précédemment, elle ne l'est plus aucunement du fait de l'absence de liaison. Pour la travée principale, il semble qu'elle soit moins déformée qu'avec un maillage plus fin. Ce phénomène provient certainement de la très grande rigidité des éléments briques et du fait de la surestimation de la dimension des travées. Par contre, la « plaque » supérieure apparaît ici plus déformée, elle n'est plus constituée que d'un élément dans l'épaisseur et est même perforée par endroits. La perte d'information engendrée par le regroupement de voxels ($80\ \mu\text{m}$) se traduit donc par plusieurs remarques : dans la direction d'orientation privilégiée des travées, les travées principales (par leurs tailles) sont suffisamment représentées pour simuler une rigidité correspondant à un modèle de plus faible résolution malgré la perte de connectivité : ce sont les plus petites trabécules qui disparaissent mais ce ne sont pas elles qui supportent la plus grosse partie du chargement. Par contre, les travées les plus fines et celles organisées dans les directions diagonales seront, elles, beaucoup moins bien représentées.

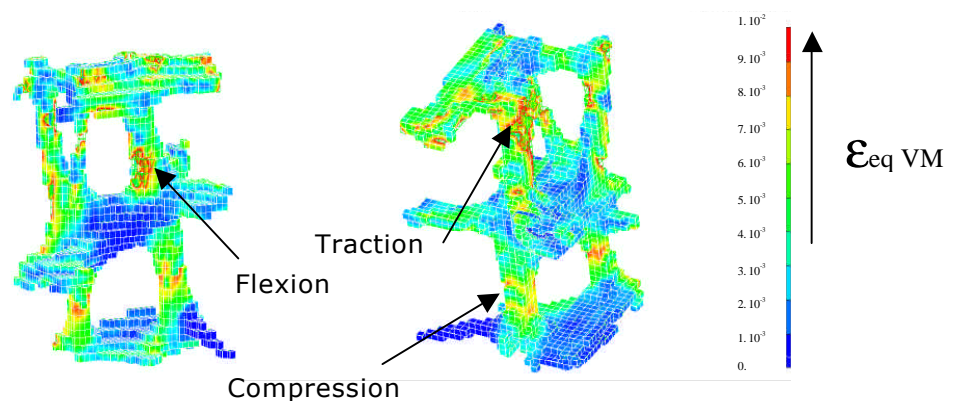


Figure 8. 5. Travée sous compression verticale. Lois de comportement élastique. Valeur maximale de $2.41 \cdot 10^{-2}$. ($40\ \mu\text{m}$)

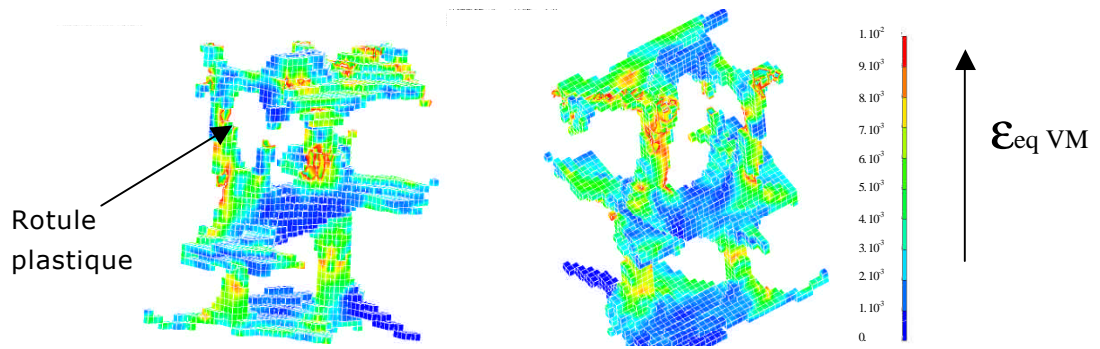


Figure 8. 6. Travée sous compression verticale. Lois de comportement élasto-plastique. Valeur maximale de $3.50 \cdot 10^{-2}$. ($40 \mu\text{m}$).

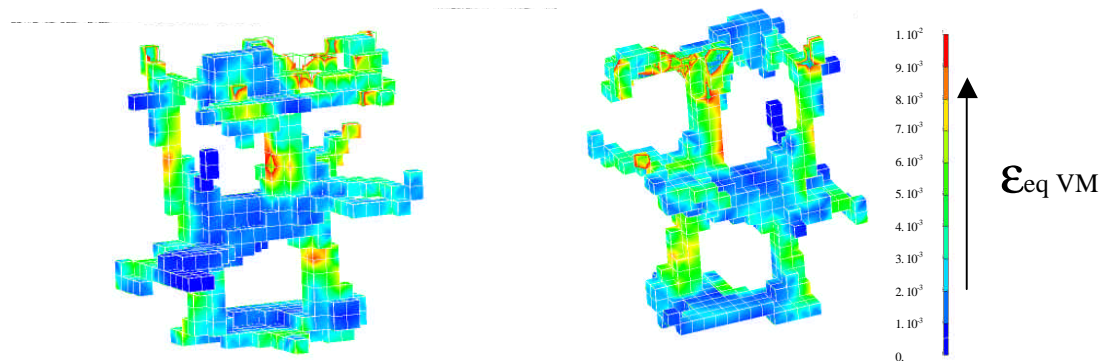


Figure 8. 7. Travée sous compression verticale. Valeur maximale de $2.60 \cdot 10^{-2}$. ($80 \mu\text{m}$)

Nous avons également regardé l'évolution des états de chargement. Des états représentatifs de l'énergie de déformation ont été notés en cours de chargement (1/4, 1/2, 7/8 puis totalité de la compression), retraçant l'apparition puis l'évolution de la plastification de la trabécule.

Dès le premier niveau de chargement (1/4 de l'effort maximal)(Figure 8. 8), on peut repérer les zones risquant de se plastifier : ce sont les premières à être déformées sensiblement et ce sont les mêmes que celles citées au chapitre précédent. Les trabécules les plus fines dans la direction de compression (flambage), les travées légèrement inclinées par rapport à cette direction (flexion) ainsi qu'au niveau des jonctions (concentration de contraintes).

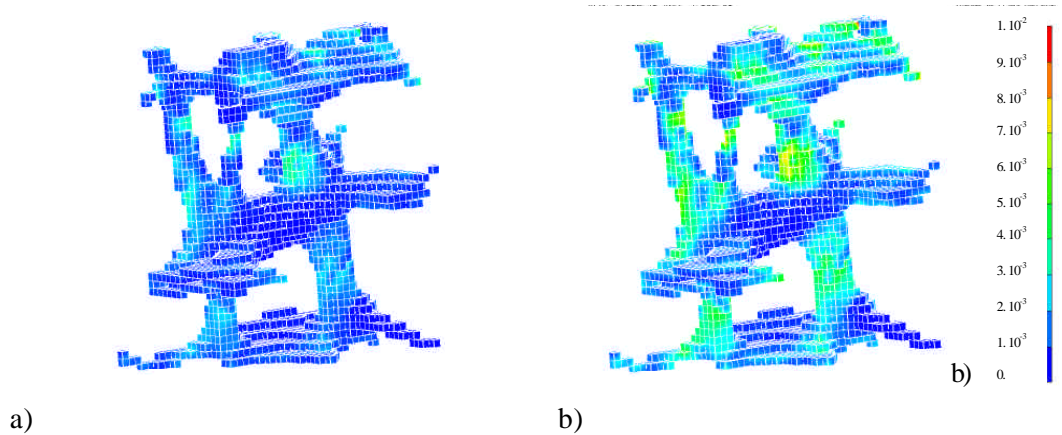


Figure 8. 8. Représentation des déformations au sens de Von Mises d'une travée sous compression (matériau élasto-plastique; résolution 40 μm)

a) $\frac{1}{4}$ du chargement, b) $\frac{1}{2}$ du chargement final

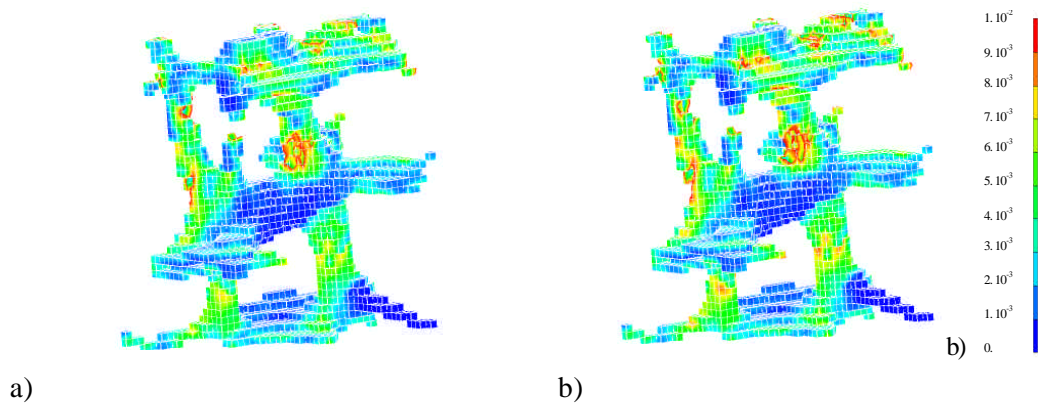


Figure 8. 9. Représentation des déformations au sens de Von Mises d'une travée sous compression (matériau élasto-plastique; résolution 40 μm)

a) $\frac{7}{8}$ du chargement, b) Chargement final

Tous ces modèles ont été construits en utilisant des éléments brique à 8 nœuds, or, dans le cas d'échantillons très filaires et du fait de la résolution des images utilisée, seuls un ou deux éléments se retrouvent dans la section des travées. Comme nous l'avons montré au chapitre 6 « Matériel & Méthodes », ces éléments ne répondent pas correctement en terme de calcul aux sollicitations en flexion. Nous avons alors testé des modèles construits à partir d'éléments briques C3D8I, éléments ayant un meilleur comportement théorique en flexion. Les simulations ont été faites sur 5 volumes de grandes dimensions (6.6^3 mm^3) basés sur des images μCT d'échantillons médiaux et ont été comparées aux simulations utilisant des éléments C3D8. Les deux séries de résultats suivant des lois de répartition normale, un test paramétrique a été utilisé (Paired t Test). La différence entre les simulations est significative si la probabilité trouvée est inférieure à 0.05. Dans notre cas, la probabilité trouvée vaut 0.09, indiquant qu'il n'y a pas de différence significative entre les deux types de simulation. Aussi, dans nos modèles, les éléments C3D8I n'améliorent pas la prise en compte de phénomènes de flexion dans les travées.

Nous avons alors envisagé d'utiliser d'autres types d'éléments (éléments poutre) permettant de quantifier au mieux les phénomènes de flexion que l'on retrouve au niveau des travées fines des échantillons très filaires. Les résultats obtenus pour des échantillons à forts VTO ($> 15\%$) semblant cohérents avec ceux obtenus dans la littérature, seuls ceux de faible VTO ($< 15\%$) ont été traités.

8.4.2. Résultats utilisant des éléments poutre

Pour créer des modèles éléments finis utilisant des éléments poutre, nous avons utilisé des volumes d'échantillons tomographiés et au préalable squelettisés par méthode d'amincissement isotrope (cf Chapitre Matériel & Méthodes). A partir des volumes squelettisés, nous avons construit le modèle par éléments poutre en liant les voxels entre-eux et deux à deux. Différentes conditions aux limites ont été testées afin de voir leur influence sur les résultats des simulations.

8.4.2.1. Conditions aux limites imposées

Les conditions aux limites imposées aux modèles poutre sont identiques à celles des modèles en briques. La compression est simulée dans la direction du réseau supérieur (direction Z) par des déplacements imposés. Les nœuds situés à la base du modèle ($z = 0$) sont bloqués en translation dans la direction Z et ceux situés sur la face supérieure du modèle ont un déplacement imposé dans la direction Z équivalent à une déformation de 0,5%. Les nœuds impliqués dans les conditions aux limites et de chargement sont laissés libres dans les directions transverses afin de reproduire les conditions expérimentales supposées de glissement parfait entre l'échantillon d'os spongieux testé et les plateaux de compression.

8.4.2.2. Hypothèse de surfaces rigides

L'utilisation de surfaces rigides a été envisagée dans ce modèle malgré le rejet de cette méthode dans les modèles brique dû aux temps de calculs trop importants par rapport à l'apport en terme de fiabilité de résultats. L'avantage majeur de cette méthode est la possibilité de gérer le contact entre échantillon et plateau de compression en insérant un coefficient de frottement, traduisant au mieux la réalité physique de l'essai. De plus, il est également possible de comprimer en cours de chargement des travées qui n'affleuraient pas la surface supérieure de l'échantillon en début de simulation.

Dans nos simulations, le déplacement imposé est de 0,5% (ce qui correspond à 33 μm pour un échantillon de 6.6 mm), ce qui est relativement faible. Aussi, même dans le cas le plus critique, la taille d'un élément (40 μm) ne sera pas dépassée. Ceci signifie que le contact entre la surface rigide et des éléments non en contact initialement avec celle-ci ne sera jamais réalisé. L'utilisation de surfaces rigides est alors abandonnée du fait de son manque de pertinence pour un modèle élastique (faible déplacement)

8.4.2.3. Conditions de symétrie

Initialement pour tester leur validité, les modèles en poutre ont été réalisés en prenant une partie volumique des échantillons. Les tailles utilisées de $32*32*32$ voxels et de $64*64*64$ voxels ne sont donc pas réellement représentatifs du comportement global de l'échantillon. Aussi, pour pallier les insuffisances volumiques, des conditions de symétries ont été imposées sur les faces libres des modèles. Il s'agit donc de bloquer la translation selon la normale aux plans de symétrie et les deux rotations autour des axes situés dans les plans de symétrie.

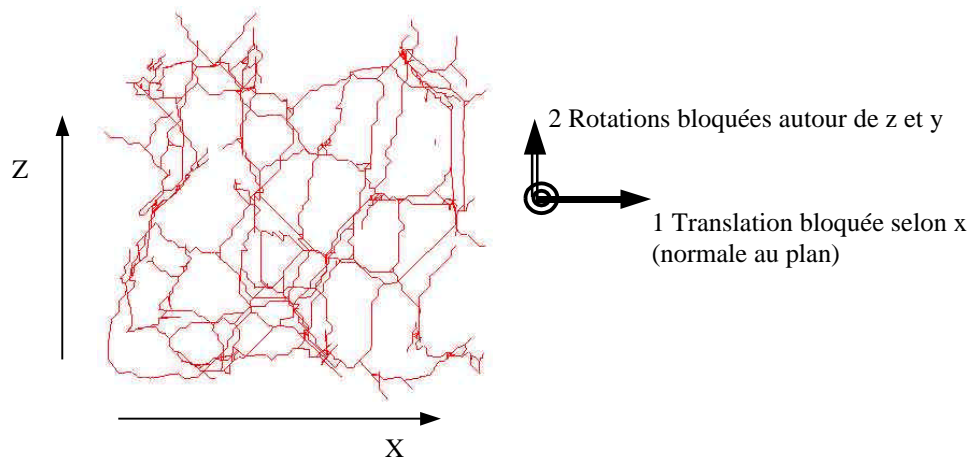


Figure 8. 10. Conditions de symétrie sur les faces libres du modèle

Théoriquement, la condition de symétrie doit raidir le modèle, ce que nous vérifierons par la suite.

8.4.2.4. Choix des sections des poutres (Loi élastique)

La réalisation des modèles en briques fournit un volume trabéculaire osseux numérique calculé à partir du nombre d'éléments. Ce VTO numérique permet dans un premier temps le calcul des sections, supposées constantes dans tout le modèle. Le rayon des poutres est alors calculé de telle sorte que l'on ait l'égalité suivante :

Volume total des poutres = Volume osseux de l'échantillon

$$p * R^2 * LgtR = VTO * M * u^3 \quad (8.4)$$

Avec :

R : rayon des poutres, $LgtR$: longueur totale des poutres du modèle, calculée en sommant les longueurs de chacune des poutres

M : nombre de voxels du volume imagé, u = taille du voxel.

D'où :

$$R = \sqrt{\frac{VTO * M * u^3}{p * LgtR}} \tag{8.5}$$

Premiers Résultats :

Le module apparent calculé numériquement E_{app}^{num} a été comparé au module apparent expérimental E , et le module d'Young trabéculaire numérique a été calculé par méthode inverse, en introduisant un module d'Young trabéculaire initial dans le calcul numérique $E_{Trab}^{initial} = 8000 MPa$ selon la loi : $E_{trab}^{num} = E * \frac{E_{trab}^{initial}}{E_{app}^{num}}$. Les statistiques descriptives des résultats obtenus pour différents modèles de différentes taille sont reportées dans le Tableau 8. 7.

Tableau 8. 7. Modules d'élasticité apparents et modules d'Young du tissu trabéculaire obtenus par simulation numérique sur images µCT.

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
<i>Module d'élasticité apparent expérimental (MPa)</i>					
E	9	174	225	96	[19 - 742]
<i>Module d'élasticité apparent numérique (MPa) E_{app}^{num}</i>					
32*32*32 mm3	8	10 633	9494	9 834	[1 042 – 25 952]
64*64*64 mm3	8	7 449	6081	5 623	[788 – 17 581]
96*96*96 mm3	8	8 426	5422	7 812	[2 310 – 16 330]
128*128*128 mm3	8	10 095	5784	10 289	[2 037 – 19 279]
165*165*165 mm3	7*	8 147	5409	6 951	[2 863 –18 237]
<i>Module d'Young du tissu trabéculaire numérique E_{trab}^{num} (MPa)</i>					
32*32*32 mm3	8	210	265	96	[17 - 496]
64*64*64 mm3	8	189	238	77	[57 - 754]
96*96*96 mm3	8	128	126	63	[50 - 332]
128*128*128 mm3	8	82	44	74	[36 - 174]
165*165*165 mm3	7*	87	53	69	[38 - 173]

* : Un échantillon exclu de cette étude car donnant des valeurs singulières pour le modules d'élasticité apparent trabéculaire ($E_{app}^{num} = 45547 MPa$ et $E_{Trabee}^{num} = 42MPa$).

Contrairement à ce que nous attendions, les modules apparents numériques sont très élevés, ce qui signifie que le modèle réalisé en poutres est bien trop rigide. Ceci induit alors, et ce, contrairement aux modèles briques, des modules de travées très faibles (entre 173 et 754 MPa) par rapport aux valeurs trouvées dans la littérature (5000 – 12000 MPa). De plus, les modules numériques des travées E_{trab}^{num} n'ont pas de lien avec la taille de l'échantillon étudié.

Interprétation

Pour les modèles briques, les modules apparents numériques ne correspondaient pas à ceux mesurés expérimentalement, mais étaient approximativement du même ordre de

grandeur. Ceux-ci impliquaient des modules numériques des travées très largement sur-estimés, de l'ordre de 10 fois supérieur à ceux trouvés dans la littérature.

Pour les modèles poutres, nous obtenons cette fois-ci des modules apparents très élevés (de l'ordre de 10 fois plus qu'en expérimental), c'est-à-dire un modèle bien trop raide, et des modules trabéculaires bien trop faibles (de l'ordre de 10 fois inférieur à ceux donnés dans la littérature).

L'une des raisons de ces résultats aberrants provient des hypothèses de calcul des sections des poutres, se basant sur le volume trabéculaire osseux numérique. Ce VTO représentant la densité moyennée sur toute la structure, les dimensions des poutres sont également moyennées sur la totalité du modèle. Ainsi, nous ne pouvons prendre en compte ni les concentrations de matière repérées en certains nœuds de la structure, points de résistance, ni les très faibles épaisseurs de travées qui peuvent conduire à des ruptures prématurées localisées. Cependant, expérimentalement, ce sont ces différences architecturales qui conditionnent totalement le comportement de l'os en compression et donc ses caractéristiques mécaniques. Du fait de cette incertitude sur le calcul de section, cette hypothèse n'est pas représentative de la réalité. Il est donc indispensable de rechercher une hypothèse qui serait valable quelle que soit l'architecture de l'échantillon osseux.

Nouvelle hypothèse sur le calcul de la section

A la recherche d'un autre critère quantifiant les sections des poutres, nous avons fait varier arbitrairement la valeur des rayons des poutres jusqu'à l'obtention d'un module apparent numérique identique au module expérimental. Les valeurs de rayons trouvées se sont alors approchées des diamètres trabéculaires $TbDm$ calculés en histomorphométrie pour des modèles barres/poutres divisé par deux :

$$Rayon \approx \frac{TbDm}{2} \quad (8.6)$$

D'après les formules utilisées en histomorphométrie, $TbDm = 2 * TbTh$ où $TbTh$ est l'épaisseur trabéculaire (pour des modèles plaques) couramment usitée pour caractériser la morphologie et la topologie de l'os spongieux.

Ainsi :

$$Rayon \approx TbTh \quad (8.7)$$

La comparaison sur 5 échantillons entre les rayons obtenus par calage des modules et les valeurs histomorphométriques d'épaisseur de travées est donnée dans le Tableau 8. 8.

Tableau 8. 8. Rayons obtenus par calage sur le module apparent expérimental. Comparaison avec les TbTh (Histomorphométrie) Echantillons de taille 96*96*96 mm³.

N° échantillon	48M	55M	56M	61M	64M
E _{exp} (MPa)	96	247	108	21	189
TbTh (mm)	0.136	0.111	0.156	0.085	0.153
Rayons (mm)	0.206	0.219	0.148	0.087	0.192

Les modules d'élasticité apparents numériques E_{app}^{num} et trabéculaires E_{Trab}^{num} ont alors été calculés en remplaçant les valeurs des rayons par celles des TbTh obtenues par μ CT (10 μ m) par une méthode équivalente à l'histomorphométrie pour les échantillons de taille 96³ voxels. Seuls sept échantillons sur neuf ont été traités (Tableau 8. 9), notamment pour des problèmes de divergence de calcul. Ceci peut être dû à des éléments ou groupes d'éléments "parasites", non reliés aux autres, et qui peuvent générer des erreurs de calculs.

Tableau 8. 9. Modules apparents et trabéculaires numériques basés sur les TbTh.

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
<i>Echantillons cubiques</i>					
E (MPa)	9	174	225	96	[19 - 742]
TbTh (mm)	7	0.132	0.023	0.136	[0.0853 - 0.1565]
<i>Modèles 96*96*96 mm3, $E_{Trab}^{initial} = 8000$ MPa</i>					
E_{app}^{num} (MPa)	7	65	43	70	[11 - 106]
E_{trab}^{num} (MPa)	5*	9982	4788	8135	[5746 - 17658]

* : Deux échantillons exclus car considérés comme ayant des valeurs singulières (70 195 MPa et 41 213 MPa).

Les modules apparents numériques ainsi calculés à partir des *TbTh* sont très inférieurs à ceux calculés avec les VTO numériques (soit 134 fois plus petits en moyenne) et se rapprochent cette fois-ci des expérimentaux, même s'ils restent encore sous-estimés. Les modules trabéculaires E_{trab}^{num} obtenus sont cohérents avec les données dans la littérature, soit entre 5000 et 12000 MPa (la moyenne des modules trabéculaires calculée ici étant de 9982 MPa). La Figure 8. 11 ci-dessous positionne ces différents modules par rapport au module trabéculaire initial $E_{trab}^{initial} = 8000$ MPa implémenté dans le modèle.

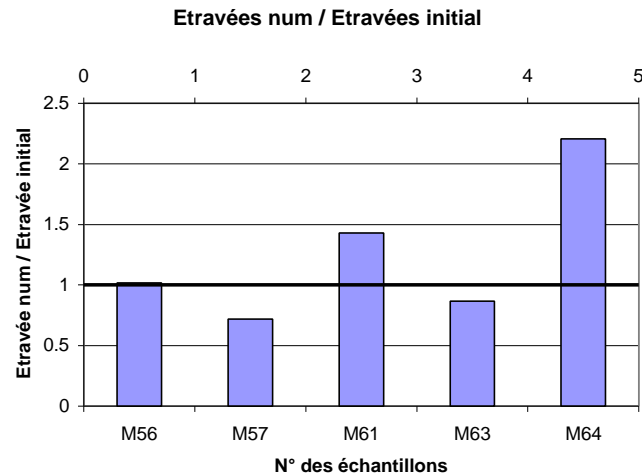


Figure 8. 11. Rapport $E_{trab}^{num} / E_{trab}^{initial}$ en fonction des échantillons, pour des tailles de modèles de $96*96*96$ voxels, avec $E_{trab}^{initial} = 8000MPa$

Nous considérerons alors avoir validé le modèle par éléments finis poutre, pour des échantillons spongieux de faible VTO et pour $E_{trab}^{num} / E_{trab}^{initial}$ un volume de $96*96*96$ voxels (soit $3.84*3.84*3.84 \text{ mm}^3$) en utilisant le critère « TbTh » pour imposer les sections des poutres pour des simulations élastiques linéaires.

8.4.2.5. Résultats des modèles poutres avec sections adaptées au TbTh

Des calculs sur modèles éléments finis de taille $6.6*6.6*6.6 \text{ mm}^3$ ont été effectués initialement sans utiliser de conditions aux limites de symétrie, mais les modules obtenus étaient encore trop faibles. Aussi, afin de rigidifier les modèles, les conditions aux limites de symétrie ont été appliquées aux simulations présentées ci-dessous.

En parallèle à ces simulations, étaient effectués des essais de microflexion sur travées osseuses, permettant de déterminer un module propre à chaque travée. Les résultats de ces manipulations et simulations seront présentés dans le chapitre suivant, mais nous avons employé les modules obtenus sur ces travées comme module initial $E_{Trab}^{initial}$ dans le calcul éléments finis présenté Tableau 8. 10.

Tableau 8. 10. Modules numériques apparents et trabéculaires avec conditions de symétrie.

Paramètres	n	Moyenne	Écart type	Médiane	Plage de variation
<i>Échantillons cubiques médiaux (Expérimental)</i>					
E (MPa)	9	174	225	96	[19 - 742]
TbTh (mm) par μ CT	9	0.132	0.023	0.136	[0.0853 - 0.1565]
<i>Microflexion</i>					
Module d'Young Trabéculaire expérimental (MPa)	7	3971	1817	4295	[912 - 6655]
<i>Modèles numériques 165*165*165</i>					
E_{app}^{num} (MPa)	7	36	28	25	[1.80 - 72.22]
E_{trab}^{num} (MPa)	7	10 305	7 778	5 516	[4 360 - 19 752]

Même sur échantillons de taille plus importante (ie : représentatifs de la structure), les conditions de symétrie améliorent les résultats, en raidissant les modèles. Les modules d'élasticité apparents numérique sont réhaussés et les modules d'Young obtenus sont mieux calés aux valeurs conventionnelles.

Les modules apparents numériques corrèlent très significativement avec les valeurs correspondantes de TbTh calculées par μ CT ($r = 0.91$, $p = 0.006$ pour 6 échantillons).

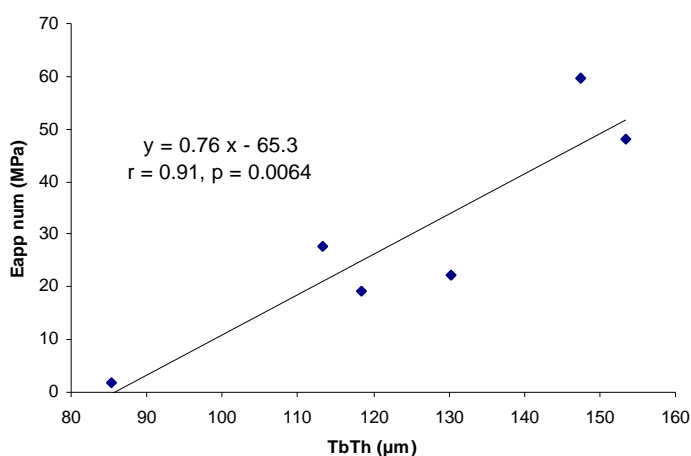


Figure 8. 12. Corrélation entre le Module apparent numérique et TbTh.

Conclusions

Les résultats obtenus par des modèles en éléments poutre basés sur les TbTh sont plus satisfaisants en terme de valeurs proches de la littérature que ceux obtenus avec des modèles en éléments brique, pour les échantillons correspondants. Les modules d'élasticité apparents numériques sont du même ordre de grandeur que les modules expérimentaux.

Cependant, du fait du petit nombre d'échantillons dont nous disposons, il est délicat d'effectuer une étude statistique. Nous avons uniquement pu remarquer que, pour certains cas, les échantillons de taille réduite (96*96*96 voxels, soit 3.84*3.84*3.84

mm³) donnaient de meilleurs résultats (à notre avis !) qu'avec leur échantillon correspondant de taille supérieure (165*165*165 voxels, soit 6.6*6.6*6.6 mm³).

Dans de tels cas, il est possible d'évoquer la taille du modèle comme étant une cause possible de la souplesse du modèle, du fait de l'architecture hétérogène de l'os spongieux pouvant engendrer des gradients dans les propriétés mécaniques.

Nous allons également voir l'influence de la loi de comportement appliquée au modèle sur les résultats.

8.4.2.6. Résultats des modèles poutres : Modèle élasto-plastique

Afin de mieux connaître les charges limites à appliquer sur l'os spongieux pour qu'il y ait endommagement par affaissement (avec rotules plastiques et/ou accumulation de micro-ruptures trabéculaires), nous avons fait des simulations utilisant une loi de comportement élasto-plastique. Deux lois simples ont été utilisées : une loi de comportement élastique plastique parfaite, et une loi de comportement élastique plastique avec accroissement de contraintes durant la phase de plastification ("écrouissage"). Ainsi, nous avons envisagé de définir des critères de ruines propres à notre modèle numérique, prenant en compte le degré de plastification du maillage en éléments poutres, et capables de prédire le risque fracturaire.

Pour ces simulations, des modèles de taille intermédiaire (96*96*96 voxels) ont été utilisés.

8.4.2.6.1. Modèles élasto-plastique parfait

Pour utiliser une telle loi de comportement (Figure 8. 13), il est nécessaire de connaître la limite élastique du matériau (ici la limite du tissu trabéculaire σ_{eTrab}) et son module élastique $E_{Travée}$. Pour un premier calage, les valeurs obtenues par essais de microflexion (dont les résultats seront explicités au chapitre suivant) seront employées.

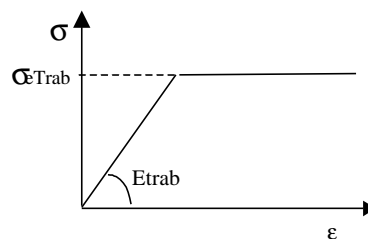


Figure 8. 13. Loi élasto-plastique parfaite

Différentes conditions aux limites ont été appliquées sur les faces supérieures et inférieures des modèles.

8.4.2.6.1.1. Conditions limites utilisées lors des calculs dans le domaine élastique puis élasto-plastique

Initialement, seuls les nœuds des faces supérieure et inférieure étaient soumis aux conditions aux limites (face supérieure : nœuds soumis à un déplacement selon l'axe z, face inférieure : nœuds bloqués en translation dans la direction z et laissés libres dans les autres). Hors, lors des calculs élasto-plastiques, ces conditions montrent vite leurs limites, notamment en terme de déformation de la structure, les déplacements étant plus importants. Comme illustré Figure 8. 14, les nœuds appartenant aux plans directement voisins (plans juste supérieurs pour la face inférieure, et plans juste inférieurs pour la face supérieure) ont tendance à traverser la face contrainte.

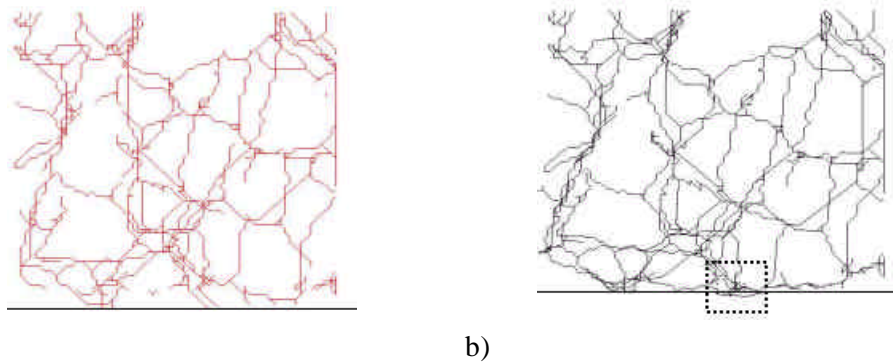


Figure 8. 14. Exemple de structure squelettisée (2.56*2.56*2.56 mm³).

a) Modèle non déformé, b) Modèle déformé

Ce phénomène est en partie due à la souplesse du modèle avec ce type de loi de comportement. Le modèle a alors été légèrement rigidifié.

Pour cela, les conditions limites appliquées aux nœuds ont été étendues aux trois plans consécutifs inférieurs et supérieurs (Figure 8. 15).

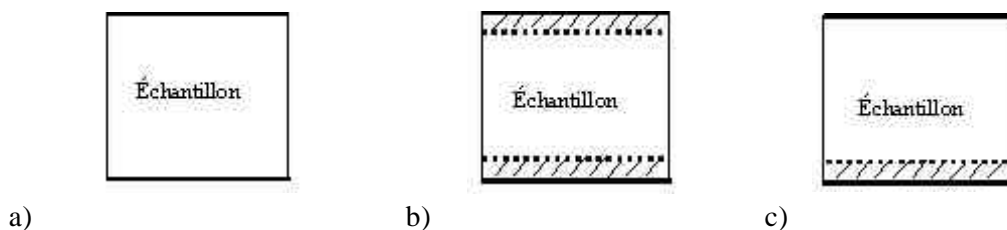


Figure 8. 15. Conditions limites appliquées aux nœuds

a) Aux plans extrémités, b) 3 plans supérieurs et 3 plans inférieurs, c) 3 plans inférieurs

Les résultats obtenus en bloquant les trois plans supérieurs et inférieurs (Figure 8. 15b) n'ont pas été probants et n'ont pas de sens : le calcul de la contrainte apparente, (soit l'effort résultant initialement pris sur le plan supérieur) n'a plus de sens sur trois plans successif, on ne peut donc plus parler de contrainte apparente. Ces conditions sur les plans supérieurs ont très rapidement été abandonnées. Dès lors, les conditions limites ont uniquement été appliquées à la base de la structure. Ceci a permis de raidir

le modèle, mais également de diminuer le nombre de non-linéarités. En revanche, les résultats sont loin d'être satisfaisants. Les modules d'Young calculés par loi élastique ne sont pas retrouvés, et les limites élastiques numériques calant au mieux les courbes *Effort-Déplacement* numérique et expérimentale sont très supérieures à celles trouvées expérimentalement sur travées osseuse par essais de micro-flexion (de l'ordre de 2 à 10 fois supérieures). Les résultats sont regroupés dans le Tableau 8. 11.

Tableau 8. 11. Modules d'young et Charges limites trabéculaires numériques.

Paramètres	n	Moyenne	Écart type	Médiane	Plage de variation
<i>Échantillons cubiques médiaux (Expérimental)</i>					
E (MPa)	9	174	225	96	[19 - 742]
Effort Limite F_{app}^{max} (N)	8	63	53	53	[10 - 414]
<i>Microflexion (Essai)</i>					
Module d'Young Trabéculaire expérimental (MPa)	7	3971	1817	4295	[912 - 6 655]
Limite élastique sur travées (MPa)	6	41	47	11	[25 - 47]
<i>Modèles numériques 96*96*96</i>					
E_{trav}^{num} (MPa)	6	11 114	10 817	4 904	[6 100 - 19 752]
$S_{e\text{travée}}^{num}$ (MPa)	6	218	205	123	[80 - 330]

La limite élastique de l'os spongieux moyenne (218 MPa) est proche de celle trouvée dans la littérature (210 MPa) [Van98], tout en étant très éloignée des valeurs expérimentales (moyenne de 41 MPa), qui sont faites, il faut le rappeler, sur travées isolées. Les modules d'Young trabéculaires obtenus avec ces modèles et une loi de comportement élasto-plastique, se situent dans la fourchette des valeurs trouvées dans la littérature (5 000-12 000MPa). Pour certains échantillons, ces valeurs sont très proches des modules d'Young trabéculaires obtenus avec une loi de comportement élastique. Ceci signifie qu'à terme et sous certaines hypothèses, nous pourrions utiliser les modules trouvés en loi élastique directement dans les modèles élasto-plastiques. Par contre, les valeurs très singulières ont été obtenues pour l'échantillon de plus fort VTO (13.5%). Ceci nous donne une indication sur les limites d'utilisation d'un modèle poutre.

Un exemple de calage du calcul numérique sur la courbe expérimentale (obtenue sur échantillon cubique) est donné Figure 8. 16.

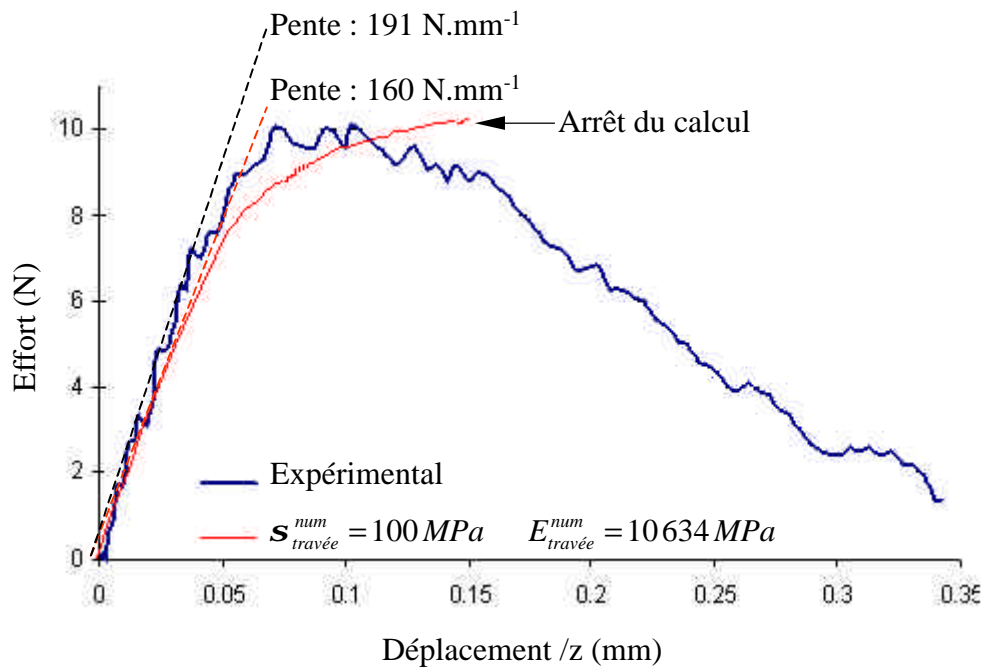


Figure 8. 16. Calage de la courbe numérique sur l'expérimentale.

8.4.2.6.1.2. Introduction de surfaces rigides

Pour pallier le problème de conditions aux limites, l'utilisation de surfaces rigides dans les zones de contact supérieure et inférieure semble être la meilleure solution. La mise en contact entre les surfaces rigides et les nœuds a été effectuée en premier lieu, puis un glissement total entre les nœuds et les surfaces a été considéré, le contact étant géré par un nœud pilote appartenant à chacun des trois supérieurs et inférieurs.

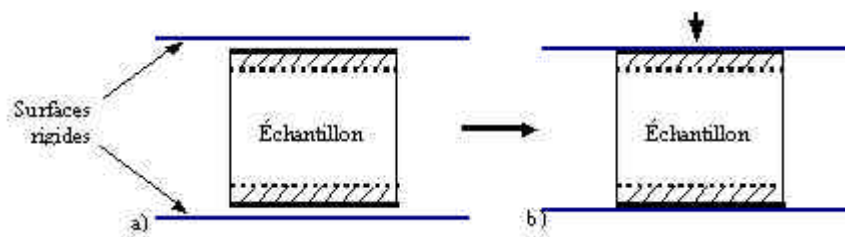


Figure 8. 17. Positionnement des surfaces rigides

a) position initiale, b) Positionnement sur l'échantillon

L'utilisation de ce positionnement augmente considérablement les temps de calculs sans pour autant améliorer les résultats de façon flagrante. Nous avons alors uniquement conservé les conditions limites sur les plans inférieurs et supérieurs sans utiliser de surfaces rigides.

8.4.2.6.2. Modèle élasto-plastique avec "écrouissage" faible, ou renforcement de contraintes en phase plastique.

L'utilisation d'une loi de comportement élasto-plastique parfaite a occasionné de nombreuses divergences de calculs. Les codes de calculs sont, en général, mal adaptés aux calculs parfaitement plastiques, car l'équilibre du modèle est difficile à réaliser dans la situation où le déplacement augmente sans augmentation de l'effort. Le code de calculs Abaqus[®] semble ne pas déroger à cette règle et gère difficilement cette loi avec, surtout, ce type de géométrie. En effet, lorsque la contrainte apparente atteint la limite élastique σ_e , il existe une infinité de solutions pour les déformations que des codes de calculs non adaptés sont parfois incapables de déterminer (d'où la divergence des calculs). L'idée est alors d'introduire un certain degré de renforcement du tissu trabéculaire (ou "écrouissage faible") dans le modèle élasto-plastique afin qu'il n'existe dans la phase plastique qu'une seule déformation pour une contrainte donnée (une seule solution possible) (Figure 8. 18).

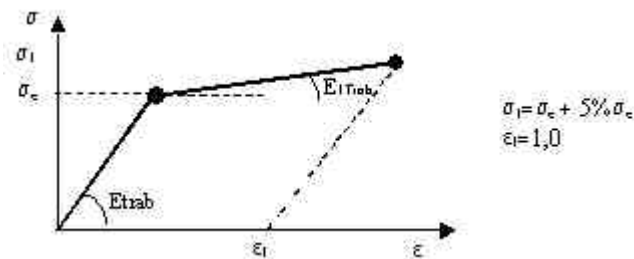


Figure 8. 18. Loi élasto-plastique écrouie appliquée au réseau trabéculaire

Nous pouvons alors mener à bien les calculs pour tous les échantillons « divergents », quelle que soit leur structure. En revanche, même si cette loi de comportement permet de contourner les problèmes numériques, les résultats n'en sont pas améliorés de façon significative (Figure 8. 19).

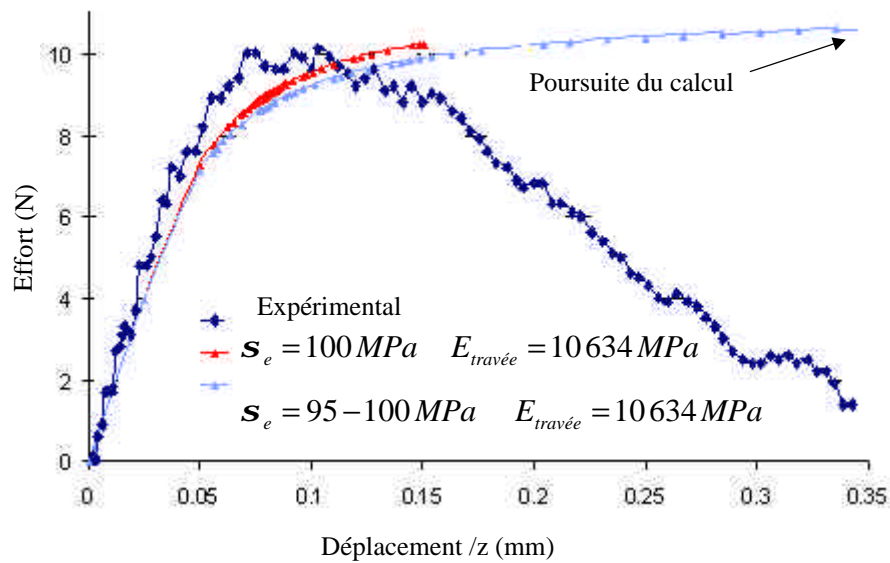


Figure 8. 19. Calage des courbes numérique – expérimentale. Gain apporté par une loi élasto-plastique « écroüe »

La Figure 8. 19 montre les améliorations apportées en terme "numérique". Là où le calcul s'arrêtait en élasto-plastique parfait, il continue pour une loi de comportement élasto-plastique "avec écroüissage faible" et permet un meilleur ajustement des courbes numériques par rapport aux courbes expérimentales. Si les modules trabéculaires [6100 - 19752 MPa] restent inchangés, la limite élastique trabéculaire est en moyenne légèrement plus élevée (243 MPa) pour les 7 échantillons alors calculés.

Tableau 8. 12. Modules d'Young et charges limites trabéculaires numériques en élasto-plastique avec "faible écroüissage".

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
<i>Modèles 96*96*96</i>					
$E_{Travée}^{num}$	6	11 114	10 817	4 904	[6 100– 19 752]
$s_{eTravée}^{num}$ (MPa)	7	243	210	132	[80 – 330]

Parallèlement, les contraintes équivalentes de Von Mises maximales trabéculaires dans le domaine élastique pour ces mêmes échantillons ($\epsilon=0.5\%$) ont été recherchées afin de les comparer aux limites élastiques trabéculaires. Ainsi, la corrélation entre les limites élastiques numériques $s_{eTravée}^{num}$ et les contraintes de Von Mises $s_{VMTravée Max}^{num}$ calculées en élastique est très bonne ($r=0.95$), avec $s_{eTravée}^{num}$ et en moyenne égale à 2 fois $s_{VMTravée Max}^{num}$ (Tableau 8. 13).

Tableau 8. 13. Contraintes de Von Mises maximales dans le domaine élastique et limites élastiques trabéculaires numériques

Échantillons	M61	M59	M48	M63	M56	M57	M64	M53
$S_{VM Max}$ (MPa)	99.93	41.6	142.1	87.5	88.8	-	188.8	641.8
$S_{eTravee}^{num}$	95	80	400	200	380	220	330	1100

Avec un coefficient de corrélation aussi significatif, on peut dire qu'il est possible de déterminer la limite élastique trabéculaire (paramètre caractéristique d'une loi élasto-plastique) à partir de la contrainte de Von Mises maximale trabéculaire pour un taux de déformation de 0.5% (calcul élastique). Des calculs sur des échantillons supplémentaires seraient tout de même nécessaires.

8.5. Résumé Résultats MEF Tomographie - IRM

Les résultats obtenus par simulations numériques en utilisant des éléments brique, avec une loi de comportement élastique parfaite, sur échantillons imagés par tomographie à 40 μm et par IRM à 78 μm sont donnés Tableau 8. 14 & Tableau 8. 15.

Tomographie à 40 μm :

- Latéraux (27 échantillons en 5.12 mm³, 15 échantillons en 6.6 mm³)
- Médiaux (16 échantillons en 5.12 mm³, 13 échantillons en 6.6 mm³)

IRM :

- Latéraux (11 échantillons) & Médiaux (10 échantillons)

Tableau 8. 14. Module d'Young Numérique du tissu trabéculaire obtenue par Modèles Brique (Comportement élastique) Tomo 40 μm :

$$E_{trabéculaire}^{num}$$

Côté	n	Volume (mm ³)	E_{app}^{exp} (MPa)	$E_{trabéculaire}^{num}$ Moyenne	Écart type	Médiane	Plage de variation
Latéral	27	(5.12) ³	390	94 000	142 000	37 000	[3 900 – 680 000]
Latéral	15	(6.6) ³	221	126 000	164 000	66 000	[4 300 – 524 000]
Médial	16	(5.12) ³	297	37 000	29 000	27 000	[2 860 – 97 500]
Médial	13	(6.6) ³	218	31 700	23 500	25 000	[2 240 – 87 200]

Tableau 8. 15. Module d'Young Numérique du tissu trabéculaire obtenue par Modèles Brique (Comportement élastique) IRM 78 μm :

$$E_{trabéculaire}^{num}$$

Côté	n	Volume (mm ³)	E_{app}^{exp} (MPa)	$E_{trabéculaire}^{num}$ Moyenne	Écart type	Médiane	Plage de variation
Latéral	11	(7.66) ³	460	26 500	23 350	15 600	[6 500 – 72 200]
Médial	10	(7.3) ³	362	109 200	166 300	24 000	[3 000 – 538 000]

On peut constater que certaines valeurs semblent aberrantes, et augmentent les moyennes obtenues pour le module d'Young trabéculaire. En enlevant arbitrairement certains échantillons « hors norme » (2 échantillons max retirés), les moyennes des modules d'Young obtenues sont beaucoup cohérentes avec celles obtenues dans la littérature, mais tout de même relativement élevées (Par tomographie : Tableau 8. 16, par IRM : Tableau 8. 17). Il s'agirait d'étudier, par la suite, les particularités spécifiques de ces échantillons donnant des modules d'Young numériques du tissu trabéculaire très élevés. Nous avons uniquement pu constater que ces valeurs très élevées n'étaient pas liées au BV/TV.

Tableau 8. 16. Module d'Young Numérique du tissu trabéculaire obtenue par Modèles Brique (Comportement élastique) Tomo 40 µm en enlevant 2 échantillons max :

TOMOGRAPHIE (40 µm)				$E_{trabéculaire}^{num}$			
Côté	n	Volume (mm ³)	E_{app}^{exp} (MPa)	Moyenne (MPa)	Ecart type	Médiane	Plage
Latéral	15	(6.6 ³)	221	126 000	164 000	66 000	[4 300, 524 000]
Latéral	14	(6.6 ³)	221	97 500	126 000	55 200	[4 300, 486 000]
Latéral	13	(6.6 ³)	221	67 600	61 000	45 000	[4 300, 203 000]
Médial	13	(6.6 ³)	218	31 700	23 500	25 000	[2 240, 87 200]
Médial	12	(6.6 ³)	218	27 100	17 400	22 100	[2 240, 54 300]

Tableau 8. 17. Module d'Young Numérique du tissu trabéculaire obtenue par Modèles Brique (Comportement élastique) Tomo 40 µm en enlevant 1 échantillon max

IRM (78 µm)				$E_{trabéculaire}^{num}$			
Côté	n	Volume max (mm ³)	E_{app}^{exp} (MPa)	Moyenne (MPa)	Ecart type	Médiane	Plage
Latéral	11	(7.66 ³)	460	26 500	23 350	15 600	[6 500, 72 200]
Latéral	10	(7.66 ³)	460	21 500	18 000	13 600	[6 500, 63 300]
Médial	10	(7.3 ³)	362	109 200	166 300	24 000	[3 000, 538 000]
Médial	9	(7.3 ³)	362	62 000	75 000	20 500	[3 000, 189 000]

Les résultats obtenus par simulations numériques, après squeletisation des échantillons et en utilisant des éléments poutre sur échantillons imagés par tomographie à 40 µm sont donnés avec une loi de comportement élastique parfaite Tableau 8. 18, et avec une loi de comportement élasto-plastique avec léger « écrouissage » Tableau 8. 19.

Tableau 8. 18. Module d'Young Numérique du tissu trabéculaire obtenus par modèle poutre après squeletisation des volumes (Loi élastique)

Côté	n	Volume (mm ³)	E_{app}^{num} (MPa)	$E_{trabéculaire}^{num}$ Moyenne	Écart type	Médiane	Plage de variation
Médial	7	(6.6) ³	36	10 300	7 800	5 500	[4 400 – 19 700]

Tableau 8. 19. Module d'Young Numérique du tissu trabéculaire obtenus par modèle poutre après squeletisation des volumes (Loi élasto-plastique + écrouissage)

Côté	n	Moyenne	Écart type	Médiane	Plage de variation
$E_{trabéculaire}^{num}$	7	11 100	10 800	4 900	[6 100 – 19 700]
$S_{trabéculaire}^{num}$	7	243	210	132	[80 – 330]

8.6. Discussion

Contrairement aux études précédentes, des échantillons médiaux et latéraux ont été modélisés par IRM et par micro tomographie par rayonnement synchrotron. Nous avons donc pu comparer objectivement des échantillons à la fois imagés et comprimés. Certains de ces échantillons ont même été imagés après compression, mais aucun modèle par éléments fini n'a été construit. Les résultats concernant la visualisation de fracture sur échantillons comprimés sont présentés en annexe.

Au cours de ces travaux, l'une des premières améliorations a concerné la taille des échantillons maillés. D'après Brown et al., une dimension de 5 mm est la longueur minimale assurant la continuité d'une structure d'os spongieux [Bro80]. Cette dimension, classiquement retenue comme longueur caractéristique de l'os spongieux, est atteinte pour les modèles construits avec des briques de 40 μm de côté et même dépassée. Pour les modèles construits à partir d'images IRM de résolution 78 μm , les volumes maillés dépendent uniquement de la taille des volumes restant après élimination des effets de bords. Le volume représentatif de l'os spongieux est donc atteint par nos moyens de calcul et grâce à l'obtention de temps de calculs au Centre Informatique National de l'Education Supérieure (CINES) situé à Montpellier.

Cependant, les éléments brique à 8 nœuds ne possédant que trois degrés de liberté à chaque nœud, une modélisation correcte du comportement d'une travée nécessite un certain nombre de briques dans ses directions transversales. Dans les modèles construits à partir des images tomographiques, la dimension des éléments (40 μm) permet de discrétiser correctement les travées si les échantillons sont suffisamment denses. D'après Keaveny et al., le comportement mécanique d'un échantillon d'os spongieux humain est correctement modélisé si le rapport $Tb.Th./résolution$ du maillage est supérieure à 4 [Nie99]. En considérant la condition citée auparavant sur la discrétisation suffisante des travées, l'observation

des différents maillages montre dans notre cas qu'une analyse du comportement local des travées est fiable pour des échantillons dont l'épaisseur trabéculaire est supérieure à 160 μm (à 40 μm de résolution) ce qui correspond déjà à une valeur assez élevée alors que pour nos échantillons cette variable est comprise entre 85 et 120 μm . C'est pourquoi, Ladd et al. utilisent une résolution de 23 μm [Lad98].

Ce travail peut être comparé à une étude similaire réalisée par Ladd et al. [Lad98b]. Ils l'ont réalisé sur cinq échantillons issus de vertèbres humaines en suivant des procédures similaires : découpe, compression mécanique, imagerie puis méthode inverse par éléments finis. Leurs échantillons sont de faibles VTO [6.8 – 10.4] et sont constitués de systèmes type « barres » et type « plaques »

L'étude de la répartition des déformations générées dans les travées lors de la compression globale a été réalisée en utilisant l'interface de deux logiciels : Abaqus et Ideas. Dans cette partie, le module du matériau constitutif des travées n'a pas été choisi en fonction des calculs de la méthode inverse compte tenu de la grande hétérogénéité de ces résultats et du fait qu'ils ne soient pas compris dans l'intervalle de la littérature, excepté pour ceux issus des images IRM qui donnent de meilleurs résultats malgré leurs moins grandes résolutions. Enfin, ces résultats préliminaires sont à relativiser, les modules d'élasticité du tissu trabéculaire étant très théoriques et obtenus en faisant l'hypothèse d'un matériau homogène et isotrope. Ils permettent malgré tout de rendre compte des zones les plus à risque, en relation avec le type d'architecture de chaque échantillon. Celles-ci devraient à l'avenir être examinées très attentivement de façon à relier ces niveaux de déformation et contraintes théoriques à l'endommagement réel du tissu spongieux étudié (micro-fissures).

Après avoir mis en évidence les lacunes des maillages en éléments briques pour les échantillons de faibles VTO, un modèle en éléments poutres a été construit (5 tailles, de 1,28 à 6,6 mm de côté) à partir des images 3D des échantillons ayant subi au préalable un traitement de squelettisation. Nous avons considéré l'hypothèse simplificatrice d'éléments poutres à section constante calculée à partir d'un paramètre histomorphométrique : l'épaisseur trabéculaire (TbTh). En comportement élastique, les modèles fournissent des modules trabéculaires osseux proches des valeurs classiques de la littérature [4360 - 19752 MPa]. En comportement élasto-plastique, un renforcement de la contrainte ("écrouissage faible") dans la phase plastique a été nécessaire pour obtenir des modèles prédisant des propriétés mécaniques proches des valeurs de la littérature ($E_{Trab}^{num} \in [6100 - 19752 \text{ MPa}]$ et σ_{eTrab}^{num} moy = 218 MPa)

8.7. Conclusions

La méthode par éléments finis (MEF) a été employée pour prédire le comportement mécanique de l'os spongieux de manière globale pour des échantillons à faible densité. Les volumes maillés ont été pris de différentes tailles afin d'en évaluer l'influence, sachant que les modèles les plus représentatifs sont ceux de grandes dimensions puisqu'ils permettent de comprimer quasiment le même échantillon numériquement et expérimentalement.

Deux hypothèses simplificatrices sur le matériau ont été formulées : tout d'abord, il a été choisi comme parfaitement élastique pour simuler la partie linéaire de la compression de l'échantillon. Puis, un modèle de matériau élasto-plastique a été mis en place afin de simuler l'apparition de l'endommagement (distorsion, cisaillement ou rotule plastique) lors de l'affaissement de la structure trabéculaire. La difficulté reste l'introduction des paramètres indispensables de la loi de comportement : E et σ_e , et ce, malgré l'utilisation de valeurs initiales expérimentales.

Ces techniques mises au point, la méthode inverse a été appliquée afin d'estimer le module d'élasticité du matériau constitutif des travées. Les propriétés ainsi calculées par imagerie tomographique sont très supérieures à celles recensées dans la littérature. Toutefois, malgré la moindre résolution de l'imagerie IRM, cette technique apparaît plus fiable pour la détermination des caractéristiques mécaniques tissulaires (en particulier le module d'Young).

La tentative d'ajustement des relations contraintes-déformations théorique et expérimentale, lors d'un essai de compression n'a pas permis de déterminer les paramètres E et σ_e de la loi de comportement, les valeurs obtenues pour ce sernier étant alors très supérieures à celles de certains aciers, notamment en ce qui concerne la limite élastique qui apparaît très liée au module d'élasticité. Les sources d'erreurs peuvent être multiples car plusieurs techniques, utilisées les unes après les autres, sont mises en jeu dans cette caractérisation tissulaire telles que la compression sous presse de l'échantillon, l'imagerie par microtomographie puis la binarisation de l'image et enfin la reconstruction par éléments finis. Les hypothèses d'homogénéité et d'isotropie retenues sont manifestement erronées et les futurs développements de ces recherches devront intégrer des lois de comportement plus réalistes. Le développement des essais de micro-flexion des trabécules isolées devrait fournir de premiers résultats propres à tester de nouvelles hypothèses.

L'utilisation de modèles 3D de géométrie réelle de l'os spongieux présente malgré tout un double intérêt. Lors d'études *in vitro*, les modèles pouvant être construits à partir d'images tomographiques de haute résolution, permettent de mettre en relation les propriétés mécaniques apparentes, l'architecture et les propriétés du tissu trabéculaire sur un même échantillon. Pour des études *in vivo*, nos travaux semblent indiquer que l'imagerie par résonance magnétique constitue à l'avenir un outil non invasif permettant d'obtenir des images 3D suffisamment précises pour réaliser la simulation numérique du comportement mécanique de l'os spongieux. Ces outils apparaissent alors précieux d'un point de vue clinique en vue d'applications futures d'estimations du risque fracturaire.

CHAPITRE 9

9 Modélisation par éléments finis de trabécules osseuses

9.1 Introduction	p.254
9.2 Rappel des conditions expérimentales et limites	p.254
9.3 Résultats expérimentaux obtenus par essais de micro-flexion	p.255
9.3.1 Essais élastiques sur travées humides Utilisation de Sifasoft	p.255
9.3.2 Essais à rupture sur travées sèches	p.260
9.4 Modélisation du tissu trabéculaire par EF (tomographies 20 µm)	p.260
9.4.1 Bilan des simulations « élastiques »	p.261
9.4.1.1 Module d'élasticité et âge	
9.4.1.2 Module d'élasticité et volume trabéculaire osseux	
9.4.1.3 Module d'élasticité et degré de minéralisation	
9.4.2 Expérimentations et simulations élasto-plastiques parfaites	p.265
9.4.2.1 Expérimentation	
9.4.2.2 Simulation par EF – Limite Elastique	
9.5 Evaluation du risque fracturaire	p.272
9.5.1 Evaluation actuelle du risque fracturaire	p.272
9.5.2 Rappels des méthodes de calcul (E_{tissu} , σ_e)	p.273
9.5.3 Nos propositions d'évaluation du risque fracturaire	p.274
9.6 Conclusions	p.278

9.1 Introduction

Afin de caractériser le tissu intrinsèque de l'os spongieux, un essai de micro-flexion a été développé sur trabécules osseuses prélevées dans les pastilles inter med-lat contiguës aux échantillons cubiques. Le protocole de manipulation a été développé au chapitre 6 « Matériel & Méthodes ». Il consiste à effectuer un essai de micro-flexion de type « poutre-console » sur travées osseuses au préalable tomographiées à 20 µm, afin d'obtenir la géométrie exacte des échantillons. A l'aide des images tomographiées, un modèle par éléments finis a été construit en utilisant des éléments brique à huit nœuds.

9.2 Rappel des conditions expérimentales et limites

La première série d'essai dans le domaine élastique a été effectuée sur travées humidifiées, la seconde, jusqu'à affaissement de la travée, a été faite sur travées sèches du fait de l'utilisation d'un motif aléatoire projeté sur les échantillons. Au total, trente travées ont été prélevées sur dix demi-pastilles d'os spongieux de calcanéums. Sur chacune de ces travées, un minimum de douze essais ont été effectués : trois dans chacune des quatre directions opposées de 90° (Figure 9. 1). Les

essais sont réalisés sur travées humides trempées dans de l'eau déminéralisée pendant au moins six heures. L'effort résultant sur la travée est relevé au cours du temps. Un exemple de courbe est donné Figure 9. 2. La raideur de la courbe (pente en mN/mm) est relevée pour chacun des 3 essais pour une direction donnée. Dans chaque direction, les essais sont reproductibles.

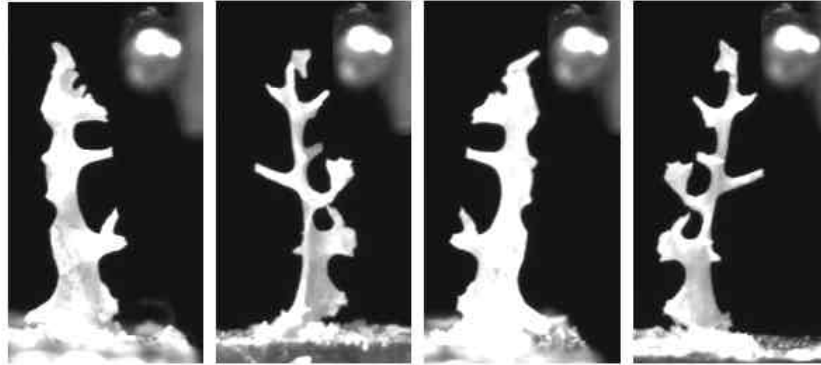


Figure 9. 1. Travée n°58b à 0°, 90°, 180° et 270°

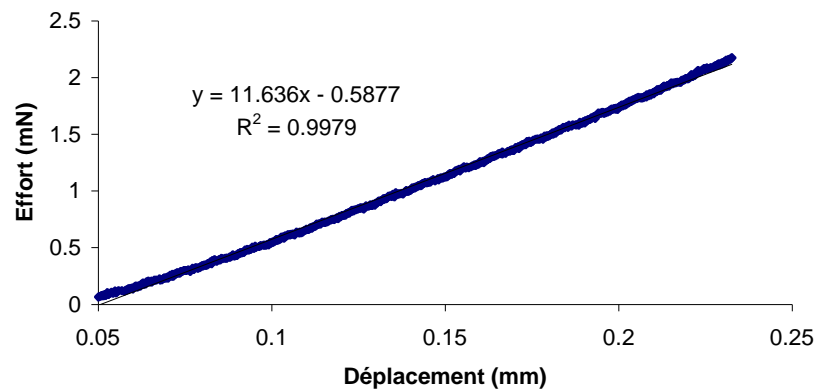


Figure 9. 2. Exemple de courbe obtenue par essai de micro-flexion.

9.3 Résultats obtenus par essais de micro flexion

9.3.1 Essais élastiques sur travées humides

Les résultats obtenus par essai de micro-flexion sont donnés dans le Tableau 9. 1. Suite à de mauvaises manipulations, des travées ont été endommagées, ce qui explique que l'on n'obtienne pas de résultats dans certaines directions.

Tableau 9. 1. Résultats des essais de micro-flexion. Raideurs moyennes des travées en fonction de la direction (3 essais/direction).

	Raideurs moyennes des travées en mN/mm			
	0°	90°	180°	270°
tr48a	15.6	17.7	12.9	15.0
tr48b	12.5	X	X	X
tr48c	41.7	84.3	72.0	71.1
tr50a*	94.2	130.1	120.1	100.5
tr50b*	1267.8	731.1	154.0	707.1
tr50c*	193.0	188.3	394.7	198.1
tr52a	125.2	494.5	153.5	1024.9
tr52b	369.5	106.3	320.9	87.5
tr52c*	300.3	127.0	524.1	126.4
tr56a	37.3	34.7	62.8	51.3
tr56c	41.3	52.9	95.0	55.7
tr56d	63.1	473.1	97.0	90.2
tr57b	3.0	23.4	2.3	22.4
tr57d	314.6	1393.3	205.4	395.3
tr57e	90.1	978.7	293.2	X
tr58a	59.4	86.5	120.7	116.8
tr58b	113.6	10.5	168.9	32.1
tr58c	52.6	184.5	73.6	186.6
tr59a	47.1	38.9	43.0	43.0
tr59b	136.1	129.1	143.5	83.4
tr59c	13.8	79.7	17.0	82.5
tr61a	11.5	X	X	X
tr61b	1.7	1.4	2.1	1.0
tr61c	5.3	4.3	5.5	3.9
tr63a	14.0	26.2	24.0	25.3
tr63b	19.2	120.2	24.5	115.0
tr63c	80.1	134.1	209.1	105.0
tr64a	52.4	70.3	65.4	55.7
tr64b	52.0	79.1	64.4	112.1
tr64c	246.3	376.8	220.4	1021.9

Les différences observées entre les raideurs dans les quatre directions sont avant tout dues au fait que les travées n'ont pas une géométrie régulière. Cependant, il est étonnant de constater que certaines travées présentant des symétries évidentes n'ont pas forcément les mêmes raideurs dans les directions opposées et qu'à l'inverse, certaines travées particulièrement irrégulières présentent des raideurs semblables (Figure 9. 3).

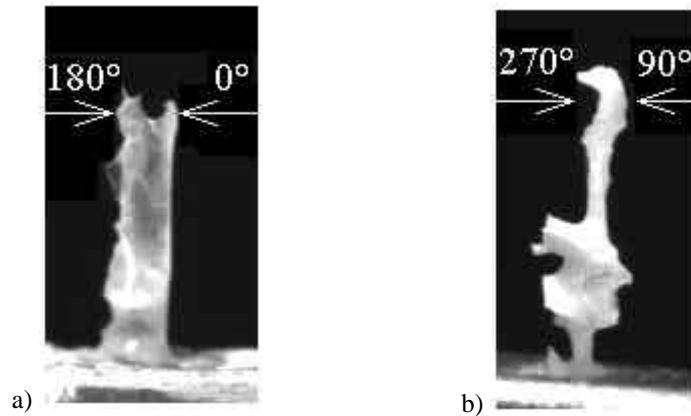


Figure 9. 3. Illustration d'une travée.

a).Travée 50b*, b) Travée 57b

Les tomographies ont été faites sur travées sèches uniquement. Il serait intéressant de tomographier à l'avenir les travées humides également, ce qui correspondrait mieux à la situation *in-vivo* de la travée. Sous l'effet de l'humidification, la travée peut gonfler et ainsi changer légèrement de géométrie.

Utilisation de Sifasoft lors de l'essai de microflexion

Comme nous l'avons énoncé dans le chapitre « Matériel & Méthodes », nous avons utilisé la technique de corrélation d'image pour pouvoir comparer qualitativement le comportement de la travée lors de l'essai avec son comportement simulé. Brièvement, cette méthode consiste à comparer le mouvement entre deux images (successives ou non) de motifs aléatoires déposés sur l'objet à étudier. Cette méthode ne peut être utilisée sur travée humide (du fait de reflets dus à l'humidité), aussi lors de la première campagne d'essai, les manipulations ont été faites sur travées humides (essais élastiques) puis sur travées sèches (essais élastiques + corrélation), mais pour cette campagne de validation, nous n'avons appliqué qu'une direction de chargement. Or, du fait de l'hétérogénéité des travées, ce type d'essai unique n'est pas suffisamment représentatif. Aussi, cette campagne d'essai ne sera pas présentée dans ce mémoire. Lors de la 2^{ème} campagne d'essais, nous avons hésité et craint de détériorer les travées en effectuant deux séries d'essais: une série « humide » et une série « sèche » comportant 4 directions de chargement et 3 essais par direction, ce qui aurait porté le nombre d'essais à 24 par travée. Les essais élastiques ont alors uniquement été effectués sur travées humides, pour 30 échantillons sans utiliser la méthode de corrélation d'images. Nous avons ensuite mené des essais à rupture sur 19 travées les plus fines provenant également de ce lot d'échantillons. Sur ces 19 travées, provenant de 7 demi-pastilles différentes, un essai élastique sur travée sèche a été réalisé dans la direction trouvée la plus faible lors de l'essai sur travées humide, puis l'essai à rupture a été effectué dans cette même direction et en utilisant dans ce cas, la méthode de corrélation d'images. Un exemple de reconstruction et de travée en position est donné Figure 9. 4.

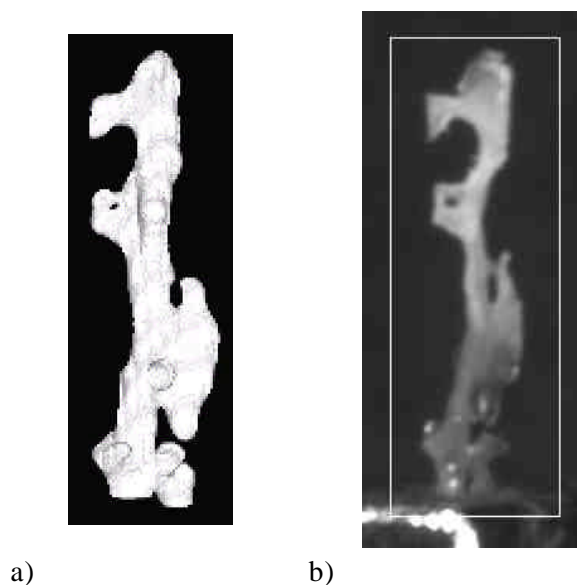
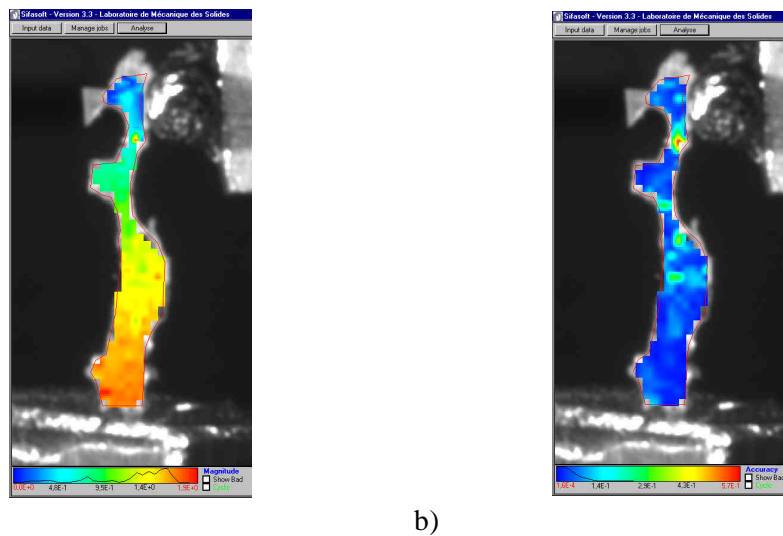


Figure 9. 4. Exemple de travée avant essai

a) Travée reconstruite par tomographie, b) Travée positionnée avant essai sans motif aléatoire

Un exemple de corrélation d'images est donné dans le domaine élastique sur travée sèche (Figure 9. 5). On aperçoit sur cette illustration la pige d'application de l'effort, le déplacement étant imposé au bâti inférieur. Le champ de déplacement dans la direction 1 correspond à la direction horizontale de l'image, la direction 2 étant la direction verticale de l'image. Les champs de déplacements sont exprimés en pixels. La magnitude correspond à la norme du déplacement. La déformée est un maillage virtuel correspondant au calcul du champ de déplacement sur chaque pattern. Depuis la dernière mise à jour du logiciel Sifasoft par F. Morestin du LMSO (Août 2002), il est possible d'enregistrer des séquences au cours du temps et de calculer les déformations en mode séquentiel (ie l'image de base est l'image initiale, sans application d'effort) ou en mode incrémental (deux images successives (i et $i+1$) sont comparées).



a)

b)

Figure 9. 5. a) Norme des déplacements et b) précision des résultats par corrélation d'images.

Les normes des déplacements (entre une image initiale et une image finale) pour chacune des travées sont données à titre indicatif. Pour chaque résultat, on mesure la précision du calcul. Il s'agit d'une erreur, exprimée en pixels, permettant d'évaluer la précision du calcul de corrélation (Cf Annexe A4). Si la précision est inférieure à 0.01 pixel, le calcul est considéré comme étant suffisamment précis et les valeurs trouvées par Sifasoft sont correctes. Pour certaines travées, la précision n'est pas suffisamment bonne. Avant chaque essai et après réglage du positionnement de la travée, un étalonnage est fait et basé sur la prise d'une photo (réglet-travée) pour connaître la correspondance entre pixel-mm. Dans l'exemple illustré Figure 9. 5, la flèche imposée est de 0.026mm ce qui correspond ici à 1.82 pixels (1mm = 70.01 pixels). Ceci est vérifié par la valeur du déplacement de la base de la travée trouvée par Sifasoft, indiqué par un code couleur. Dans l'illustration présentée, le déplacement indiqué prend en compte le déplacement effectué par la travée avant contact avec la pige, mais il est maintenant possible de supprimer ce mouvement de corps solide. De nombreux résultats peuvent être présentés par mesures par corrélation d'images : le déplacement selon 1, selon 2, la norme de ces déplacements, le maillage de la déformée, les vecteurs de déplacements, et en terme de déformations : la déformation majeure de Hencky ϵ_I (déformation dans le repère principal), la mineure de Hencky (ϵ_{II}), les déformations de Green-Lagrange (ϵ_{11} , ϵ_{22} , ϵ_{12}) (déformations dans le repère « général »).

Seuls quelques exemples seront présentés, le but principal étant de caler ces mesures de déformation sur les valeurs obtenues par simulation numérique, après expérimentation.

9.3.1 Essais à rupture sur travées sèches

Les essais à rupture sur travées sèches ont été effectués dans les mêmes configurations que celles sur travées humides. La seule contrainte a été le dépôt d'un motif aléatoire suffisamment contrasté pour pouvoir faire de la corrélation d'image. Le motif était constitué de poudre de toner (encre en poudre pour imprimante) déposé par saupoudrage. La travée était ensuite mise en place sur le banc, la précision et validité du motif étaient ensuite vérifiés avant chaque essai. Un premier essai a été effectué pour chacune des travées sèches dans le domaine élastique, en prenant une séquence de photos au cours de l'essai (vitesse de déplacement du bâti : 0.05 mm/s, et une photo prise par seconde). Cette même manipulation a été faite au cours de l'essai à « rupture ».

Un exemple de courbe d'essai à rupture est donné Figure 9. 6.

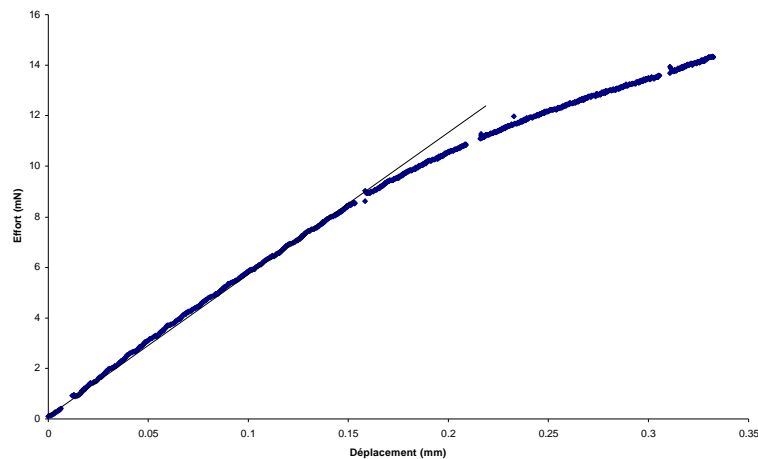


Figure 9. 6. Exemple de courbe Effort-Déplacement d'essai à rupture d'une travée

9.4 Modélisation du tissu trabéculaire (Tomographies à 20 μm).

Les modèles par éléments finis des travées osseuses ont été réalisés à partir d'images tomographiques à 20 μm . Nous avons regroupé les voxels en moyennant les niveaux de gris respectifs afin de limiter le nombre d'éléments du maillage. La résolution ainsi atteinte est de 40 μm . Ce regroupement n'influence pas de façon significative les résultats obtenus (Cf Chapitre 6 « Matériel & Méthodes »), aussi, pour des raisons de temps de calculs, la résolution de 40 μm a été conservée. Seuls des éléments briques à 8 nœuds ont été utilisés dans ces modèles. Pour simuler l'application du déplacement sur la travée, la pince d'application de l'effort a été modélisée sous forme d'un cylindre infiniment rigide entrant en contact avec la travée sans frottement. Pour solliciter la travée dans la même position que lors de l'essai expérimental, des photos ont été prises pendant l'essai, et permettent alors le calage en angle et en hauteur du cylindre par rapport à la travée. Un exemple de positionnement expérimental, et de la

simulation correspondante est donnée Figure 9. 7. L'encastrement de la travée a été simulé par blocage des nœuds de la base (la simulation de l'encastrement par collage n'étant pas nécessaire, en terme de variation de raideur de l'ensemble, cf Chapitre 6 « Matériel & Méthodes »).

Comme dans le cas des échantillons cubiques, les simulations ont été faites au CINES, Centre de calculs de l'Enseignement Supérieur basé à Montpellier

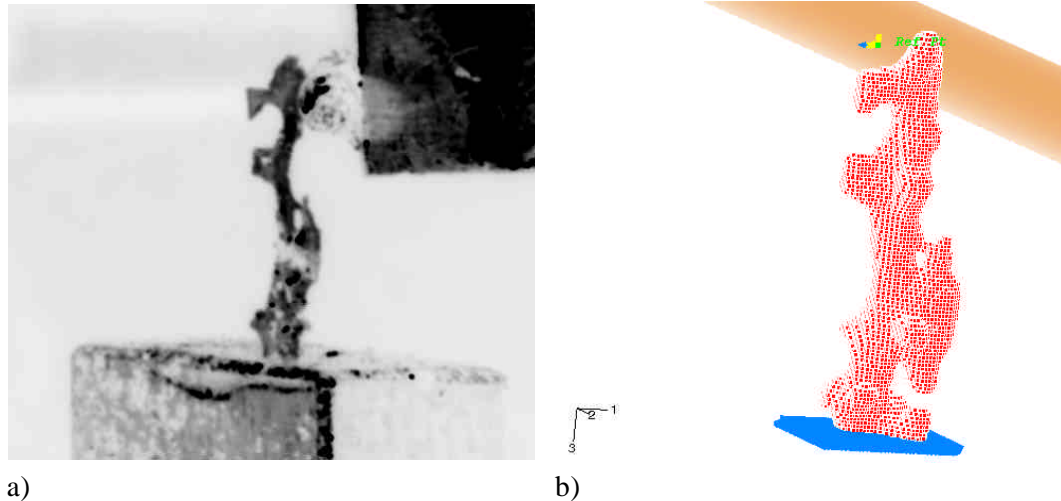


Figure 9. 7. Comparaison des travées

a) Positionnement expérimental, b) Positionnement numérique

Pour tous les calculs, les trabécules osseuses sont considérées comme étant homogènes et isotropes.

9.4.1. Bilan des simulations élastiques sur travées humides.

Les 30 travées prélevées sur 10 pastilles différentes ont été testées et simulées dans les 4 directions d'application de la charge (sauf dans les cas où la correspondance expérimentale n'existait pas). Une loi de comportement élastique parfaite a été utilisée. La méthode inverse a alors pu être appliquée. Nous avons relevé la raideur expérimentale et la raideur numérique (après implémentation d'un module trabéculaire initial et arbitraire $E_{trab}^{initial} = 8000 MPa$). L'ensemble des résultats est regroupé dans le Tableau 9. 2

Tableau 9. 2. Calcul du Module d'Young trabéculaire sur travées humides après simulation dans chacune des directions.

	Age	BV/TV	MODULES D'YOUNG en GPa				Moyenne	Ecart-type
			0°	90°	180°	270°		
tr48a	86	7.61	3.81	2.65	3.22	2.46	3.04	0.61
tr48b			X	X	X	4.08	X	
tr48c			3.90	8.35	6.83	6.93	6.50	1.87
tr50a*	73	14.63	6.07	10.53	7.32	8.62	8.13	1.90
tr50b*			5.90	8.37	0.73	5.89	5.22	3.21
tr50c*			4.83	5.54	11.31	5.53	6.80	3.02
tr52a	77	11.11	4.19	4.50	3.62	7.32	4.91	1.65
tr52b			3.28	5.53	4.08	4.98	4.47	0.99
tr52c*			1.51	5.13	5.23	5.24	4.28	1.85
tr56a	82	9.74	0.72	0.88	1.56	2.43	1.40	0.78
tr56c			1.17	1.46	2.18	1.36	1.54	0.44
tr56d			1.69	31.77	2.43	3.88	9.94	14.58
tr57b	85	9.45	0.21	0.46	0.16	0.53	0.34	0.18
tr57d			10.55	34.33	7.03	9.69	15.40	12.71
tr57e			0.57	2.18	1.90	X	1.55	0.86
tr58a	69	11.89	4.21	6.68	8.86	8.57	7.08	2.14
tr58b			3.99	1.92	4.59	3.83	3.58	1.16
tr58c			8.28	8.91	11.60	11.12	9.98	1.63
tr59a	79	9.99	5.42	5.55	5.13	5.00	5.28	0.25
tr59b			6.27	11.34	6.12	5.43	7.29	2.73
tr59c			3.75	10.79	5.24	9.81	7.40	3.43
tr61a	65	3.57	0.48	X	X	X	0.48	X
tr61b			1.14	1.32	1.18	0.93	1.14	0.16
tr61c			1.30	0.93	1.50	0.74	1.12	0.34
tr63a	91	6.76	4.48	6.42	5.51	6.95	5.84	1.09
tr63b			0.41	3.37	0.38	2.61	1.69	1.53
tr63c			0.39	0.30	0.86	0.79	0.59	0.28
tr64a	61	9.83	7.21	7.82	8.60	5.19	7.21	1.46
tr64b			1.52	3.08	3.73	3.76	3.02	1.05
tr64c			2.80	5.35	2.44	8.85	4.86	2.96

Rq : Les travées 56d et 57d présentent des valeurs à 90° largement supérieures à celles obtenues dans les autres directions. Pourtant les résultats sont formels.

Les moyennes des modules d'Young dans les quatre directions ont été faites. Or, les travées osseuses sont inhomogènes, ce calcul de moyenne n'est alors, a fortiori, pas correct. Mais, les différences de modules entre d'une part les angles opposés (entre 0-180° et 90-270°) et d'autre part les angles adjacents (0-90° et 180-270°) ne sont pas élevées (en général, inférieure au double de la valeur), nous avons considéré que la moyenne des valeurs pouvait donner une bonne approximation du comportement général de la travée. Cette hypothèse simplificatrice constitue l'un des plus grands biais de cette étude, mais, il n'existe pas, à notre connaissance, d'éléments finis ayant 4 modules d'Young différents (dont 2 dans 2 directions opposées). Des éléments de type « composites » existent mais il est également délicat d'appliquer un module correspondant à un essai dans une direction à tous les éléments dont les normales aux

faces soient parallèles à la direction de chargement. Donc, tant que nous n'aurons pas d'informations supplémentaires quant à la nature intrinsèque du matériau (en sus de la géométrie et des propriétés internes, de la présence de packets, de lignes cimentantes...), il sera difficile de créer un modèle réaliste et représentatif de la travée. Ainsi, après avoir fait la moyenne par pastille, les modules d'Young suivants sont obtenus par simulation numérique dans les quatre directions (Figure 9. 8).

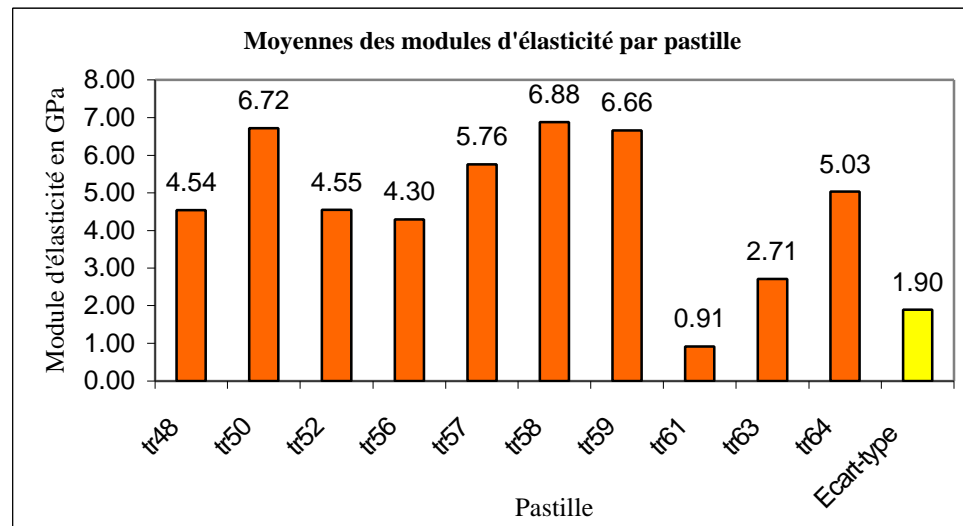


Figure 9. 8. Moyenne des Modules d'Young obtenus par échantillon sur travées humides

Les modules d'Young moyens obtenus sur travées humides par essais de microflexion oscillent entre 910 et 6880 MPa pour 10 demi-pastilles différentes. Le module d'Young moyen des 10 demi-pastilles vaut $E_{élastique}^{humide} = 4806 \pm 1895 \text{ MPa}$ et est donné uniquement à titre indicatif. La valeur très faible de 910 MPa provient d'un échantillon d'os spongieux très filaire (Cf Annexe pour visualisation). Hormis cette faible valeur, les résultats obtenus restent dans la fourchette de la littérature (7800 MPa obtenu par Mente et al par essai de flexion type poutre-console [Men89] et entre 1980 et 3380 MPa sur tissu trabéculaire vertébral en flexion 4 points selon Choi et al. [Cho92]).

Nous avons alors cherché les différentes relations pouvant exister entre les modules d'Young obtenus sur travées et des paramètres propres aux échantillons (âge, degré de minéralisation sur demi-pastille adjacente, BV/TV mesuré par histomorphométrie...).

Module élastique et âge

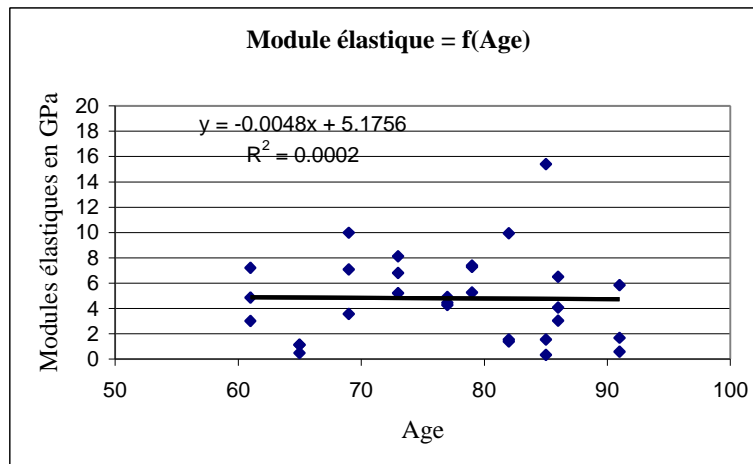
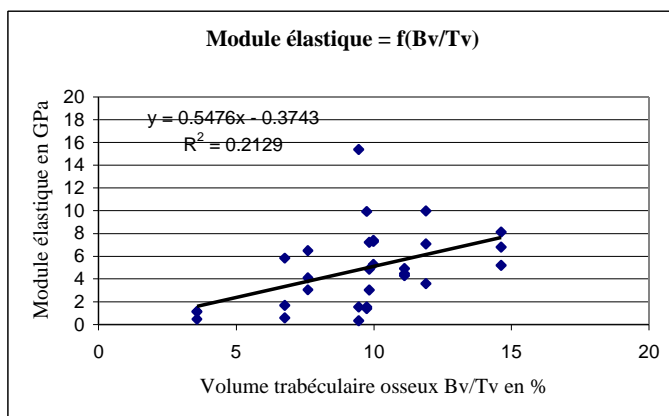


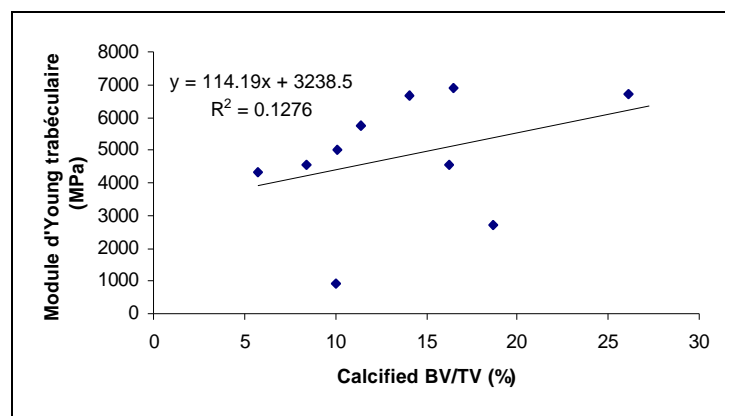
Figure 9. 9. Corrélation entre le Module d’Young trabéculaire et l’âge des donneurs.

Aucune corrélation n’existe entre l’âge des donneurs et le module d’Young de leur tissu trabéculaire de calcanéum.

Module élastique et volume trabéculaire osseux :



a)



b)

Figure 9. 10. Corrélation entre le Module d’Young trabéculaire et le volume trabéculaire osseux

a) BV/TV calculé en Histomorphométrie, b) BV/TV calculé par micro-radiographie sur ½ pastille adjacente.

Aucune corrélation entre le Module d’Young et le volume trabéculaire osseux calculé en histomorphomatricie et en micro-radiographie n’a été trouvée. Ceci peut s’expliquer du fait que les calculs des modules ont été effectués uniquement à partir de 3 travées provenant d’une demi-pastille, les mesures de BV/TV par micro-radiographie ont été

faites sur la demi-pastille adjacente et les valeurs de BV/TV obtenues par histomorphométrie sont réalisées à partir de 3 coupes sur l'échantillon cubique latéral correspondant.

Module élastique des travées et degré de minéralisation :

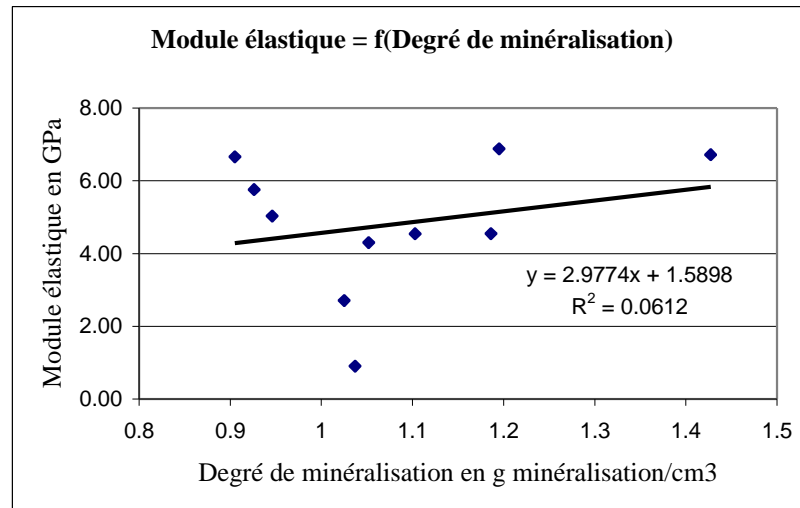


Figure 9. 11. Corrélation entre le Module trabéculaire et le degré de minéralisation.

Il n'est pas surprenant que l'on n'obtienne pas de corrélations entre le module d'Young et le degré de minéralisation. En effet, le module correspond à la moyenne d'essais sur 3 travées au maximum, tandis que le degré de minéralisation est mesuré sur une demi-pastille entière. Nous avons d'ailleurs déjà montré que des corrélations significatives existaient entre ce même degré de minéralisation et des valeurs globales de modules mesurées sur échantillons cubiques. Par ailleurs, le tissu trabéculaire est fortement hétérogène et anisotrope, et les propriétés élastiques de l'os interstitiel non minéralisé peuvent jouer un grand rôle dans le comportement élastique résultant d'une trabécule. D'où l'importance de la prise en compte de l'architecture 3D en sus de la mesure du degré de minéralisation.

9.4.2. Expérimentations et Simulations élasto-plastique parfaites.

19 essais sur travées sèches ont été effectués et concernent 7 demi-pastilles. Un essai dans le domaine élastique a été effectué avant d'endommager les échantillons. Les résultats obtenus après simulation numérique (en se calant sur la raideur expérimentale) sont donnés dans le Tableau 9. 3 et permettent de comparer les résultats en terme de module d'Young obtenus précédemment sur travées humides.

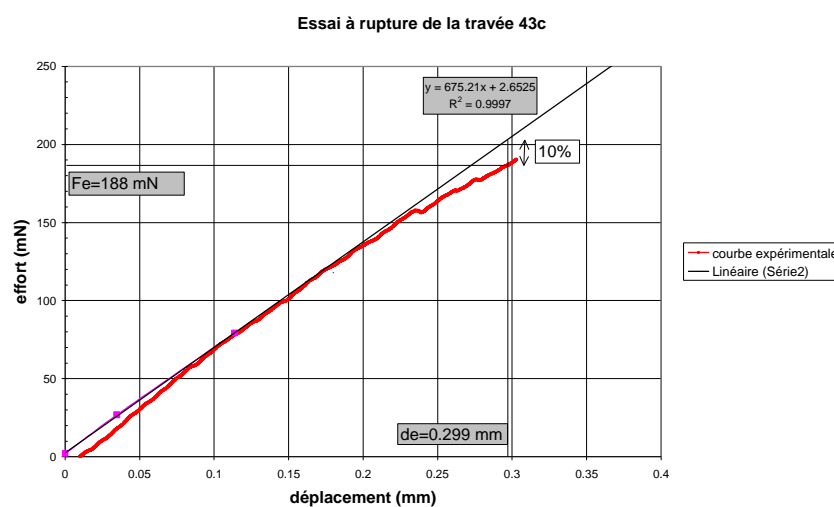
Tableau 9. 3. Module d'Young obtenus par simulation numérique après essais élastiques sur travées sèches.

	Direction de l'essai	Module d'Young (MPa)	E_{Moyen} par demi pastille (MPa)
tr48a	0°	5390	8 910
tr48c	0°	12430	
tr56a	270°	6580	4 210
tr56c	0°	3280	
tr56d	0°	2780	
tr57b	0°	190	2 570
tr57d	0°	6060	
tr57e	0°	1450	
tr59a	90°	8220	10 400
tr59b	270°	14910	
tr59c	0°	8060	
tr61a	90°	360	1 150
tr61b	0°	1940	
tr63a	0°	8040	3 120
tr63b	0°	680	
tr63c	0°	650	
tr64a	0°	6480	3 660
tr64b	0°	2090	
tr64c	180°	2400	

Le module d'young moyen des 7 demi-pastilles est donné à titre indicatif et vaut $E_{\text{élastique}}^{\text{sèche}} = 4860 \pm 3440 \text{ MPa}$. Seules 18 simulations numériques avec une loi de comportement élasto-plastique ont pu être faites (du fait d'un problème de divergence du calcul non résolu).

Expérimentation

La courbe expérimentale de l'essai à rupture sur travée sèche est donnée Figure 9. 12.


Figure 9. 12. Courbe expérimentale d'un essai à rupture sur travée.

La raideur élastique et la limite en effort du domaine élastique, σ_{em} , est définie par le niveau d'effort correspondant à un écart de 10% avec le comportement linéaire.

Simulation par éléments finis et détermination de la limite élastique

Afin de déterminer la limite élastique σ_{em} du tissu trabéculaire, nous faisons l'hypothèse d'une loi de comportement élasto-plastique parfaite, la valeur de σ_{em} étant fixée initialement arbitrairement.

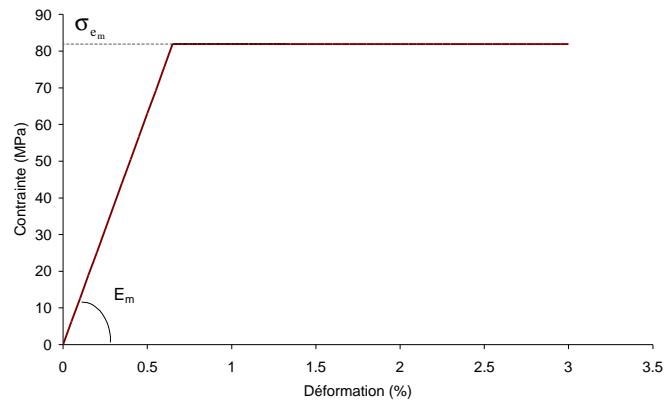


Figure 9. 13. Hypothèse d'une loi de comportement élasto-plastique appliquée au tissu trabéculaire

Différentes valeurs de Module élastique et de contrainte limite élastique sont testées afin de caler la simulation numérique et l'expérimentation. Un exemple de calage est donné Figure 9. 14.

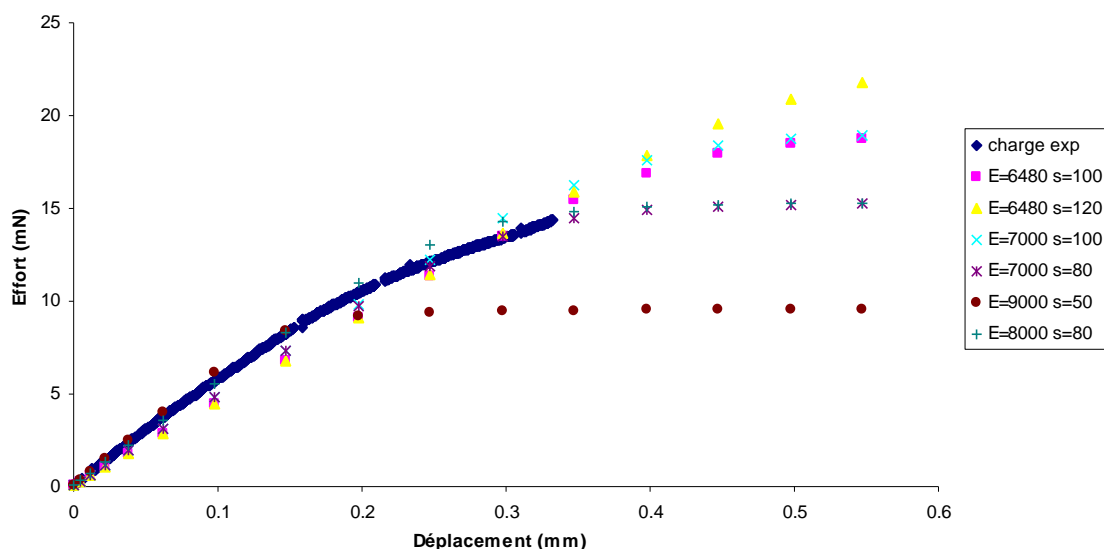


Figure 9. 14. Calage entre les simulations numériques et la courbe expérimentale.

Avec E =Module D'Young implémenté dans le calcul numérique et s ($=\sigma_{em}$) la limite élastique.

Dans l'illustration ci-dessus, la simulation calant au mieux avec la courbe expérimentale est trouvée pour un module élastique initial $E=8000$ MPa et une limite élastique $\sigma_{em}=80$ MPa. Ce procédé « itératif » a été effectué pour tous les essais à rupture.

Tableau 9. 4. Valeurs de Modules d'Young et de limite élastique implémentés dans le calcul numérique élasto-plastique pour se caler sur la courbe expérimentale pour chaque travée.

	Module d'Young (MPa)	Limite élastique (MPa)
tr48a	5390	100
tr56a	6580	80
tr56c	4000	40
tr56d	2780	40
tr57b	300	10
tr57d	5000	50
tr57e	1450	15
tr59a	6000	30
tr59b	14910	60
tr59c	5500	50
tr61a	300	30
tr61b	1940	50
tr63a	8040	50
tr63b	800	20
tr63c	900	10
tr64a	8000	80
tr64b	4000	30
tr64c	2400	30

En comparant les Tableau 9. 3 et Tableau 9. 4, on peut constater qu'il a parfois été nécessaire de modifier le module d'Young obtenu lors de l'essai élastique sur travée sèche pour pouvoir se caler par la suite sur l'essai expérimental à rupture. Ceci peut s'expliquer par le fait que l'on ne connaît pas avec précision la limite entre le domaine élastique et le domaine d'endommagement des travées. Aussi, lorsque nous avons fait le 1^{er} essai élastique sur travée sèche, malgré nos précautions, il est possible que nous soyons sortis légèrement du domaine élastique. On peut également envisager un décollement du massif de colle contenant la travée après de nombreux essais.

Les valeurs moyennes obtenues en terme de modules d'Young et de limite élastique par demi-pastille sont regroupées dans le Tableau 9. 5. Le module d'Young moyen et la limite élastique moyenne après calage - simulation numérique – expérimentation- des 6 demi-pastilles valent respectivement $E_{élastique}^{sèche} = 4110 \pm 2670$ MPa et $s_e = 40 \pm 11$ MPa.

Tableau 9. 5. Modules d'Young et limite élastiques moyens par demi pastille. Essais à rupture sur travées sèches.

	Modules d'Young moyen (MPa)	Limite Elastique moyenne (MPa)
N°56	4454	53
N°57	2250	25
N°59	8803	47
N°61	1120	40
N°63	3247	27
N°64	4800	47

Une autre méthode existe et consiste en l'observation des niveaux de contraintes de Von Mises à l'emplacement de la formation d'une rotule plastique pouvant se former. Cette valeur correspond à la limite élastique de cette travée. Nous n'avons que peu utilisé cette technique considérée trop « visuelle ».

Une illustration de cette méthode est donnée Figure 9. 15.

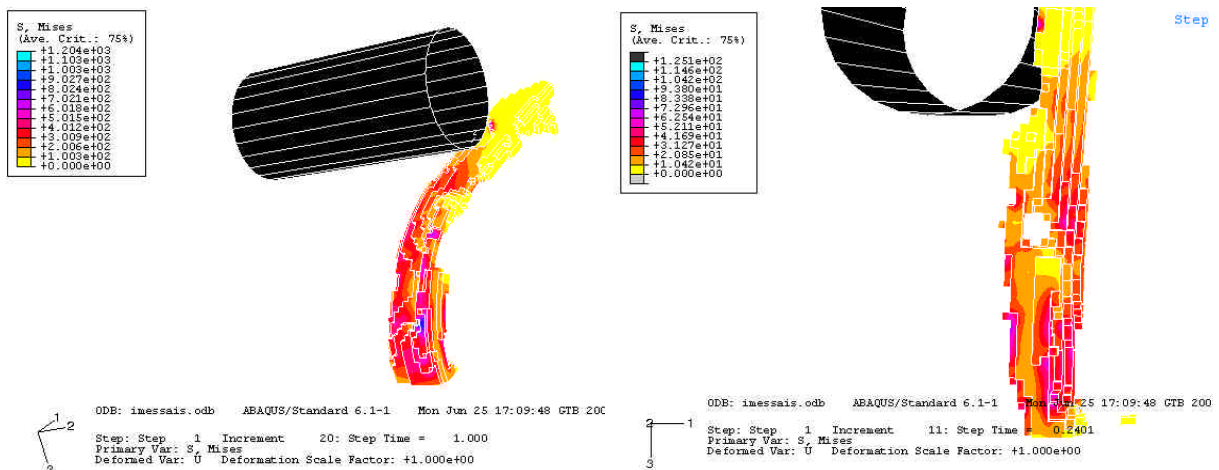


Figure 9. 15. Contraintes de Von Mises sur une travée

Une autre méthode a consisté à utiliser les techniques de corrélations d'images (Cf Chapitre 6 « Matériel & Méthodes ») qui permettent de mesurer des champs de déplacement et par suite, d'obtenir des champs de déformations. L'utilisation d'une caméra CCD permet de suivre au cours du temps et à condition de vérifier la précision du calcul, l'évolution de ces champs tout comme peut le faire une simulation numérique. L'inconvénient de cette méthode est dû au caractère « plan » de l'imagerie qui ne permet alors pas de quantifier les contraintes existantes.

Tous les essais à rupture ont été couplés avec des mesures par corrélations d'images. Cependant, il est relativement difficile de présenter ces résultats de façon synthétique. En effet, par corrélation d'images, il est possible de récupérer des valeurs de déformation localement par l'intermédiaire de simulation de jauges, lignes, sections.... Il est ensuite

possible de comparer ces résultats aux résultats obtenus par simulations. Mais en terme de présentation des résultats, cela n'a pas grand sens de donner des moyennes de déformations.

A titre indicatif, une illustration correspondant à une zone de mesure par corrélation et les résultats obtenus au cours de l'essai est donnée Figure 9. 16.

Ce même type de mesure peut être fait sur la simulation numérique correspondante au cours du temps et avec le même type de résultats. Ceci permet de valider en partie la simulation numérique. Un exemple en est donné Figure 9. 17.

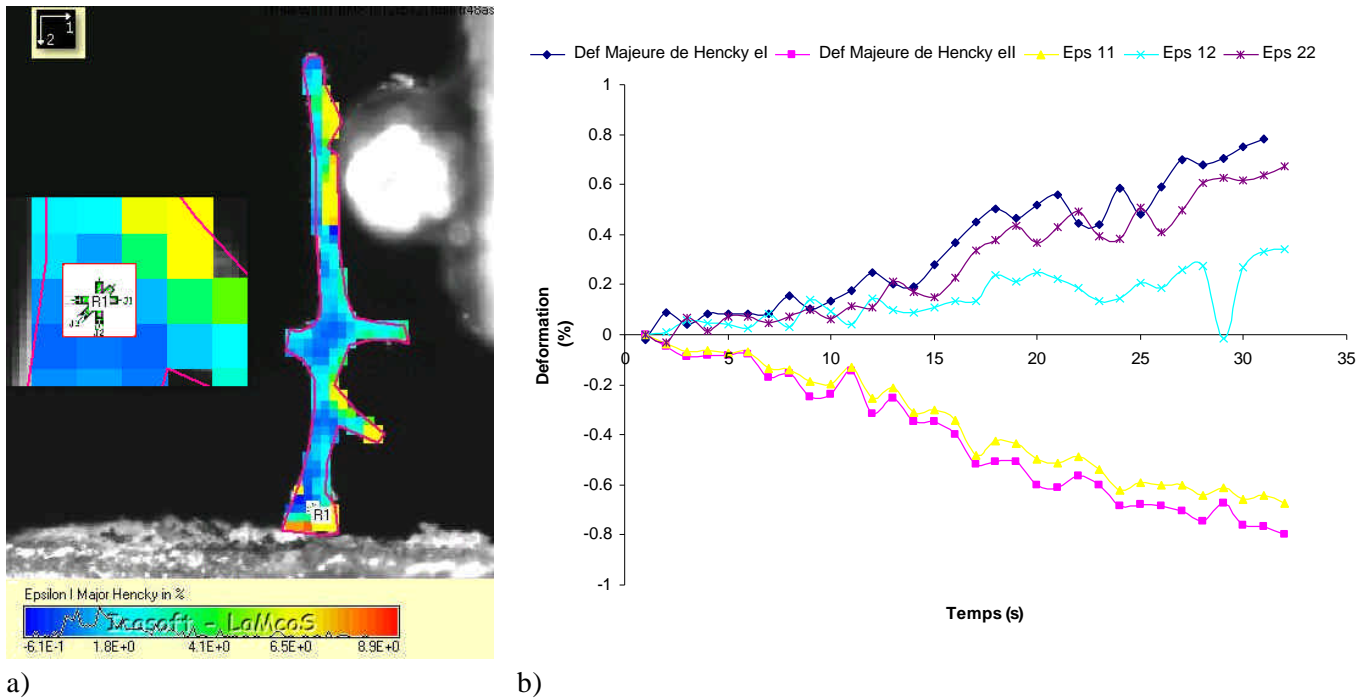


Figure 9. 16. Mesure de Déformations par corrélation d'images

a) Emplacement de la rosette (zone de mesure), b) Evolution des valeurs de déformation au cours du temps

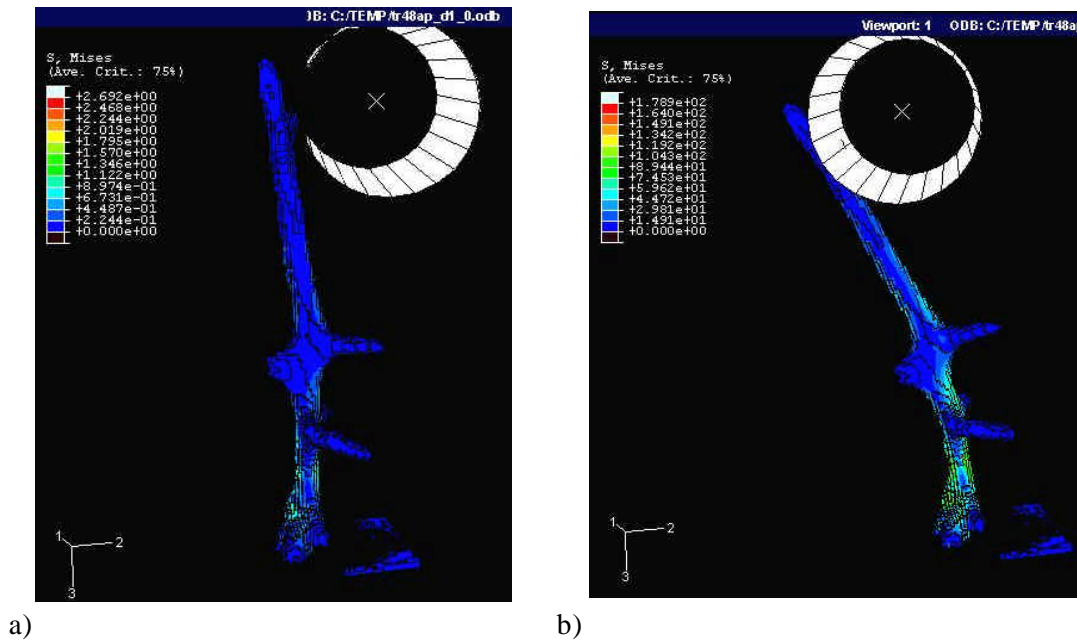


Figure 9. 17. Simulation numérique sur travée osseuse

a) Début de la simulation, b) fin de la simulation

A titre illustratif, la Figure 9. 18 montre une travée de 2 mm de hauteur ayant été imagée et reconstruite à l'ESRF avec une résolution de 2 μm . Cette manipulation a une telle résolution a été possible sur une travée de faible hauteur. Cette reconstruction est remarquable dans le sens ou les informations obtenues sur la géométrie interne (ou structure) permettrait de donner des ébauches de réponses en ce qui concerne les micr fractures ou microcracks que l'on peut observer dans les travées. Seulement, les moyens mis en œuvre pour cette expérimentation sont actuellement trop importants pour envisager une application à court terme clinique.

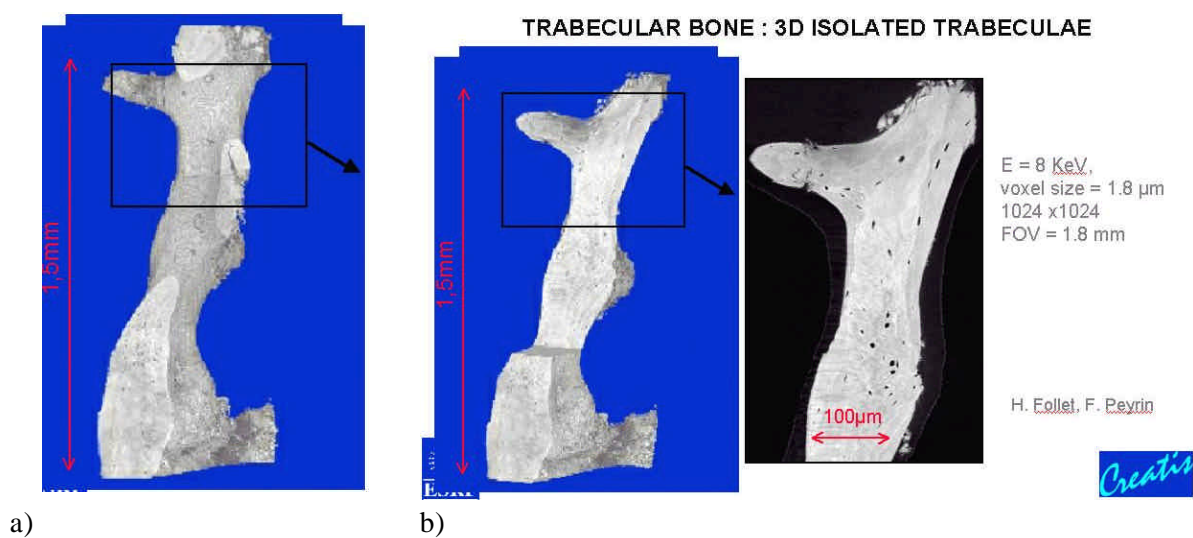


Figure 9. 18. Tomographie d'une travée à 2 μm

a) Travée 3D, b) Zoom sur intérieur de la travée

9.5 Evaluation du risque fracturaire

9.5.1. Evaluation actuelle du risque fracturaire [Kan02].

Chez l'homme, *in vivo*, le diagnostic d'ostéoporose et donc de risque de fracture est basé sur la densité minérale osseuse (DMO) mesurée par absorptiométrie. Cette définition fait l'objet d'un consensus et a été donnée par l'Organisation mondiale de la Santé à la suite de l'avis d'experts. L'ostéoporose est définie par une densité minérale osseuse inférieure à au moins 2,5 déviations standard en-dessous de la valeur moyenne de DMO des femmes non ménopausées. La déviation standard est appelée T score. L'ostéoporose sévère ou avérée associe un T-score inférieur à 2,5 et une ou plusieurs fractures. Le site de mesure recommandé pour la prédiction des fractures est la hanche. D'autres sites peuvent être utilisés : colonne lombaire mais la DMO est souvent majorée par la présence d'arthrose, avant-bras etc...

Bien que la prédiction des fractures soit bonne par la mesure de la DMO, elle peut être améliorée par 2 types d'éléments :

La mesure de paramètres biochimiques reflétant la résorption osseuse. Après la ménopause, le remodelage est globalement augmenté, avec une résorption plus augmentée que ne l'est la formation. Le résultat sur la quantité d'os est donc négatif. Plus la résorption est importante, plus la perte d'os et donc le risque de fracture sera important.

Des facteurs cliniques, indépendants de la DMO, qui sont l'âge, l'existence de fractures non traumatiques, une ménopause précoce, des antécédents familiaux de fracture de hanche ou d'ostéoporose, l'utilisation de corticoïdes oralement.

La prise en compte de la qualité tissulaire permettrait également de mieux comprendre et de mieux estimer le risque de fractures. Cette qualité tissulaire est déterminée par au moins quatre facteurs [Bur02].

- 1) Les propriétés du collagène par rapport à la matrice minérale : Les thérapies anti-résorption préviennent la perte osseuse en supprimant le remodelage osseux et en augmentant la minéralisation du tissu osseux matriciel.
- 2) L'accumulation des microdommages : La suppression de plus de 50 % du remodelage osseux chez des chiens pendant un an [Mas00] montre une accumulation des microdommages dans les côtes et les vertèbres lombaires de ces animaux, tandis qu'une suppression de moins de 50 % du remodelage osseux a montré une plus faible et moins critique accumulation des dommages.
- 3) L'architecture et la géométrie de l'os spongieux et cortical : un traitement par biphosphonate altère l'architecture tridimensionnelle de l'os trabéculaire, la rendant plus isotropique indépendamment de la densité minérale osseuse.
- 4) Le remodelage osseux (Bone Turnover) : La réduction du remodelage osseux par traitement « anti-résorption » semble réduire le risque de fracture.

9.5.2. Rappel des méthodes de calcul ou d'estimation des paramètres mécaniques d'élasticité (E_{tissu} , σ_e).

Méthodes pour estimer le Module d'Young tissulaire E_{tissu}	Méthodes pour estimer la limite élastique S_e
1) Calcul par identification MEF-Essai de compression sur échantillons cubiques (Phase 2, ci après).	1) Calcul par identification MEF-Essai de compression sur échantillons cubiques + corrélations avec les différents paramètres structuraux ou architecturaux
2) Calage MEF-Essai de microflexion sur travées osseuses	2) Calage MEF-Essai de microflexion sur travées osseuses + corrélations avec les paramètres structuraux
3) Estimation <i>in vivo</i> à partir de données ScannerX (HU, BMC) (Phase 1, ci après)	3) Estimation à partir de données cliniques (par IRM, ScannerX, Ultrasons) + biopsies (paramètres structuraux) (Phase 3, ci après)

9.5.3. Nos propositions d'évaluation du risque fracturaire.

Selon les auteurs Kotzki et Laval-Jeantet, un lien est existant entre les propriétés mécaniques obtenues sur calcanéums et le risque de fracture de la hanche [Kot93] [Lav95]. En ayant une plus grande série d'essais, on peut envisager d'obtenir, pour le calcanéum, des relations liant des paramètres mécaniques classiques tels le module d'Young apparent expérimental et la contrainte globale à rupture (pour un essai de compression) et des paramètres pouvant être mesurés par scanner X en milieu hospitalier tels la densité Hounsfield (HU) et le BMC (Bone Minéral Content). Il sera alors possible de déterminer, à partir d'abaques prédictifs (Figure 9. 19) avec un intervalle de confiance à 95 % (± 2 SD) ou 98 % (± 2.5 SD), ces paramètres mécaniques ; le but ultime à long terme étant d'évaluer par là-même le risque de fractures encouru par des patients.

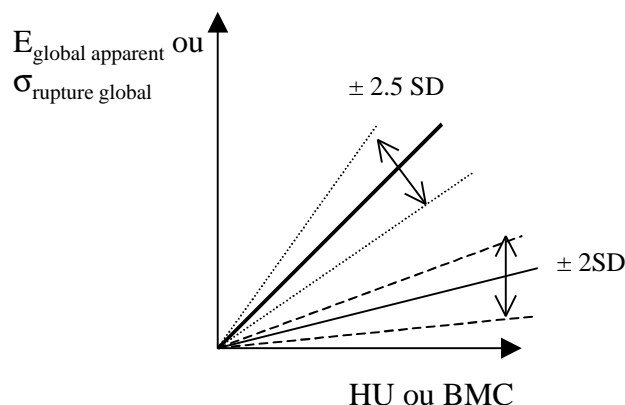


Figure 9. 19. Exemple d'abaque envisageable.

En utilisant les images IRM, il est par ailleurs possible, d'une part, d'estimer des paramètres de types topologiques, histomorphométriques ou de volume

trabéculaire osseux (BV/TV) [Gom01], et d'autre part, il pourrait être envisageable de construire *in vivo* un modèle par éléments finis à 150 μm de résolution basé sur des éléments poutres à sections variables et respectant au mieux les paramètres établis précédemment. Il serait alors possible de simuler le comportement mécanique du matériau osseux en implémentant les propriétés d'élasticité (E_{global} , $\sigma_{\text{élastique}}$) estimées à partir de données cliniques (IRM, scanner, US, biopsies). Avec un plus large panel d'échantillons, il pourrait être intéressant de reprendre en considération l'âge et le sexe des donneurs (l'âge n'étant pas, dans cette étude, ressorti comme étant un paramètre déterminant, nos échantillons ne représentent qu'une part de la population).

D'autres facteurs, tels l'existence d'une ménopause précoce ou de fractures non traumatiques antérieures pourraient être mis en relation avec les différents paramètres mesurés par IRM, scannerX et aux paramètres mécaniques estimés. Ces facteurs doivent également être comparés aux mesures classiques de BMD (Bone Mineral Density) sur hanche, vertèbres...

Un schéma prédictif et récapitulatif est donné page suivante :

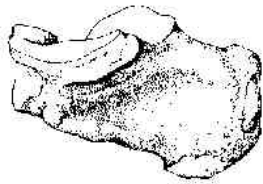
PHASE 1

Campagne complémentaire d'essais mécaniques (compression et microflexion) sur échantillons d'os spongieux « normaux » et « ostéoporotiques » permettant d'obtenir des modules d'Young expérimentaux apparents et des contraintes à rupture apparentes couplée à des mesures de densité (HU, BMC) obtenue sur matériels cliniques (ScannerX) et à des relevés de types histomorphométriques mettant en évidence précisément la structure interne du tissu trabéculaire (packets, lignes cémentantes...).

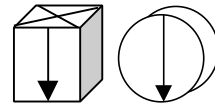
⇒ **Obtention de relations liant les paramètres mécaniques apparents expérimentaux aux paramètres « cliniques » : Création d'Abaques**

$$E_{app}^{exp}, S_{app}^{exp} = f(HU, BMC...)$$

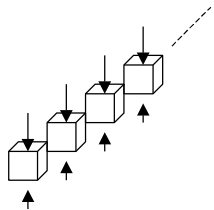
PHASE 1 : Corrélations Mécanique / Paramètres Cliniques



Calcaneum entier



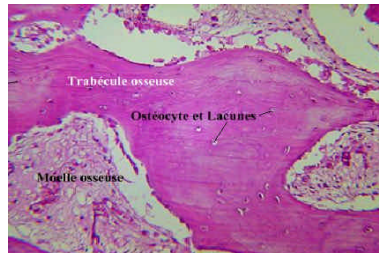
Prélèvement d'échantillons cubiques et de travées



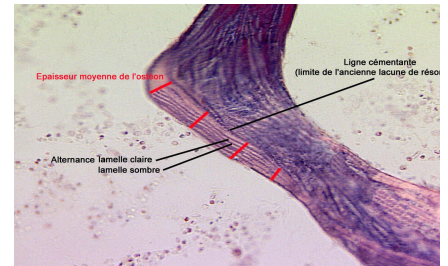
N échantillons d'os spongieux de qualité « **standard** »
Et N échantillons d'os spongieux **ostéoporotique**



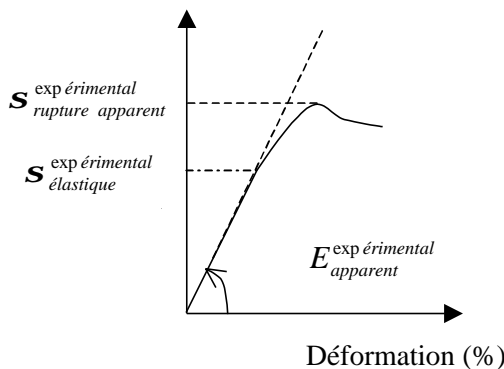
Réseau trabéculaire à l'échelle globale



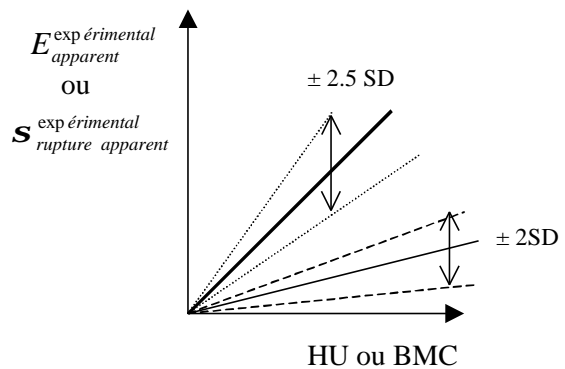
Trabécule osseuse à l'échelle microscopique



Trabécule osseuse à l'échelle microscopique – Structure interne de la trabécule.



Courbe Expérimentale (Compression ou Microflexion)



Paramètres mécaniques fonctions de paramètres cliniques

PHASE 2

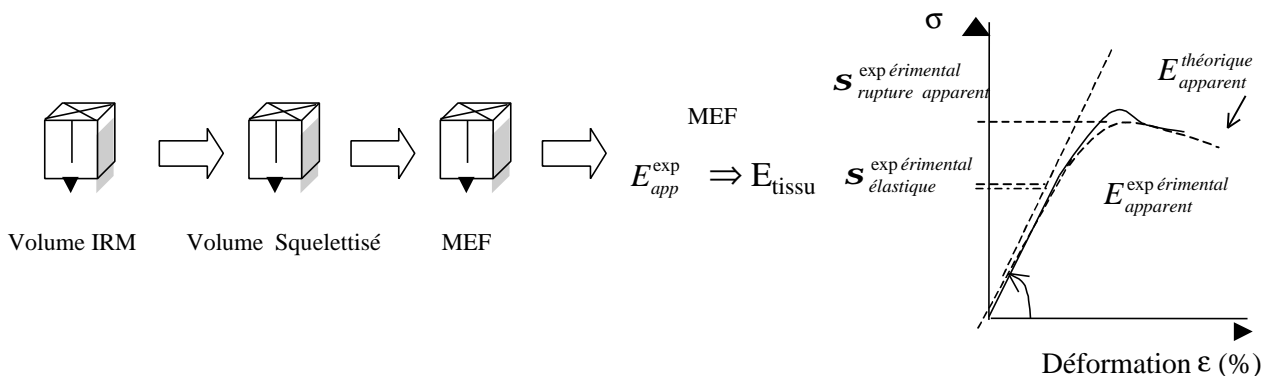
Utilisation de l'**IRM clinique** *in vivo* pour estimer l'architecture ± fine (150 μm) ou **IRM « expérimental »** (résolution + fine, 78 μm) de l'os spongieux et créer à partir de ces données un **modèle par Éléments Finis** afin d'estimer le **Module d'Young tissulaire**. Différents modèles peuvent être construits : de type **filaire**, avec ou non des sections de poutres variables calées sur les valeurs obtenues de TbTh données par l'IRM ou l'histomorphométrie, si l'échantillon est de type ostéoporotique, ou de type **hybride**, combinant des éléments plaques et poutres et en meilleure adéquation avec la géométrie « normale » de l'os spongieux.

BUT : Injecter dans le modèle Élément Finis, les données mécaniques apparentes issues des essais, tester différentes lois de comportement et caler le modèle numérique aux résultats expérimentaux.

En déduire un module d'Young estimé tissulaire et/ou une contrainte élastique limite σ_e .

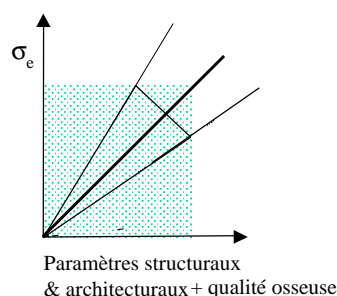
Remarque : L'imagerie par tomographie X à très haute résolution (μCT) peut également être utilisée pour obtenir, sur échantillons cubiques, des volumes à 40 ou 20 μm de résolution et sur travées osseuses, des modèles pouvant aller jusqu'à 2 μm de résolution. L'un des inconvénients majeur de cette technique ne réside pas dans le temps d'acquisition des volumes mais dans le délai d'obtention de temps de faisceaux. De plus, ces techniques à très haute résolution ne seront certainement pas exploitées dans l'immédiat en milieu hospitalier, contrairement à l'IRM « classique ».

PHASE 2 : Modélisation et Identification



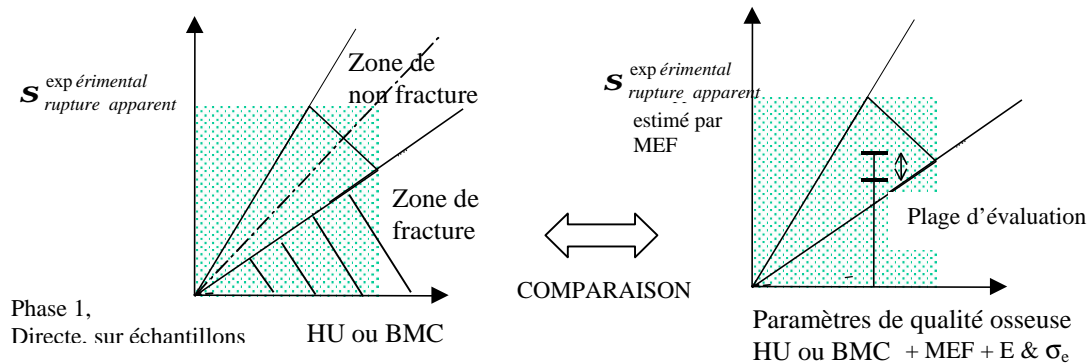
PHASE 3

Corrélations entre la contrainte élastique limite σ_e et les différents paramètres structuraux, architecturaux et de qualité osseuse (Type de forme osseuse : courbure, lamellaire, fractionnement, espacement...). Corrélation de $\sigma_{minimale}$ en fonction de HU ou du BMC



PHASE 4

Mesures de densité sur patients (HU, BMC) sur matériels cliniques (ScannerX) et par biopsie osseuse et permettant grâce à la modélisation par éléments finis (MEF) **d'estimer** les propriétés mécaniques de l'os spongieux, particulièrement la contrainte de rupture apparente S_{app}^{rupt} sous forme d'une plage d'évaluation, à situer par rapport aux données expérimentales (Phase1) afin **d'évaluer le risque fracturaire par comparaison**.



L'AVENIR ?

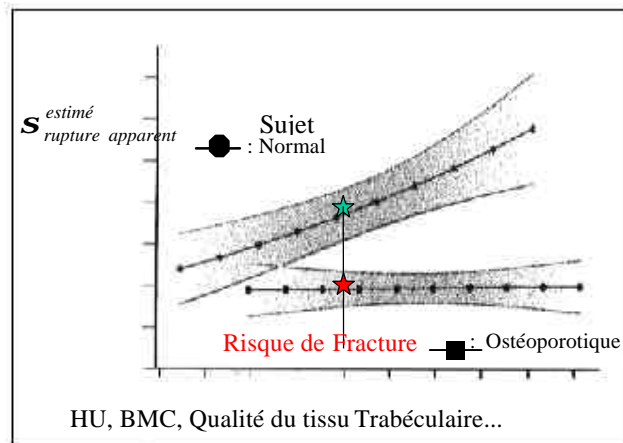
Cohorte de patients « normaux » et « ostéoporotiques » suivis sur 10 ans par exemple, pour apprécier la justesse du modèle.

Prédiction individualisée du risque fracturaire sans interventions cliniques invasives (**réaliste ?**) et comparaison avec le dossier du patient (fractures, tassements vertébraux...) au cours du temps.

⇒ **Obtention de plages d'estimation des paramètres mécaniques expérimentaux en fonction de paramètres « cliniques » et estimation « directe » du risque fracturaire:**

$$E_{apparent}^{estimé}, S_{rupture\ apparent}^{estimé} = f(HU, BMC...)$$

Exemple : Cohorte de Femmes ménopausées



9.6 Conclusions

La méthode de caractérisation élastique du tissu trabéculaire, réalisée à l'aide d'images tomographiques, de MEF et d'essais de microflexion a permis de calculer des modules d'Young sur travées humides et sèches, ainsi que des limites élastiques dans le cas d'essais à rupture. Le module moyen obtenu lors d'essais élastiques sur travées humides est : $E_{élastique}^{humide} = 4806 \pm 1895 \text{ MPa}$ pour 30 travées (soit 10 demi-pastilles différentes), celui calculé sur travées sèches vaut $E_{élastique}^{sèche} = 4860 \pm 3440 \text{ MPa}$ pour 19 travées (soit 7 demi-pastilles différentes). Ce dernier module sur travées sèches a été recalculé après calage des essais à rupture et des simulations élasto-plastiques parfaites, il vaut alors $E_{élastique}^{sèche} = 4110 \pm 2670 \text{ MPa}$ et $S_e = 40 \pm 11 \text{ MPa}$ pour 17 travées (soit 6 demi-pastilles différentes). Ces modules moyens sont donnés à titre indicatif, mais sont tout de même proches de ceux trouvés dans la littérature pour des essais de flexion (7800 MPa obtenu par Mente et al par essai de flexion type poutre-console [Men89] et entre 1980 et 3380 MPa sur tissu trabéculaire vertébral en flexion 4 points selon Choi et al. [Cho92]).

Cette étude a également permis de mettre en évidence l'effet de la déshydratation du tissu trabéculaire sur son comportement élastique. Logiquement, les travées ont un module d'élasticité supérieur après déshydratation et l'augmentation moyenne de 40% observée pour le module d'Young rejoint les résultats de Townsend obtenus par flambage sur des travées d'os spongieux de tibia montrant une augmentation de 25% du module d'Young après déshydratation [Tow75]. Quelques précautions sont tout de même à prendre quant à l'interprétation de cet effet de la déshydratation. En effet, l'erreur entre les deux modules moyens peut atteindre les 40 %, l'écart type étant également du même ordre. Certaines travées présentent un module identique avec ou sans déshydratation tandis que d'autres peuvent révéler des modules variant du simple au double. La différence entre les modules que nous obtenus sur travées dite « sèche » et sur travée dite « humide » n'est peut-être pas uniquement dû à la déshydratation. On peut alors légitimement remettre en cause le positionnement de la travée et/ou le capteur (pige) lors de la manipulation, ainsi que l'influence de l'eau sur le massif de colle, que nous n'avons pas testée.

Par essai à rupture des trabécules osseuses, la limite élastique par méthode inverse peut être déterminée, en faisant l'hypothèse d'une loi de comportement de plasticité parfaite (pas d'écrouissage) pour le tissu trabéculaire. La limite élastique moyenne établie ici ($S_e = 40 \pm 11 \text{ MPa}$) est inférieure à celle rapportée par Van Rietbergen et al. pour le tissu trabéculaire d'échantillons d'os spongieux de têtes fémorales humaines (210 MPa), apparemment excessive en comparaison à celle de l'acier.

L'une des perspectives majeure de cette étude serait de prendre en compte l'hétérogénéité et l'anisotropie des travées dans l'estimation de sa limite élastique (structure, texture, paramètres biologiques intrinsèques...).

Le degré de minéralisation relevé par microradiographie sur demi-pastille n'est pas corrélé au module d'Young mesuré sur les travées osseuses, mais l'est au module apparent expérimental E_{app}^{exp} et à la contrainte maximale $S_{rupt}^{exp} \sigma_{max}$ mesuré sur les échantillons cubiques d'os spongieux par essais de compression. Ce résultat est somme toute logique, car la travée osseuse n'est pas une unité structurale élémentaire, le degré de minéralisation alors calculé sur la totalité de la demi-pastille, ne peut être lié à un module calculé sur 3 travées prélevées sur la demi-pastille adjacente.

La méthodologie de prédiction du risque fracturaire a été abordée. La mise en corrélation des paramètres mécaniques à la limite d'élasticité et à rupture, entre, d'une part, les paramètres structuraux et architecturaux, et d'autre part, la qualité du tissu osseux, n'a pas été menée à son terme mais nous en avons précisé la méthodologie et l'utilité quant à l'amélioration de la prévision du risque fracturaire.

La prise en compte de la qualité du tissu osseux fait l'objet d'études récentes [Bur02], cliniquement et expérimentalement (modèle animal) et nous pensons que la connaissance des propriétés et paramètres de la structure interne de l'os trabéculaire permettra de mieux comprendre, à terme, les comportements mécaniques très spécifiques de ce matériau, particulièrement ses modes de ruine.

CHAPITRE 10

10 Synthèse - Discussion

10.1. Introduction	p.280
10.2. Techniques utilisées.	P.280
10.2.1. Scanner X	p.280
10.2.2. IRM sur calcanéum entier	p.281
10.2.3. Histomorphométrie	p.282
10.2.4. DXA-US	p.282
10.2.5. IRM sur échantillons cubiques	p.284
10.2.6. Microtomographie par rayonnement synchrotron (ESRF)	p.285
10.2.7. Tomographie (CNDRI)	p.286
10.2.8. Essais Mécaniques	p.286
10.2.9. Mesures de densité	p.288
10.3. Résultats paramètres structuraux – architecturaux	p.288
10.4. Modélisation par éléments finis	p.291

10.1 Introduction

Ce chapitre a pour but, d'une part, de réexaminer l'ensemble de nos résultats en les confrontant aux données issues de la littérature, et d'autre part, d'analyser les différents biais liés aux techniques utilisées dans cette étude.

La méthodologie originale d'évaluation du risque fracturaire proposée sera enfin testée et discutée en regard des techniques classiques utilisées, en particulier les mesures de densité minérale osseuse.

10.2 Techniques utilisées

10.2.1. Scanner X

Cette technique a été utilisée afin de mesurer la densité Hounsfield, paramètre corrélé avec les propriétés physiques des différents tissus spongieux, telles la densité apparente (ρ_{app}), le module d'Young (E) ou la contrainte ultime en compression σ_u [Hvi89] [Lew97] [Lim97] [Roh91] [Tay02] Hvid et al, en particulier, indiquent des relations linéaires entre ces paramètres pour l'os spongieux de tibia avec des coefficients r variant de 0.782 à 0.878 pour 94 échantillons.

L'examen de coupes scanner permet d'exploiter cette densité radiologique. Il s'agit de la densité des pixels, surfaces élémentaires constituant les images numériques obtenues par tomодensitométrie, exprimée en unités HOUNSFIELD (HU). HU (sans dimension) est le paramètre de contraste dans une coupe scanner. Il est proportionnel au rapport de l'atténuation linéaire moyenne de l'élément considéré μ et celle de l'eau m_{eau} dans les mêmes conditions. Il faut cependant rappeler que les mesures de densité Hounsfield sont obtenues par scanner X et prennent donc en compte le contenu

minéral et la moelle. Pour pouvoir différencier correctement les deux composantes mesurées, il est nécessaire d'étalonner le scanner en utilisant un « fantôme ». Nous n'avons pu utiliser qu'un fantôme de vertèbre pour calibrer l'appareil, aucun fantôme de calcaneum n'étant disponible. Conscient du biais introduit dans nos mesures, nous avons retenu celles-ci comme simples indicateurs de la densité moyenne de l'os spongieux du calcaneum entier. La taille de la zone de mesure étant choisie et déterminée manuellement sur l'écran du scanner correspond sensiblement à la tubérosité postérieure du calcaneum, mais ici encore, une certaine variabilité est induite par ce protocole. Pour obtenir la moyenne de cette densité, nous avons sélectionné 15 coupes par calcaneum (sur 30-40 exploitables) dont 6 se trouvaient respectivement dans les zones médiale et latérale et 3 dans la zone inter med-lat. Dans les statistiques descriptives, nous avons fait un distinguo entre ces différentes zones de mesures mais par la suite, cette densité a été moyennée sur les 15 coupes de l'échantillon. Il serait nécessaire d'obtenir les mesures de densité Hounsfield sur toutes les coupes (entre 100 et 150 coupes par échantillons), la seule limitation venant de la géométrie même du calcaneum ne permettant pas l'exploitation de toutes les coupes. Il faut en effet éliminer à peu près 30 coupes de part et d'autre de la série du fait de la taille de la zone de mesure (3.1 cm²). Les mesures de BMC n'ont pas été faites sur les échantillons (en particulier du fait de la non compatibilité du « fantôme » de vertèbres). Malgré tout, nous avons obtenu une corrélation satisfaisante avec le BMD ($r=0.94$, $p<0.0001$) et la contrainte limite maximale σ_{\max} ($r=0.91$, $p=0.0007$) en assez bon accord, au moins qualitatif, avec les données de la littérature [Hvi89].

10.2.2. IRM sur calcaneum entier (Hôp. E. Herriot)

Le calcaneum entier est positionné dans une poche plastique n'altérant pas les mesures effectuées avec une antenne poignet. La résolution par coupe est de 160 *160 μm dans le plan de coupe. Les mesures obtenues sont des paramètres de type histomorphométriques (TbTh, TbSp ...) et des paramètres architecturaux (MIL3D, Dimension Fractale...). L'un des défauts majeurs provient de la technique elle-même qui ne permet pas d'avoir de très hautes résolutions (50 μm). Par exemple, la structure trabéculaire calcaneenne a été mesurée *in vivo* par Link [Lin00] avec une résolution de 195*195*100 μm . De même, Wehrli et al. [Weh00] ont étudié le radius distal d'un petit groupe de femmes post ménopausées à 137*137*500 μm^3 . De nombreuses études sont en cours de développement et semblent être très prometteuses. Mac Donald et al. [Mdo00] montrent en particulier l'utilisation possible et future de l'IRM *in vivo* combinée aux mesures de BMD pour prédire le risque fracturaire, en réponse, dans leur étude, à une thérapie. Les premiers résultats que nous avons montrés liant les paramètres structuraux obtenus par IRM et par histomorphométrie semblent très prometteurs. En effet, on observe des corrélations significatives entre les mêmes paramètres structuraux mesurés par ces deux techniques ($0.69<r<0.87$, $p<0.05$). Et, bien que le nombre d'échantillons étudié soit peu élevé ($n=7$), ces premières corrélations semblent indiquer que les paramètres de

structure obtenus par IRM sur calcanéums entiers à 150 μm de résolution sont proches de ceux obtenus par histomorphométrie, technique de référence. Il serait alors envisageable de mesurer, à long terme, ce type de paramètres « *in vivo* » par IRM sur patients.

10.2.3. Histomorphométrie

Trois coupes sont prélevées sur les échantillons cubiques latéraux après inclusion de ceux-ci dans une résine de même dureté que celle de l'os. Les coupes réalisées ont 7 μm d'épaisseur et sont espacées de 150 μm , et sont situées, principal biais, en périphérie de l'échantillon. Cette méthode est une technique de référence clinique utilisée pour quantifier la structure osseuse, en général, à partir de biopsie osseuse de crêtes iliaques. L'inconvénient de cette méthode, est d'une part son caractère invasif (dans l'utilisation hospitalière et donc traumatique) et destructif (les échantillons doivent être inclus puis tronçonnés) et d'autre part, son caractère bidimensionnel. Il est alors nécessaire de connaître la direction privilégiée des travées. Dans le cas du calcanéum, cette direction privilégiée est bien connue et repérable aisément. Les valeurs mesurées sur 27 échantillons sont brièvement rappelées : BV/TV (%) = 11.2 ± 3.8 , $TbTh$ (μm) = 113 ± 22 , $TbSp$ (μm) = 992 ± 347 et TbN (mm^{-1}) = 0.97 ± 0.24 .

Ces résultats sont dans les fourchettes de la littérature, comme celles données par Fazzalari et al. [Faz96] sur biopsies de fémur proximal humain (3 coupes par échantillon de 5 μm d'épaisseur espacées de 500 μm) (BV/TV (%) = 11.05 ± 4.38 , $TbTh$ (μm) = 120 ± 30 , $TbSp$ (μm) = 1030 ± 360 et TbN (mm^{-1}) = 0.95 ± 0.25) et corrélées très significativement avec les mesures similaires IRM 78 μm et μCT 10 μm (avec la μCT : pour TbN et $TbSp$, $r > 0.86$, $p < 0.0001$, avec l'IRM : pour $TbTh$ et TbN , $r > 0.74$, $p < 0.002$). La dimension fractale 2D ((Dim Fract2D = 1.17 ± 0.13) est également du même ordre que celle annoncée par Fazzalari (1.195 ± 0.064). Mais les corrélations obtenues dans notre étude entre cette dimension fractale 2D et les différents paramètres structuraux ne sont pas aussi significatives : Les coefficients de corrélations de Pearson sont donnés pour BV/TV ($r = 0.29$, $p = 0.09$), $TbTh$ ($r = 0.10$, $p = 0.325$), $TbSp$ ($r = -0.47$, $p = 0.012$) et TbN ($r = 0.51$, $p = 0.006$) et ne sont pas comparable à ceux des précédents auteurs : BV/TV ($r = 0.85$, $p < 0.0001$), $TbTh$ ($r = 0.50$, $p < 0.02$), $TbSp$ ($r = -0.81$, $p < 0.0001$) et TbN ($r = 0.76$, $p < 0.0001$).

10.2.4. DXA-US

Mesures Ultrasonores

L'appareil ultrasonore utilisé est le Sahara® (Hologic inc.), permettant une mesure ultrasonore sur le talon. Cet appareil fonctionne sans eau, la transmission des ondes ultrasonores est facilitée par un gel couplant appliqué sur les transducteurs qui viennent au contact de la zone d'intérêt (ZI). D'un point de vue clinique, le Sahara® présente l'avantage d'être peu encombrant, facilement transportable et facile d'utilisation en l'absence d'eau. Les mesures ultrasonores ont été réalisées dans deux

configurations. Dans l'une d'elle, les mesures étaient faites avec les transducteurs de mesures directement en contact avec le calcanéum frais et entier. Dans l'autre, le calcanéum était enveloppé d'une fine poche plastique. Seules les mesures avec poche plastique ont été retenues uniquement par soucis de calage avec des mesures précédentes déjà effectuées. L'inconvénient de cet appareil réside dans le fait que l'on ne peut choisir la zone d'intérêt. Les transducteurs étant fixes dans le plan longitudinal du calcanéum, la zone mesurée peut être variable en fonction des patients. Lors de la mise en place des transducteurs, nous avons positionné le calcanéum de telle sorte que les mesures se fassent, dans la mesure du possible, dans la zone de la tubérosité postérieure du calcanéum mais, du fait du maintien de l'os par mains gantées et de l'emploi de gel couplant, de légers glissements ont pu être imperceptibles et décaler légèrement la zone de mesure. Les valeurs que nous obtenons par mesures ultrasonores (BUA (dB/MHz) : 45.67 ± 29 , $n=19$ et SOS ($m.s^{-1}$) : 1561 ± 74 , $n=20$) sont tout de même proches de celles obtenues par Nicholson et al. [Nic97] sur 64 échantillons de calcanéums (BUA (dB/MHz) : 64.3 ± 20.5 et SOS ($m.s^{-1}$) : 1629 ± 58). Langton et al. [Lan96] ont également mesuré des paramètres ultrasonores mais ont calculé des nBUA, c'est à dire des valeurs normalisées du « Broadband ultrasonic attenuation », (en dB MHz.cm⁻¹), ce qui ne nous permet pas de comparer à nos résultats. Ces auteurs ont obtenu ces valeurs sur calcanéums entiers mais également sur échantillons cubiques prélevés dans la tubérosité postérieure de ces os. Ils obtiennent des corrélations significatives entre le nBUA et d'une part, le module d'élasticité ($r=0.85$), et d'autre part, la contrainte ($r=0.83$). Nos valeurs correspondantes sont également significativement corrélées pour 19 et 17 échantillons (*respectivement* $r=0.64$, $p<0.002$ et $r=0.78$, $p<0.0002$).

Mesures par DXA

Les mesures de Bone Mineral Content (BMC en g) et Bone Mineral Density (BMD en g/cm^2) ont été réalisées sur un densitomètre QDR 1000+ (Hologic Inc., Waltham, MA).

La mesure de la densité osseuse par l'ostéodensitomètre (DXA) est la technique la plus utilisée dans la population pour la détection de l'ostéoporose et du risque de fractures ainsi que pour la surveillance des traitements. L'équipement DXA est relativement coûteux et nécessite des techniciens qualifiés et une interprétation minutieuse. Mais cette technique s'avère un bon outil de prédiction du risque de fractures. Les erreurs de mesure proviennent d'un mauvais contrôle qualité par absence de calibration quotidienne de l'appareil et absence de surveillance des dérives possibles. Les valeurs de BMD (en g/cm^2) obtenues (0.48 ± 0.19) sur 24 échantillons de calcanéum ne correspondent pas à celles obtenues par Uchiyama et al. [Uch99] sur 20 échantillons cubiques tirés de 2 vertèbres L1 et L2 (0.088 ± 0.016) mais sont plus proches de celles obtenues par Ng et al. [Ng98] à la hanche (0.728 ± 0.15). Les corrélations obtenues entre les différents modules d'Young et le BMD sont très significatives ($0.78 < r < 0.85$, $p < 0.0001$) et mêmes supérieures à celle obtenue par Uchiyama ($r=0.601$).

10.2.5. IRM sur échantillons cubiques (Lyon1)

L'imagerie par résonance magnétique a été utilisée pour imager des échantillons cubiques d'os spongieux. Par cette technique, seule la moelle osseuse est imagée, les niveaux de l'os étant obtenus par inversion. Comme la congélation des échantillons d'os spongieux rend la moelle moins homogène, les images sont réalisées sur échantillons frais. Or, selon la composition de cette moelle, il peut y avoir d'importants effets de bord. De plus, comme seule la moelle est imagée, l'inverse restant est considéré comme étant de l'os, que ce soit effectivement de l'os ou des cavités ou « bulles », ce qui peut entraîner une surestimation du nombre de travées. Si l'on compare l'épaisseur des travées (TbTh) (78 μm) par IRM avec celles obtenues par μCT à 10 μm , on obtient une différence significative ($n=16$, $p<0.0001$), et ce, malgré une corrélation significative ($r=0.75$, $p<0.0005$, $n=16$). De plus, la résolution utilisée (78 μm) est proche de l'épaisseur moyenne des travées, ce qui peut fortement influencer la représentativité des échantillons, surtout ceux très filaires. Le choix du seuil de binarisation est donc primordial. De lui dépend la segmentation os-moelle et donc la détection de l'os. Il est possible que certains échantillons n'aient pas été correctement traités, dans le sens où une cavité (présence d'air donc absence d'os) aurait pu être considérée comme de l'os et donc augmenter le volume trabéculaire osseux. Ceci a pour conséquence de diminuer les modules trabéculaires numériques à implémenter dans le modèle. On peut également être confronté à l'effet inverse, c'est à dire que, si le seuil est mal choisi, la moelle prend une part plus importante dans le modèle, et les modules trabéculaires numériques s'en trouvent fortement augmentés. Dans notre étude, deux types d'échantillons cubiques ont été mesurés par IRM : des échantillons médiaux et des latéraux. Une différence significative a été obtenue entre ces deux sites pour le paramètre de structure TbN malgré une corrélation significative $r=0.64$. Les paramètres TbTh et TbSp n'ont pas montré de différence entre les deux prélèvements ($p>0.04$). Les valeurs de ces paramètres sont proches de celles obtenues par Majumdar et al. [Maj98], hormis la valeur de TbTh sur 7 échantillons de calcanéum, de résolution spatiale $117*117*300 \mu\text{m}$. Pour une meilleure lisibilité, les résultats comparatifs seront exprimés sous forme de tableau ci-dessous.

Paramètres	Notre étude		Majumdar et al.
	Cube Médial n=19	Cube Latéral n=15	Zone inter med-lat (supposée) n=7
BV/TV (%)	16.94 \pm 6.18	13.8 \pm 4.1	26 \pm 13
TbTh (μm)	86.58 \pm 15.2	81.9 \pm 11.5	170 \pm 50
TbSp (μm)	470 \pm 155	585 \pm 306	540 \pm 200
TbN (mm^{-1})	1.92 \pm 0.54	1.66 \pm 0.41	1.46 \pm 0.34

Nous ne disposons pas d'informations supplémentaires quant au lieu de prélèvement des échantillons cubiques de Majumdar, mais les directions privilégiées du réseau trabéculaire de la tubérosité postérieure du calcanéum paraissent avoir été respectées.

Seules nos valeurs de BV/TV et de TbTh sont plus faibles. Les valeurs des coefficients de corrélation linéaire ainsi que les probabilités associées sont données pour l'étude des relations entre les paramètres structuraux et la contrainte maximale.

Paramètres	Notre étude (cube médial) (n=19)	Majumdar et al. (n=7)
	S_{max}	S_{max}
BV/TV (%)	0.84, $p < 0.0001$	0.59, $p < 0.05$
TbTh (μm)	0.45, $p < 0.04$	0.53, $p < 0.05$
TbSp (μm)	-0.83, $p < 0.0001$	0.51, $p < 0.05$
TbN (mm^{-1})	0.83, $p < 0.0001$	0.49, $p < 0.05$

La corrélation entre σ_{max} et le TbSp est liée à la transformation inverse faite pour normaliser ce dernier paramètre. Les corrélations que nous avons obtenues entre la contrainte maximale et les paramètres structuraux sont très significatives, plus élevées que celles obtenues par Majumdar. Ce qui peut être expliqué par des mesures IRM et mécaniques effectuées sur le même échantillon dans notre étude.

10.2.6. Microtomographie par rayonnement synchrotron (ESRF)

Les images réalisées à l'ESRF de Grenoble par microtomographie par rayonnement synchrotron ont une résolution de 10 μm . Des échantillons cubiques médiaux et latéraux ont été imagés avant les essais de compression pour les échantillons médiaux et avant histomorphométrie pour les échantillons latéraux. Initialement, les échantillons devaient être inclus pour pouvoir être tomographiés. Une amélioration technique a permis d'imager également les échantillons congelés. Les échantillons médiaux et latéraux ont été comparés, et sont significativement différents pour les densités volumiques (VTO3D), les paramètres de structure (TbTh et TbSp), et les paramètres d'anisotropie (MIL3D_{1,2,3}). Néanmoins, les corrélations sont significatives ($n=17$, $0.62 < r < 0.80$, $p < 0.003$). Il est donc possible d'établir une relation linéaire entre les paramètres médiaux et latéraux malgré la différence significative.

Les échantillons cubiques ont une taille initiale d'environ $9 \times 9 \times 9 \text{ mm}^3$. Les échantillons entiers sont imagés. Pour éliminer les artefacts et les effets de bords (et également pour réduire la taille des fichiers à traiter), les tailles des échantillons sont réduites à un volume de $6.6 \times 6.6 \times 6.6 \text{ mm}^3$. Ce volume est reconstruit à partir du centre de l'échantillon. L'échantillon reconstruit n'est pas identique à l'échantillon médial testé en compression ni à l'échantillon latéral mesuré en histomorphométrie. Cette perte de volume de $2.4 \times 2.4 \times 2.4 \text{ mm}^3$ est somme toute négligeable par rapport à la taille globale de l'échantillon. En effet, un volume de $6.6 \times 6.6 \times 6.6 \text{ mm}^3$ serait suffisamment représentatif (volume minimal de 5.5^3 mm^3) d'un milieu continu pour pouvoir appliquer la théorie de la mécanique des milieux continus [Van95].

La plupart des calculs de paramètres histomorphométriques, qu'ils proviennent de mesures directes ou de calculs, ou de paramètres d'anisotropie, sont faits sur des volumes à 10 μm de résolution, avec la précision maximale actuelle sur de tels échantillons. Seule la dimension fractale 3D est calculée à partir de volumes sous-

échantillonnés à 40 μm . Les modèles éléments finis sont reconstruits à partir de ces volumes sous échantillonnés à 40 μm . La seule restriction pour l'utilisation d'une résolution de 10 μm est la taille des modèles. Une travée a également été imagée à une résolution de 2 μm , mais pour obtenir une telle résolution, la taille de l'échantillon doit être réduite. Ainsi, la travée imagée à 2 μm avait une hauteur maximale de 3 mm, et a dû être reconstruite en deux parties. Le temps d'acquisition est relativement court par rapport à la résolution obtenue (< 30 minutes pour un échantillon cubique), La difficulté majeure est d'obtenir un temps de faisceau à l'ESRF, ce qui est relativement difficile, et oblige à regrouper les passages des échantillons (par exemple, sur 3 ans, uniquement 3 temps de faisceaux nous ont été attribués).

10.2.7. Tomographie (CNDRI)

Cette technique a été utilisée pour imager les travées osseuses destinées aux essais de micro-flexion. La résolution obtenue sur de tels échantillons est de 19.4 μm . Le porte-échantillon utilisé était adaptable à la fois au banc d'essais de micro-flexion et, par une pièce intermédiaire, au vernier du tomographe. Lors des manipulations, les seuls soucis ont été liés au transport des travées et à un problème lié à l'échauffement du filament qui le faisait rompre et rendait obligatoire l'arrêt des acquisitions. Le contraste sur les images obtenues est bon, donc un simple seuillage global (entre les deux pics fond-os) a pu être utilisé pour segmenter les images. Par contre, les travées ont été tomographiées « sèches » et non hydratées, contrairement à l'essai de micro-flexion. Nous n'avons pas adapté de système permettant l'hydratation des travées lors de la tomographie du fait de l'exiguïté de la manipulation. L'hydratation peut entraîner une modification de la géométrie de l'échantillon mais nous n'avons pas quantifié cet effet. L'une des parades à ce problème peut consister à influencer sur la valeur du seuil de l'image, permettant de grossir plus ou moins l'échantillon.

10.2.8. Essais Mécaniques (LMSo)

Les essais de compression et de micro-flexion ont été réalisés au LMSo. L'os étant un matériau viscoélastique, les essais de compression sur échantillon cubique ont été pratiqués dans une enceinte thermostatée (par fluide) à 37 °C pour se rapprocher des conditions *in vivo*. Nous n'avons pas quantifié précisément l'influence de la température et du fluide sur nos essais, mais nous avons suivi les recommandations de Brear et al. [Bre88] qui préconisent d'effectuer les essais de compression sur os à température physiologique (37 °C) En effet, ces auteurs ont noté par rapport à un essai à température ambiante (20 °C) une augmentation de 7% du module d'Young, de 13 % de la contrainte maximale, de 5 % de la déformation à la contrainte maximale et de 22% pour l'énergie emmagasinée. Mitton et al. [Mit97b] ont également montré sur échantillons cubiques de vertèbre de brebis que la contrainte maximale, le module d'Young, la déformations à la contrainte maximale et l'énergie emmagasinée pendant un essai de compression à 37 °C n'étaient pas significativement différents des valeurs obtenues à température ambiante [Mit97a].

Ces conditions de température (37°C) ont été respectées, mais nous n'avons pas pris en compte ce facteur lors de nos simulations numériques. Seules des lois de comportement dites « classiques » ont été utilisées sans introduire de facteur correctif lié à la température ou au temps de chargement. L'un des biais de cette étude en compression provient également du prélèvement même des échantillons. En effet, l'orientation des travées est repérée par l'intermédiaire d'une radio conventionnelle. Le calcanéum est ensuite superposé à cette radio (où, au préalable, l'orientation a été matérialisée par des traits au crayon à papier), et le cylindre spongieux est carotté dans la tubérosité postérieure. L'un des problèmes majeur est lié à la géométrie du calcanéum. En effet, pour prélever le cylindre, il faut le maintenir dans un étau et carotter parfaitement perpendiculairement à la direction du réseau supérieur des travées (ie : dans la direction y médio-latérale). Cette partie est l'opération d'orientation la plus délicate.

Ensuite, à chaque étape du tronçonnage, les directions sont repérées sur les différentes parties des échantillons (matérialisées par des croix ou des flèches) mais si, dès le départ, le positionnement est mal fait, les directions peuvent être faussées. Pour le façonnage des cubes, on utilise un cylindre de diamètre 14 mm et de hauteur 9 mm (le parallélisme entre les deux faces n'est pas obtenu systématiquement parfait). Pour être découpé, ce cylindre doit être maintenu dans un petit porte échantillon. Or, si l'échantillon concerné provient d'un calcanéum très peu dense (contenant peu d'os spongieux et beaucoup de moelle), il est relativement difficile de le maintenir sans le détériorer, mais il faut tout de même pouvoir le maintenir suffisamment pour le tronçonner sans qu'il y ait mouvement de l'échantillon dans son support. C'est pour toutes ces raisons que l'on n'obtient pas toujours des échantillons parfaitement cubiques. De plus, pour la mesure des déformations locales (en contact avec l'échantillon), le miniextensomètre permettant cette mesure n'est pas équipé d'un système rotulé palliant aux défauts de parallélismes, contrairement aux pratiques de Turner et al. [Tur93].

Quelques valeurs provenant de la littérature sont rappelées dans le tableau ci-dessous (extrait du Tableau 4.1.) et permettent de les comparer avec nos mesures.

	<i>Calcaneum</i>				<i>Vertèbre L2 L4</i>
	Nos résultats Axe Oblique (n=28)	Jensen et al. [Jen91] Axe Oblique (n=20)	Mitton et al. [Mit97b] Axe Oblique (n=20)	Lespessailles et al. [Les98] Axe Vertical (n=20)	Lindahl et al. [Lin76] Os sec dégraissé (n=32)
E (MPa)	390 ± 337	114 ± 45	314 ± 228	89 ± 48	F : 35.1 ± 0.6 H : 55.6 ± 0.7
S_{max} (MPa)	4.34 ± 3.4	2.3 ± 1.0	3.9 ± 2.4	1.84 ± 1.17	F : 2.7 ± 0.2 H : 4.6 ± 0.3

Pour les essais de micro-flexion, l'opération la plus délicate a été la préparation des échantillons. En effet, après plusieurs tests (scalpel, micro-ciseaux...), la découpe des travées s'est faite sans loupe binoculaire, mais à l'aide d'une simple loupe

grossissante (5 fois) et d'une lame à rasoir. Les travées ont été choisies comme étant les plus régulières possible mais, selon les demi-pastilles utilisées, cela n'a pas toujours été réalisable. De plus, afin de ne pas rompre de connectivités, les jonctions inter-travées ont été sectionnées loin de leur base (en d'autres mots, les branches des travées ont été laissées). Ceci a engendré des problèmes de manipulations car, pour appliquer correctement l'effort lors de l'essai, il ne fallait pas que la pige applique l'effort par l'intermédiaire des « branches », et ce, dans les quatre directions d'application de l'effort (à 0, 90, 180 et 270 °). Le collage s'est également avéré délicat, la colle utilisée étant de la colle cyanoacrylate à prise rapide, voire très rapide (2 secondes). Pour mettre en place correctement la travée, la colle était déposée sur le support et la travée était ensuite insérée dans l'orifice puis le catalyseur était appliqué. Ceci a permis de maintenir la travée sensiblement verticale au cours du collage.

10.2.9. Densités physiques

Pour la mesure des densités apparente et réelle, les échantillons d'os spongieux doivent être dégraissés. Pour ce faire, un premier bain dans une solution de toluène permet de liquéfier grossièrement la moelle, puis trois bains successifs dans une solution de javel à 2% associé à une agitation ultrasonore permettent de dégraisser complètement l'échantillon. Si l'échantillon est très dense, la moelle reste emprisonnée à cœur, et il peut parfois être nécessaire de faire 1 ou 2 bains supplémentaires. La mesure de la masse dans l'eau est la plus délicate car il faut s'assurer de l'absence de « bulles » d'air emprisonnées à l'intérieur de l'échantillon. Initialement, les échantillons étaient dégazés manuellement, mais il n'y avait pas de certitudes quant à la disparition de tout air interstitiel. Pour s'assurer d'une immersion complète des échantillons, ceux-ci ont été centrifugés. Des essais ont bien sûr été effectués au préalable afin de s'assurer qu'il n'y avait pas de risque de détérioration des travées les plus fines. Tous les échantillons ont alors été mesurés (ou remesurés) par cette méthode. Nous considérerons que les mesures de densité par le principe d'Archimède en centrifugeant les échantillons ont été effectuées au mieux en regard du matériel à notre disposition.

10.3 Commentaires concernant les résultats des paramètres mécaniques, structuraux et architecturaux selon les différentes techniques employées.

Propriétés mécaniques :

Les valeurs moyennes obtenues de la contrainte maximale et du module d'élasticité ont montré la grande variabilité de résistance à la compression de l'os spongieux. Du fait de la localisation des prélèvements qui pouvaient différer légèrement d'une pièce anatomique à l'autre, l'orientation de réseau trabéculaire est plus ou moins marquée. Néanmoins, lors des essais, les degrés d'anisotropie mécanique enregistrés, montrant

$E_z > E_x > E_y$, mettent en évidence une meilleure rigidité de l'os spongieux dans la direction du réseau supérieur des travées subissant le chargement de compression *in vivo*, et une rigidité minimale dans la direction médio-latérale, peu chargée *in vivo*. La corrélation entre la contrainte maximale de compression et le module d'élasticité dans la direction supérieure des travées est significative avec $r=0.93$ ce qui rejoint les valeurs notées par Langton [Lan96] et Mitton [Mit97b].

Caractérisation structurale et anisotropie par histomorphométrie :

L'histomorphométrie est une méthode de référence permettant de quantifier la structure osseuse. Le volume trabéculaire osseux est significativement corrélé aux différents paramètres mécaniques ($0.72 < r < 0.87$, $p < 0.0001$, pour $E_{x,y,z}$, E et σ_{max}). Pour ces mêmes paramètres mécaniques, le nombre de travées TbN, leur est significativement corrélé ($0.70 < r < 0.88$, $p < 0.0005$) ainsi que la distance inter travées TbSp ($0.73 < r < 0.84$, $p < 0.0005$). Les caractéristiques mécaniques et particulièrement la contrainte limite à la compression peuvent donc être estimées de façon significative par histomorphométrie. Ces résultats rejoignent ceux de Cendre et al. [Cen98] ainsi que ceux de Thomsen et al. [Tho98] ($r=0.73$ entre σ_{max} et TbN, et $r = -0.77$ entre σ_{max} et TbSp) sur biopsies de crêtes iliaques.

Par contre, les paramètres d'anisotropie structurale tels les MIL2D (MILz et MILy) ne sont pas corrélés aux modules d'Young calculés par essais de compression ($r' \approx 0.43$, $p < 0.01$). Les mesures n'ayant pas été effectuées sur les mêmes échantillons, ceci peut expliquer ces résultats. De plus, les mesures histomorphométriques sont effectuées uniquement sur 3 coupes prélevées sur l'échantillon latéral, et ne sont sans doute pas suffisamment représentatives de l'anisotropie 3D de l'échantillon. Le caractère anisotrope peut difficilement être représenté à partir d'une structure 2D, d'autant plus que les coupes prélevées le sont toutes dans la même direction. On pourrait envisager de prélever plusieurs coupes, qui n'auraient certes pas la même dimension, dans trois directions perpendiculaires. Mais ceci n'a pas été effectué lors de cette étude. La dimension fractale, également calculée en 2D à partir des coupes histomorphométriques, n'est pas corrélée aux paramètres mécaniques.

Ces résultats suggèrent que, contrairement aux résultats de Bruyère et al [Bru00] sur 13 échantillons, l'histomorphométrie 2D ne permet pas de quantifier correctement l'irrégularité et l'anisotropie d'une structure spongieuse, mais permet, par contre, à partir des paramètres structuraux classiques, de prédire le comportement mécanique en terme de contrainte ultime à la compression.

Caractérisation architecturale et anisotropie par microtomographie (μ CT) :

Les différents paramètres architecturaux ont été calculés sur les 17 échantillons médiaux et 15 latéraux à 10 μ m de résolution. Seule la dimension fractale 3D a été calculée à partir des volumes sous-échantillonnés à 40 μ m. Comme ces mesures ont été effectuées sur les deux types d'échantillons, tous les paramètres ont pu être comparés aux autres techniques d'acquisition.

Le volume trabéculaire osseux 3D est très significativement corrélé aux différents paramètres mécaniques ($0.87 < r < 0.96$, $p < 0.0001$, pour $E_{x,y,z}$, E et σ_{max}). Pour ces

mêmes paramètres mécaniques, le nombre de travées TbN, leur est significativement corrélé ($0.80 < r < 0.93$, $p < 0.0005$) ainsi que la distance inter travées TbSp ($0.81 < r < 0.87$, $p < 0.0005$). 64% à 86% de la variance de la contrainte limite maximale à la compression est donc expliquée par les paramètres architecturaux de type histomorphométrique. La densité d'Euler et la dimension fractale 3D, qui sont respectivement des paramètres de connectivité et d'irrégularité, sont également significativement corrélés à la contrainte limite maximale σ_{\max} ($r=0.77$, $p < 0.0005$ pour la densité d'Euler, et $r=0.93$, $p < 0.0001$ pour la dimension fractale 3D). La densité d'Euler moyenne obtenue dans notre étude pour les échantillons cubiques médiaux (-3.83 mm^{-3}) est du même ordre que celle déterminée par Goulet et al. ($-2.83 \text{ mm}^{-3} \pm 1.88$) pour des échantillons d'os spongieux humain provenant de différents sites (extrémités d'os long, vertèbres) [Gou94], Kabel et al. ont, quant à eux, trouvé une densité de connectivité correspondant à une densité d'Euler proche de -6.58 mm^{-3} pour une série d'échantillons d'os spongieux de vertèbres [Kab99b]. La dimension fractale 3D moyenne pour les échantillons médiaux obtenue dans notre étude (2.6 ± 0.19) est du même ordre que celle annoncée par Majumdar dans l'os spongieux du radius [Lin98] [Maj96].

Les paramètres d'anisotropie structurale (MIL_1, MIL_2 et MIL_3) correspondent aux axes principaux de l'ellipsoïde interpolée dans les directions privilégiées du réseau trabéculaire. Bien que les échantillons aient été prélevés sensiblement dans les directions anatomiques, les orientations principales du réseau trabéculaire sont légèrement différentes de celles données par le trièdre de référence mécanique X, Y, Z. Bruyère et al. [Bru00] ont montré une inclinaison de ces directions privilégiées allant de 14 à 28° , et les valeurs obtenues des MIL3D dans les directions X, Y, Z sont très proches et significativement corrélées à celles mesurées dans les directions principales correspondantes, respectivement MIL_2, MIL_3 et MIL_1 . Les $MIL_{1, 2, 3}$ sont significativement corrélés aux modules d'Young correspondants (respectivement $r=0.78$ avec E_z , $r = 0.79$ avec E_x et $r=0.90$ avec E_y , $p < 0.0005$) mais les corrélations ne sont pas similaires à celle obtenue par Zysset et al. [Zys94], . Ces auteurs regroupent sur un même graphique les valeurs correspondantes entre module et MIL et traçent une régression linéaire (donc $E_x, E_y, E_z = f(MIL_2, MIL_3, MIL_1)$). Ils obtiennent $E \text{ (MPa)} = 3283 \text{ MIL} - 494$.

Caractérisation architecturale et anisotropie par IRM (78 μm) :

Les différents paramètres architecturaux ont été calculés sur les échantillons médiaux et latéraux à $78 \mu\text{m}$ de résolution.

Le volume trabéculaire osseux 3D est significativement corrélé aux différents paramètres mécaniques ($0.75 < r < 0.85$, $p < 0.0005$, pour $E_{X,Y,Z}$, E et σ_{\max}). Le nombre de travées TbN, est significativement corrélé ($r=0.83$, $p < 0.0001$) avec la contrainte limite maximale, ainsi que la distance inter travées TbSp ($r=0.83$, $p < 0.0001$). La dimension fractale 3D, paramètre d'irrégularité, est également significativement corrélée aux différents paramètres mécaniques ($0.80 < r < 0.87$, $p < 0.001$, pour $E_{X,Y,Z}$, E et σ_{\max}). La corrélation entre le MIL_1 3D dans la direction supérieure du réseau trabéculaire Z et le module E_z est à la limite de la significativité

($r'=0.43$, $p<0.05$). Ceci laisse supposer que l'anisotropie n'est pas correctement estimée par IRM. Les MIL3D dans les deux autres axes (MIL₂ et MIL₃) sont, quant à eux, significativement corrélés aux modules E_x et E_y (respectivement, $r'=0.60$, $p<0.005$ et $r'=0.73$, $p<0.0005$).

En conclusion, il paraît possible d'estimer les propriétés mécaniques à partir des paramètres architecturaux mesurés à partir d'images IRM de résolution 78 μm .

10.4 Modélisation par éléments finis.

Modélisation d'échantillons cubiques d'os spongieux

La méthode par éléments finis (MEF) a été employée pour prédire le comportement mécanique de l'os spongieux de manière globale pour des échantillons à faible densité, et localement lors d'études des déformations tissulaires. La tendance actuelle consiste à modéliser les échantillons osseux de petites dimensions en éléments hexaédriques. Ceci, moyennant de forts moyens de calculs, permet une modélisation très fine de l'architecture. Nous avons utilisé dans cette étude des éléments appelés arbitrairement « briques » mais qui sont en toute rigueur des éléments quadrangle qui peuvent être déformés, ne restant plus alors « cubiques ».

Les volumes maillés ont été choisis de différentes tailles afin d'en évaluer l'influence, sachant que les modèles les plus représentatifs sont ceux de grandes dimensions puisqu'ils permettent de comprimer quasiment le même échantillon numériquement et expérimentalement.

Deux hypothèses simplificatrices sur le matériau ont été formulées : tout d'abord, il a été choisi comme parfaitement élastique pour simuler la partie linéaire de la compression de l'échantillon. Puis, un modèle de matériau élasto-plastique a été mis en place afin de simuler l'apparition de l'endommagement (distorsion, cisaillement ou rotule plastique) lors de l'affaissement de la structure trabéculaire. La difficulté reste l'introduction des paramètres indispensables de la loi de comportement : E et σ_e , et ce, malgré l'utilisation de valeurs initiales expérimentales.

Ces techniques mises au point, la méthode inverse a été appliquée afin d'estimer le module d'élasticité du matériau constitutif des travées. Les propriétés ainsi calculées par imagerie tomographique sont très supérieures à celles recensées dans la littérature. Toutefois, malgré la moindre résolution de l'imagerie IRM, cette technique apparaît plus fiable pour la détermination des caractéristiques mécaniques tissulaires (en particulier le module d'Young).

La tentative d'ajustement des relations contraintes-déformations théorique et expérimentale, lors d'un essai de compression, n'a pas permis de déterminer les paramètres E et σ_e de la loi de comportement, les valeurs obtenues étant alors très supérieures à celles de certains aciers, notamment en ce qui concerne la limite élastique qui apparaît très liée au module d'élasticité. Les sources d'erreurs peuvent être multiples car plusieurs techniques, utilisées les unes après les autres, sont mises en jeu dans cette caractérisation tissulaire telles que la compression sous presse de

l'échantillon, l'imagerie par microtomographie puis la binarisation de l'image et enfin la reconstruction par éléments finis. Les hypothèses d'homogénéité et d'isotropie retenues sont manifestement erronées et les futurs développements de ces recherches devront intégrer des lois de comportement plus réalistes. Le développement des essais de micro-flexion des trabécules isolées devrait fournir des premiers résultats propres à tester de nouvelles hypothèses.

L'utilisation de modèles 3D de géométrie réelle de l'os spongieux présente malgré tout un double intérêt. Lors d'études *in vitro*, les modèles, construits à partir d'images tomographiques de haute résolution, permettent de mettre en relation les propriétés mécaniques apparentes, l'architecture et les propriétés du tissu trabéculaire sur un même échantillon. Pour des études *in vivo*, nos travaux semblent indiquer que l'imagerie par résonance magnétique constitue à l'avenir un outil non invasif permettant d'obtenir des images 3D suffisamment précises pour réaliser la simulation numérique du comportement mécanique de l'os spongieux. Ces outils apparaissent alors précieux d'un point de vue clinique en vue d'applications futures d'estimations du risque fracturaire.

Modélisation de travées osseuses

La méthode de caractérisation élastique du tissu trabéculaire, réalisée à l'aide d'images tomographiques, a donné des valeurs moyennes de modules d'Young correspondants aux valeurs de la littérature, lors de tests en flexion: 7800 +/-5400 MPa pour les travées sèches. Cette étude a également permis de mettre en évidence l'effet de la déshydratation du tissu trabéculaire sur son comportement élastique. Logiquement, les travées ont un module d'élasticité supérieur après déshydratation et l'augmentation moyenne de 36% observée pour le module d'Young rejoint les résultats de Townsend [Tow75] obtenus par flambage sur des travées d'os spongieux de tibia montrant une augmentation de 25% du module d'Young après déshydratation. Par essai à rupture des trabécules osseuses, la limite élastique par méthode inverse peut être déterminée, en faisant l'hypothèse d'une loi de comportement de plasticité parfaite pour le tissu trabéculaire. La limite élastique établie ici est inférieure à celle rapportée par Van Rietbergen et al. [Van95] pour le tissu trabéculaire d'échantillons d'os spongieux de têtes fémorales humaines (210 MPa).

L'une des perspectives majeure de cette étude serait de prendre en compte l'hétérogénéité et l'anisotropie des travées

En ayant des informations complémentaires quant à la qualité et à la structure intrinsèque du tissu osseux, il apparaît possible d'intégrer dans de futurs modèles, la notion de degré de minéralisation qui est relevée par microradiographie. En effet, ce degré de minéralisation a été corrélé avec les caractéristiques mécaniques sur échantillons cubiques spongieux. Il serait ainsi possible d'insérer directement le (ou les) module(s) d'Young et la limite élastique du matériau sans utiliser la méthode inverse qui nécessite la compression expérimentale de l'échantillon et d'estimer encore plus directement le risque fracturaire.

Conclusions & Perspectives

Conclusions et Perspectives

Faisant suite à deux projets de recherche pluridisciplinaires intégrant des techniques de tomographie 2D à 150 μm de résolution, d'histomorphométrie et de biomécanique, plusieurs axes de recherche ont été choisis pour cette thèse. Tout d'abord, l'information 2D apportée par les techniques d'imagerie citées ci dessus étant limitée pour expliquer le comportement mécanique de l'os spongieux, l'analyse architecturale 3D à partir d'images tomographiques par rayonnement synchrotron à très haute résolution (10 μm) et l'IRM (78 μm) est apparue indispensable. D'autre part, les mécanismes de remodelage osseux conditionnant le volume mais aussi la minéralisation du tissu trabéculaire, l'influence des propriétés intrinsèques du tissu trabéculaire sur le comportement apparent de l'os spongieux nécessite d'être mieux connu. Par ailleurs, la modélisation par éléments finis de l'os spongieux permettant de prévoir son comportement mécanique sans essais, cette méthode paraît un outil indispensable pour l'étude des différents facteurs influençant la résistance mécanique de l'os spongieux.

Nos recherches ont porté sur le développement de moyens de caractérisation mécanique de l'os spongieux à l'échelle globale (échantillons cubiques) et à l'échelle locale (trabécules osseuses), la connaissance des relations entre les propriétés mécaniques apparentes de l'os spongieux et ses caractéristiques structurales et/ou architecturales, la caractérisation mécanique du tissu trabéculaire et la mise en œuvre de la modélisation par éléments finis de cet os dans la perspective de l'évaluation du risque fracturaire.

Deux nouvelles manipulations ont été mises en œuvre sur calcanéums entiers et utilisant des appareils cliniques en sus des mesures « classiques » effectuées par DXA et par ultrasons. Sur scanner X, ces mesures ont permis d'avoir une évaluation de la densité Hounsfield, le BMC n'ayant pas été retenu dans notre protocole par soucis de limitation des données. Par IRM « clinique » (150*150*500 μm), des paramètres de types histomorphométriques peuvent être mesurés. A ce jour, ceux-ci sont en cours d'acquisition et, malgré la faible résolution utilisée, devraient permettre une analyse ultérieure « *in vivo* ».

A l'échelle globale, la caractérisation mécanique de l'os spongieux, classiquement en compression, a été mise en œuvre sur des échantillons cubiques d'os spongieux de calcanéum.

La caractérisation en compression par essai mécanique a montré la quasi orthotropie du réseau trabéculaire dans la tubérosité postérieure calcanéenne. Des relations quantitatives entre la densité apparente et les propriétés mécaniques de compression obtenues pour l'os spongieux de calcanéum ont été établies, confirmant la forte part explicative de la densité dans la résistance mécanique.

L'analyse architecturale de l'os spongieux a été mise en oeuvre à partir d'images tomographiques réalisées à l'ESRF (pas d'échantillonnage égal à $10\ \mu\text{m}$) et à partir d'images obtenues par IRM au laboratoire de RMN (Lyon1) (pas d'échantillonnage égal à $78\ \mu\text{m}$). Les paramètres calculés en 3D permettent de quantifier la connectivité (Densité d'Euler), l'irrégularité (Dimension Fractale) et l'anisotropie (MIL) des structures spongieuses.

La corrélation entre les paramètres d'irrégularité et de connectivité mesurés à partir d'images tomographiques, et la résistance en compression existe indépendamment de la densité volumique de l'os spongieux (BV/TV). Ceci montre encore l'influence de ces caractéristiques architecturales sur les propriétés mécaniques et la pertinence des paramètres les quantifiant. Il a également été montré que les mesures de MIL2D, quantifiant l'anisotropie, ne permettaient pas d'estimer les propriétés mécaniques de l'os spongieux dans différentes directions. Par contre, le MIL3D obtenu par micro tomographie donne plus d'information en ce sens.

L'analyse architecturale en 3D réalisée à partir d'images obtenues par IRM, au pas d'échantillonnage plus élevé ($78\ \mu\text{m}$), semble, de même, un outil intéressant pour l'estimation des propriétés mécaniques de l'os spongieux, compte tenu des corrélations observées entre les paramètres architecturaux mesurés sur ces images et les propriétés mécaniques. Mais les informations données par les MIL3D (IRM) n'ont pas été très concluantes quant à l'estimation des propriétés mécaniques dans la direction principale du réseau (Z).

Par ailleurs, des mesures de degré de minéralisation par micro-radiographie ont pu être mis en corrélations avec les paramètres mécaniques obtenus par compression sur échantillons cubiques.

La méthode des éléments finis (MEF) a été employée pour prédire le comportement mécanique de l'os spongieux. Des modèles 3D de géométrie réelle ont été construits à partir d'images tomographiques à $40\ \mu\text{m}$ de résolution et d'IRM à $78\ \mu\text{m}$ de résolution d'échantillons d'os spongieux de calcanéums. Deux types de modèles ont été construits à partir de ces images : des modèles utilisant des éléments hexaédriques (briques) en présence de fort VTO ($>12\%$), et des modèles utilisant des éléments poutres (VTO $<12\%$). L'utilisation de cette modélisation pour la détermination par identification du module d'Young E de la limite élastique σ_e du tissu trabéculaire a donné des résultats assez satisfaisants et proches des valeurs de la littérature, en particulier pour les modèles construits à partir des images IRM, pourtant moins précis. Les modèles basés sur les éléments hexaédriques donnent des résultats de module d'Young cohérents lorsque le BV/TV est supérieur à 12% . Par contre, ce modèle est mis en défaut (à la résolution minimale utilisée $40\ \mu\text{m}$) lorsque les échantillons spongieux sont très filaires (BV/TV $<12\%$). Dans ce cas, le modèle poutre est beaucoup plus adapté, et les modules d'Young tissulaires obtenus se rapprochent de ceux publiés. La simulation du comportement mécanique de l'os spongieux pourrait donc être envisagée directement en recherche clinique à partir d'images IRM, cette technique devant toutefois faire ses preuves *in vivo* en maîtrisant les temps d'exposition trop long à ce jour (10 heures), et en améliorant la résolution actuelle.

A l'échelle locale, la caractérisation mécanique de l'os trabéculaire, relativement peu étudiée, a été mise en œuvre de façon originale sur des trabécules osseuse prélevées sur os spongieux de calcanéum.

La caractérisation mécanique du tissu trabéculaire a été réalisée à l'aide d'un essai de micro-flexion sur travées isolées. Cet équipement automatisé permet de tester des travées osseuses de petites dimensions en flexion de type poutre console. La simulation par éléments finis de l'essai après modélisation MEF issue d'images tomographiques à 20 μ m et l'application d'une méthode inverse permettent la détermination du module d'Young et de la limite élastique du tissu trabéculaire, en faisant l'hypothèse d'un matériau homogène et isotrope, élasto-plastique parfait. La caractérisation élastique des travées d'os spongieux de calcanéums a permis de quantifier le module d'Young trabéculaire et de le ré-injecter dans les modèles par éléments finis d'échantillons cubiques. La caractérisation élasto-plastique de travées d'os spongieux de calcanéums, conduisant à l'estimation d'une limite élastique théorique, permet d'envisager l'intégration de lois de comportement élasto-plastique dans les modèles par éléments finis de l'os spongieux. Cependant, les hypothèses d'homogénéité et d'isotropie étant éloignées de la réalité structurale complexe des travées, l'intégration dans le modèle par éléments finis des paramètres de qualité et des caractéristiques structurales et minérales du tissu trabéculaire, obtenues par exemple, à l'aide de la microradiographie ou de la nanoindentation, devrait permettre d'améliorer celui-ci et à terme, de mieux comprendre l'influence de la microstructure du tissu trabéculaire sur le comportement apparent de l'os spongieux. Par ailleurs, l'imagerie par tomographie étant relativement lourde à mettre en œuvre, une méthode optique utilisant deux caméras devrait permettre d'obtenir la géométrie réelle de la travée isolée plus facilement. Une méthode de corrélations d'image a également été utilisée afin de comparer l'évolution de champs de déplacement expérimentaux et numériques. Cette méthode est actuellement disponible en 2D mais il serait envisageable de l'exploiter en 3D et d'utiliser les niveaux de gris des voxels afin de quantifier intrinsèquement l'évolution des déplacements et déformations tissulaires au cours du temps. Un lien pourrait être établi également avec le degré d'endommagement du matériau (micro-cracks, rotules plastiques). Après l'acquisition de moyens numériques suffisants, les lois de comportement du tissu trabéculaire pourraient être affinées et intégrées à des modèles d'os spongieux de géométrie « réelle », obtenue éventuellement *in vivo* par IRM, même de façon approchée), afin de simuler la ruine de la structure trabéculaire. Ceci en intégrant le comportement élasto-plastique du matériau constitutif des travées dans la perspective d'estimer plus précisément le risque fracturaire.

Plusieurs développements peuvent être envisagés suite aux travaux de recherche présentés dans ce mémoire.

L'étude pluridisciplinaire, portant sur la caractérisation architecturale 3D de l'os spongieux de calcanéums en relation avec ses propriétés mécaniques, devrait être poursuivie. Il serait souhaitable d'envisager une campagne d'essais complémentaires comportant des échantillons provenant d'une population « normale » et ceux

provenant d'une population « ostéoporotique ». Cette campagne pourrait être couplée à des mesures cliniques de type scanner X, pour la mesure de la densité Hounsfield et/ou du BMC, et de type IRM sur calcanéums entiers, pour la mesure de paramètres de type histomorphométriques. Le nombre d'échantillons, imagés en tomographie et en IRM, analysés par histomorphométrie, voire architecturaux, par méthodes cliniques et testés mécaniquement (sur cubes et travées isolées) augmentant régulièrement, des critères de prédiction du risque fracturaire pourraient être établis de façon plus « ciblée ». Ainsi, la quantification des niveaux de déformation et d'endommagement atteints à la ruine pourrait être reliée aux critères de prédiction et aux paramètres structuraux, architecturaux et de qualité osseuse établis par ailleurs.

Les corrélations obtenues entre certains paramètres architecturaux mesurés sur les images IRM 3D et la résistance osseuse laissent penser qu'une moindre résolution — le pas d'échantillonnage des images IRM étant de 78 μm — apporte une information suffisamment précise sur l'architecture du réseau trabéculaire. La technique d'IRM, pratiquée *in vitro* dans nos travaux pouvant raisonnablement conduire à une prochaine application *in vivo*, on peut espérer estimer à terme le risque fracturaire *in vivo* à partir de l'analyse architecturale quantitative 3D. De nouveaux paramètres architecturaux pouvant être définis et traduisant mieux l'irrégularité (« tortuosité ») ou la texture du tissu, le traitement des images IRM tant *in vitro* que *in vivo*, devrait être amélioré, en particulier le seuillage, afin de tester toutes les potentialités de cette technique d'avenir.

Enfin, l'étude des caractéristiques du tissu trabéculaire devrait mettre en relation les informations apportées par les techniques de microradiographie et/ou de tomographie à très haute résolution (2 μm) (visualisation et compréhension de l'apparition des micro-cracks dans la structure osseuse), et ses propriétés mécaniques, indispensables à la compréhension et à la simulation du comportement sous charge de l'os spongieux sain ou pathologique. Le but à long terme étant de pouvoir prédire le plus précisément possible, en fonction de chaque sujet, les risques fracturaires sans avoir recours aux essais mécaniques et sans l'utilisation, dans la mesure du possible, de techniques invasives traumatisantes (biopsies).

Références Bibliographiques

A

- [Aba94] **HIBBITT, KARLSSON, SORENSEN.** Abaqus User's Manual. Version 5.3. Providence, R.I. : Hibbitt, Karlsson & Sorensen, 1993.
- [All91] **ALLARD F.N., ASHMAN R.B.** A comparison between cancellous bone compressive moduli determined from surfaced strain and total specimen deflection. *Ortho. Res. Soc.*, 1991, Vol. 16, p. 151
- [All97] **ALLEIN S., MAJUMDAR S., DE BISSCHOP E., NEWITT D.C., LUYPART R., EISENDRATH H.** In vivo comparison of MR phase distribution and $1/T_2^*$ with morphological parameters in the distal radius. *J. Magn. Reson. Imaging*, 1997, Vol. 7, N°2, p. 389-393.
- [Ant98] **ANTONIADIS T.** Détermination des paramètres structuraux de l'os trabéculaire par analyse d'images RMN à très haute résolution. Thèse, Université de Paris Sud, UFR Scientifique d'Orsay, 1998, 124 p.
- [Ash84] **ASHMAN R.B., COWIN S.C., VAN BUSKIRK W.C., RICE J.C.** A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone. *Journal of Biomechanics*, 1984, Vol. 17, p. 349-361
- [Ash87] **ASHMAN R.B., CORIN J.D., TURNER C.H.** Elastic properties of cancellous bone : measurement by an ultrasonic technique. *Journal of Biomechanics*, 1987, Vol 20, N° 10, p. 979-986.
- [Ash88] **ASHMAN R.B., RHO J.Y.** Elastic modulus of trabecular bone material. *Journal of Biomechanics*, 1988, Vol. 21, N° 3, p. 177-181
- [Ash89] **ASHMAN R.B., RHO J.Y., TURNER C.H.** Anatomical variation of orthotropic elastic moduli of the proximal human tibia. *Journal of Biomechanics*, 1989, Vol. 22, N°8/9, p. 895-900
- [Ash94] **ASHMAN R.B., ANTICH P.P., GONZALES J., ANDERSON J.A., RHO J.Y.** A comparison of reflection and transmission ultrasonic techniques for measurement of cancellous bone elasticity. *Journal of Biomechanics*, 1994, Vol. 27, N°9, p. 1195-1199
- [Ask79] **ASKEW M.J., LEWIS J.L., KEER L.M.** The effect of post geometry, material and location on interface stress levels in tibia components of total knee prosthesis. Transactions of the 25th Annual Orthopaedic Research Society (ORS), San Fransisco, 1979, p.97

B

- [Bad98] **BADET R., RIBEIRO F., RUMELHART C., TOURNE Y., FORNASIERI C., VERJUX T., SARAGAGLIA D.** Etude biomécanique comparée de 3 ostéosynthèses dans les fractures enfoncements du calcanéum, Stade IV de DUPARC - Intérêt du montage en triangulation, *Archives of Physiology and Biochemistry*, 1998, Vol. 106, Suppl. B, p. 201
- [Ban96] **BANSE X., DELLOYE Ch., CORNU O., BOURGEOIS R.** Comparative left right mechanical testing of cancellous bone from normal femoral heads. *Journal of Biomechanics*, 1996, Vol. 29, N° 10, p. 1247-1253

- [Bat99] **BATAIL R., BRUYERE GARNIER K., RUMELHART C.** Mechanical behaviour of human cancellous bone. Micro-bending of single trabeculae, *Archives of Physiology and Biochemistry*, 2000, Vol.108, p.180- 180.
- [Bea85] **BEAUPRE G.S., HAYES W.C.** Finite element analysis of the three dimensional open-celled model for trabecular bone. *J. Biomech. Engng.*, 1985, Vol. 107, p. 249-256
- [Beu98] **BEUF O.** IRM et biomatériaux prothétiques : caractérisation magnétique et interface avec les tissus vivants. Thèse, Université Claude Bernard, Lyon 1, 1998, 180 p.
- [Beu99] **BEUF O., SEURIN M.J., CARRILLON Y., BRIGUET A.** High resolution imaging of the trabecular bone structure at 2T. *J. of the European Society of Magnetic Resonance in Medicine and Biology*, 1999, Vol. 8, Suppl.1, Abstract n°518.
- [Beu02a] **BEUF.O, FOLLET.H, SEURIN.M.J., RUMELHART C., PEYRIN F.,** Trabecular structure assesement using high resolution MRI and synchrotron dariation microtomography in calcaneus samples, *10^{ème} Congrès ISMRM*, International Society for Magnetic Resonance in Medicine. Honolulu (USA) Mai 2002.
- [Beu02b] **BEUF O., PEYRIN F., FOLLET H., BRIGUET A.** Assessment Of Human Calcaneus Trabecular Structure Using Hr-MRI And SR μ CT, *International Bone, Densitometry Workshop*, Monterey, california, JULY 21st - 26th, 2002. Présentation orale.
- [Bir88] **BIRKENHAGER-FRENKEL D.H., COURPRON P., HUPSCHER E.A., CLERMONT S., COUTINHO M.F., SCHMITZ P.I.M., MEUNIER P.J.** Age-related changes in cancellous bone structure : a two-dimensional study in the transiliac and iliac crest biopsy sites. *Bone and Mineral*, 1988, Vol. 4, p. 197-216
- [Boi84] **BOIVIN G., BAUD C.A.** Microradiographic methods for calcified tissues. G.R. Dickson. Methods for calcified tissue preparation. Amsterdam : Elsevier Science Publishers B.V., 1984, p. 391-411
- [Boi99] **BOIVIN G., MEUNIER P.J.** Bone remodeling changes influence the mean degree of mineralization of bone tissue. Therapeutic implications., European symposium, Maastricht; The Netherlands ; 26th May 1999, p.114-
- [Bon96] **BONSE U., BUSH F., GUNNEWIG O., BECKMANN F., PAHL R., DELLING G., HAHN M., KVICK A.** Microtomography applied to structure analysis of human bone biopsies. Newsletter ESRF, 1996, N°25, p. 21-23
- [Bor86] **BORGEFORS G.,** Distance Transformations on Digital Images. *Computer Vision Graphics Image Processing.*, 1986, Vol 34, p. 344-371
- [Bow94] **BOWMAN S.M., KEAVENY T.M., GIBSON L.J., HAYES W.C, Mc MAHON T.A.** Compressive creep behavior of bovine trabecular bone. *J. Biomechanics.* 1994, Vol 27, n°3, p. 301-310
- [Boy95a] **BOYCE R. W., WRONSKI T. J., EBERT D. C., STEVENS M. L., PADDOCK C. L., YOUNGS T. A., GUNDERSEN H. J. G.** Direct stereological estimation of tree dimensional connectivity in rat vertebrae : effect of

- estrogens, etidronate and risedronate following ovariectomy. *Bone*, 1995, Vol. 16, N° 2, p. 209-213
- [Boy95b] **BOYCE R. W., EBERT D. C., YOUNGS T. A., PADDOCK C. L., MOSEKILDE Li., STEVENS M. L., GUNDERSEN H. J. G.** Unbiased estimation of vertebral trabecular connectivity in calcium-restricted ovariectomized minipigs. *Bone*, 1995, Vol. 16, N° 6, p. 637-642
- [Bre88] **BREAR K., CURREY J.D., RAINES S., SMITH K.J.** Density and temperature effects on some mechanical properties of cancellous bone. *Eng. Med.*, 1988, Vol. 17, p. 163-167
- [Bro80] **BROWN T.D., FERGUSON A.B.** Mechanical property distribution in the cancellous bone of the human proximal femur. *Acta. Orth. Scand.*, 1980, Vol 51, p. 429-437.
- [Bru98a] **BRUYERE K., MORESTIN F., BRUNET M., MITTON D., RUMELHART C.** Cancellous bone strength prediction using 2D lattice spring model, 11th Conference of the European Society of Biomechanics, *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, Suppl. 1, 1998
- [Bru98b] **BRUYERE K., MITTON D., ROUX J.P., MORESTIN F., RUMELHART C.** Analyse structurale 2D de l'os spongieux de calcanéums humains et relations avec les propriétés mécaniques, *Archives of Physiology and Biochemistry*, 1998, Vol. 106, Suppl. B, p.202
- [Bru98c] **BRUYERE GARNIER K., SANDEL A, RUMELHART C.** Détermination sur calcanéums humains du module d'élasticité de l'os spongieux et du tissu trabéculaire par une méthode ultrasonore, *Secondes Journées d'études sur l'interaction des ultrasons avec les milieux biologiques. Apport des techniques ultrasonores à la caractérisation des tissus osseux*, Valenciennes, 26-27 Novembre 1998, non paginé
- [Bru99a] **BRUYERE GARNIER K., DUMAS R., RUMELHART C., ARLOT M.E.** Mechanical characterization in shear of human femoral cancellous bone : torsion and shear tests, *Medical Engineering and Physics*, 1999, vol 21, n°9, p. 641-649
- [Bru99b] **BRUYERE K., BARDONNET R., MITTON D., RUMELHART C.** Bone Allograft preparation using ultrasonic stirring : mechanical validation, *8th World Congress of SIROT*, Sydney, Australia, April 1999, non paginé
- [Bru00] **BRUYERE K.** Caractérisation et modélisation mécanique de l'os spongieux et trabéculaire en relation avec ses propriétés structurales et architecturales. Thèse, INSA de Lyon, 2000, 310 p.
- [Bur02] **BURR D.** Effects of bone active agents on bone quality. *Third International Symposium on Clinical and Economic Aspects of Osteoporosis and Osteoarthritis*. In *Osteoporosis International*, 2002, Vol.13, Suppl. 3, p.S73-S74.

C

- [Cab95] **CABROL C.** Anatomie 1. Appareil locomoteur. Paris : Flammarion, 1995, 417 p.

- [Car77] **CARTER D.R. AND HAYES W.C.** The compressive behaviour of bone as a two-phase porous structure. *J. Bone Jt. Surg.*, 1977, Vol. 59-A, N° 7, p. 954-962
- [Car80] **CARTER D.R., SCHWAB G.H., SPENGLER D.M.** Tensile fracture of cancellous bone. *Acta Orthop Scand.*, 1980, Vol. 51, p. 733-741
- [Cen98] **CENDRE E.** Tomographie à haute résolution par rayons X. Application à l'étude de la perte osseuse chez le sujet âgé. Thèse, INSA de Lyon, 1998, 299 p.
- [Cen99] **CENDRE E., MITTON D., ROUX J.P., ARLOT M.E., DUBOEUF F., BURT-PICHAT B., RUMELHART C., PEIX G., MEUNIER P.J.** High resolution computed tomography for architectural characterization of human lumbar cancellous bone. Relationships with histomorphometry and biomechanics, *Osteoporosis International*, 1999, Vol.10, p.353- 360 .
- [Cha91] **CHAVASSIEUX P., PASTOUREAU P., BOIVIN G., CHAPUY M.C., DELMAS P.D., MEUNIER P.J.** Dose effects on ewe bone remodeling of short-term sodium fluoride administration - A histomorphometric and biochemical study. *Bone*, 1991, Vol. 12, p. 421-427
- [Cha96] **CHAPPARD D., LEGRAND E., BASLE M.F., FROMONT P., RACINEUX J.L., REBEL A., AUDRAN M.** Altered trabecular architecture induced by corticosteroids: a bone histomorphometric study. *J. Bone Min. Res.*, 1996, Vol. 11, N°5, p. 676-685
- [Cha97] **CHAPPARD D., LEGRAND E., BASLE M.F., AUDRAN M.** Measuring trabecular bone architecture by image analysis of histological sections. *European Microscopy and analysis*, 1997, Novembre, p. 13-15
- [Cha01] **CHARLOT C.**, Finite elements analyses of skeletonized trabecular bone architecture, Université d'Eindhoven, rapport stage. Juin 2001, 50 p.
- [Che92] **CHEAL E.J., SPECTOR M., HAYES W.C.** Role of load and prosthesis material properties on the mechanics of the proximal femur after total hip arthroplasty, *J. Orthop. Res.* 1992, Vol.10, p. 405-422
- [Che97] **CHEAL E.J., SNYDER B.D., NUNAMAKER D.M., HAYES W.C.** Trabecular bone remodeling around smooth and porous implants in an equine patellar model. *J. Biomechanics*, 1994, Vol. 20, N° 11, p. 1121-1137
- [Cho90] **CHOI K., KUHN J.L., CIARELLI M.J., GOLDSTEIN S.A.** The elastic moduli of human subchondral, trabecular and cortical bone tissue and size-dependency of cortical bone modulus. *J. Biomechanics*, 1990, Vol. 23, p. 1103-1113
- [Cho92] **CHOI K., GOLDSTEIN S.A.** A comparison of the fatigue behaviour of human trabecular and cortical bone tissue. *J. Biomechanics*, 1992, Vol. 25, N° 12, p 1371-1381
- [Chu93] **CHUNG H., WEHRLI F.W., WILLIAMS J.L., KUGELMASS S.D.** Relationship between NMR transverse relaxation, trabecular bone architecture and strength. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 1993, Vol. 90, N° 21, p. 10250-10254

- [Chu95] **CHUNG H., WEHRLI F.W., WILLIAMS J.L., KUGELMASS S.D., WEHRLI S.** Quantitative analysis of trabecular microstructure by 400 MHz nuclear magnetic resonance imaging. *J. Bone Min. Res.*, 1995, Vol. 10, p. 803-811
- [Cos89] **COSTER M., CHERMANT J.L.** Précis d'analyse d'images, Paris : Presses du CNRS, 1989, 521 p.
- [Cou82] **COURPRON P., LEPINE P.M., MEUNIER P.J.** Analyse par l'histomorphométrie osseuse des mécanismes de l'ostéopénie su spongieux iliaque humain. Lyon : INSERM, 1982, 137 p.
- [Cow85] **COWIN S.C.** The relationship between the elasticity tensor and the fabric tensor. *Mechanics of materials*, 1985, Vol. 4, p. 137-147
- [Cow86] **COWIN S.C.** Wolff's law of trabecular architecture at remodelling equilibrium. *J. Biomech. Eng.*, 1986, Vol. 108, p. 83-88
- [Cro93] **CROSS S.S., ROGERS S. , SILCOKS P.B. , COTTON D.W.K.** Trabecular bone does not have a fractal structure on lighth microscopy. *J. Pathology*, 1993, Vol. 170, p. 311-313.

D

- [Del91] **DELIGIANNI D.D., MISSIRLIS Y.F., TANNER K.E., BONFIELD W.** Mechanical behaviour of trabecular bone of the human femoral head in females. *Journal of Materials Science : Material in Medicine*, 1991, N° 2, p. 168-175
- [Del98] **DELIGIANNI D.D., VOULGARIS D.E., LYMBERIS A., MISSIRLIS Y.F.** Influence of density and structure of bovine cancellous bone on ultrasonic properties. *J. Biomechanics*, 1998, Vol. 31, Suppl.°1, p. 38
- [Des95] **DESTRESSE B., HOBATHO M.C. AND DARMANA R.** Etude des propriétés mécaniques de l'os spongieux du tibia humain par une méthode ultrasonore. *Innovation et technologie en biologie et médecine*, 1995, Vol.16, N°3, p.288-299
- [Des98] **DESTRESSE B.** Etude des propriétés mécaniques et morphologiques de l'os spongieux humain. Thèse, Université Paul Sabatier de Toulouse, 1998, 210 p.
- [Din99] **DING M., ODGAARD A., HVID I.** Accuracy of cancellous bone volume fraction measured by micro CT scanning. *J. Biomechanics*, 1999, Vol. 32, N° 3, p. 323-326
- [Dor86] **DORLOT JM, BAÏLON JP, MASOUNAVE J.** Des matériaux. Montréal : Editions de l'école polytechnique de Montréal, 1986, 467 p. ISBN 2-553-00176-2
- [Duc84] **DUCHEYNE P, HASTINGS G.W.** Fonctionnal behavior and orthopaedic biomaterials. Volume I, Fundamentals. Boca Raton (Florida) : CRC Press, 1987. 168 p.
- [Duf96] **DUFRESNE T.E., SOD E.W., COCKMAN M.D., BORAH B., STEVENS M.L., WHITAKER A.M., SCHWARDT J.D.** Magnetic resonance micro-imaging provides broad range of 3-D measurements of cancellous bone architecture. *Bone*, 1996, Vol. 19, N°3 (suppl.), p. 139S

F

- [Faz89] **FAZZALARI N.L., CRISP D.J., VERNON-ROBERTS B.** Mathematical modelling of trabecular bone structure : the evaluation of analytical and quantified surface to volume relationships in the femoral head and iliac crest. *J. Biomechanics*, 1989, Vol. 22, N° 8/9, p. 901-910
- [Faz96] **FAZZALARI N.L., PARKINSON I.H.** Fractal dimension and architecture of trabecular bone. *Journal of Pathology*, 1996, Vol. 178, p. 100-105
- [Fel89] **FELDKAMP L.A., GOLDSTEIN S.A., PARFITT A.M., JESION G., KLEERKOPER M.** The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography. *J. Bone Min. Res.*, 1989, Vol. 4, N° 1, p. 3-11
- [For96] **FORD C.M., KEAVENY T.M.**, The dependence of shear failure properties of trabecular bone on apparent density and trabecular orientation. *J. Biomechanics* 1996, Vol. 29, N°10, p. 1309-1317.
- [Fra96] **FRATZL P., SCHREIBER S., ROSCHGER P., LAFAGE M.H., RODAN G., KLAUSHOFER K.** Effects of sodium fluoride and alendronate on the bone mineral in minipigs : a small-angle X-ray scattering and backscattered electron imaging study. *Journal of Bone and Mineral Research*, 1996, Vol. 11, N° 2, p. 248-253
- [Fro69] **FROST H.M.** Tetracycline-based histological analysis of bone remodeling. *Calcif. Tissue Res.*, 1969, Vol. 3, p. 211-237
- [Fyh92] **FYHRIE D.P., HAMID M.S., KUO R.F., LANG S.M.** Direct three-dimensionnal finite element analysis of human vertebral cancellous bone, 3rd Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, 1992, Washington, D.C., p.551
- [Fyh94] **FYHRIE D.P., SCHAFFLER M.B.** Failure mechanisms in human vertebral cancellous bone, *Bone*, 1994, Vol. 15, N° 1, p. 105-109
- [Fyh00] **FYHRIE.D.P, COSY D.D, HOU F.J., DIVINE G.W.**, Short term in vivo precision of proximal femoral finite element modeling, *Annals of biomedical engineering*, avril 2000, Vol. 28, N°4, p.408-415

G

- [Gal70] **GALANTE J., ROSTOKER W., RAY R.D.** Physical properties of trabecular bone. *Calc. Tiss. Res.*, 1970, Vol. 5, p. 236-246
- [Gar86] **GARRAHAN N.J., MELLISH R.W.E, COMPSTON J.E.**, A new method for the two-dimensional analysis of bone structure in human iliac crest biopsies. *Journal of Microscopy*, 1986, Vol.142, Pt3, p.341-349
- [Gar87] **GARRAHAN N.J., MELLISH R.W.E., VEDI S., COMPSTON J.E.** Measurement of mean trabecular plate thickness by a new computerized method. *Bone*, 1987, Vol. 8, p 227-230

- [Gen96] **GENANT H.K., ENGELKE K., FUERST T., GLUER C., GRAMPP S., HARRIS S.T., JERGAS M., LANG T., LU Y., MAJUMDAR S., MATHUR A., TAKADA M.** Review. Noninvasive assessment of bone mineral and structure : state of the art. *J. Bone Min. Res.*, 1996, Vol. 11, N°6, p. 707-730
- [Ger00] **GERGELY V., CLYNE B.** The FORMGRIP Process : Foaming of reinforced Metals by Gas Release in Precursors , *Advanced engineering materials*, 2000, Vol.2, N°4.
- [Gen97] **GENANT H.K., MAJUMDAR S.** High Resolution Magnetic Resonance Imaging of trabecular Bone Structure. *Osteoporosis Int.*, 1997, Suppl. 3, p. S135-S139
- [Gib82a] **GIBSON L.J., ASHBY M.F., SCHAJER G.S., ROBERTSON C.I.** The mechanics of two-dimensional cellular materials. *Proc. R. Soc. Lond.* 1982, Vol. A 382, p. 25-42
- [Gib82b] **GIBSON L.J., ASHBY M.F.** The mechanics of three-dimensional cellular materials. *Proc. R. Soc. Lond.* 1982, Vol. A 382, p. 43-59
- [Gib85] **GIBSON L.J.** The mechanical behaviour of cancellous bone. *J. Biomechanics*, 1985, Vol. 18, N° 5, p. 317-328
- [Gib97] **GIBSON L.J., ASHBY M.F.** Cellular solids. Structure and properties. Second edition, Cambridge : Cambridge University Press, 1997, 510 p.
- [Gol87] **GOLDSTEIN S.A.** The mechanical properties of trabecular bone : dependance on the anatomic location and fonction. *J. Biomechanics*, 1987, Vol. 20, N° 11/12, p. 1055-1061
- [Gol91] **GOLDSTEIN S.A., MATTHEWS L.S., KUHN J.L., HOLLISTER S.J.** Trabecular bone remodeling : an experimental model. *J. Biomechanics*, 1991, Vol. 24, Suppl. 1, p. 135-150
- [Gol93] **GOLDSTEIN S.A., GOULET R., Mc CUBBREY D.** Measurement and significance of three-dimensional architecture to mechanical integrity of trabecular bone. *Calcif. Tissue Int.*, 1993, Vol. 53, suppl. 1, pp. 127-133
- [Gou83] **GOULET D.** : Contribution à l'étude de la stérilisation du matériel médico-chirurgical non réutilisable par l'oxyde d'éthylène. Connaissance des matériaux. Aspects analytiques. Interférence avec les rayonnements ionisants. Thèse de Doctorat d'Etat ès Sciences Pharmaceutiques, Lyon 1, 1983, 183 p.
- [Gou94] **GOULET R.W., GOLDSTEIN S.A., CIARELLI M.J., KUHN J.L., BROWN M.B., FELDKAMP L.A.** The relationship between the structural and orthogonal compressive properties of trabecular bone. *J. Biomechanics*, 1994, Vol. 27, N° 4, p. 375-389
- [Gra94] **GRABOWSKI T.**, Principes d'anatomie et de physiologie. 2ème ed. Québec :De Boeck Université, 1994, p.156-157.
- [Gra02] **GRANGEAT P.** La tomographie – fondements mathématiques, imagerie microscopique et imagerie industrielle. Série Traitement du signal et de l'image. Paris : Lavoisier, 2002, 287 p. (Traité IC2)

- [Gri93] **GRIMM M.J., WILLIAMS J.L.** Use of ultrasound attenuation and velocity to estimate Young's modulus in trabecular bone. *Bioengineering, 19th Annual Northeast Conference*, Newark, 1993, p.62-63
- [Gri97] **GRIMM M.J., WILLIAMS J.L.** Measurements of permeability in human calcaneal trabecular bone. *J. Biomechanics*, 1997, Vol. 30, N° 7, p. 743-745
- [Gun93] **GUNDERSEN H. J. G., BOYCE R. W., NYENGAARD J. R., ODGAARD A.** The conneculer unbiased estimation of connectivity using physical disectors under projection. *Bone*, 1993, Vol. 14, p. 217-222
- [Guo94] **GUO X.D.E., Mc MAHON T.A., KEAVENY T.M. ; HAYES W.C., GIBSON L.J.** Finite element modeling of damage accumulation in trabecular bone under cycling loading. *J. Biomechanics*, 1994, Vol. 27, N°2, p. 145-155
- [Guo02] **GUO X.E., KIM C.H.,** Mechanical Consequence of Trabecular Bone Loss and its Treatment : A Three-Dimensional Model Simulation. *Bone*, 2002, Vol. 30, p.404-411.

H

- [Hah92] **HAHN M., VOGEL M., POMPESIUS-KEMPA M. AND DELLING G.** Trabecular bone pattern factor-A new parameter for simple quantification of bone architecture. *Bone*, 1992, N° 13, p. 327-330
- [Hal78] **HALAWA M., LEE A.J.C., LING R.S.M., VANGALA S.S.** The shear strength of trabecular bone from the femur and some factors affecting the shear strength of the cement-bone interface. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 1978, Vol 92, p. 19-30.
- [Han95] **HANS D., ARLOT M.E., SCHOTT A.M., ROUX J.P., KOTZKI P.O., MEUNIER P.J.** Do ultrasound measurements on the os calcis reflect more the bone microarchitecture than the bone mass ? : a two-dimensional histomorphometric study, *Bone*, 1995, Vol. 16, N°3, p. 295-300
- [Han96] **HANS D., DARGENT-MOLINA P., SCHOTT A.M., SEBERT J.L., CORNIER C., KOTZKI P.O., DELMAS P.D., POUILLES J.M., BREART G., MEUNIER P.J.** Ultrasonographic heel measurements to predict hip fracture in elderly women : the EPIDOS prospective study. *Lancet*, 1996, Vol. 348, p. 511-514
- [Har84] **HARRIGAN T.P., MANN R.W.** Characterization of microstructural anisotropy in orthotropic materials using a second rank tensor. *J. Mat. Sc.*, 1994, Vol. 19, p. 761-767
- [Has84] **HASTINGS G.W., DUCHEYNE P.** Natural and living biomaterials, Boca Raton (Florida) : CRC Press, 1987. 167 p.
- [Hay76] **HAYES W.C., CARTER D.R.** Postyield behavior of subchondral trabecular bone. *J. Biomed. Mater. Res.*, 1976, Vol. 7, p. 537-544
- [Her89] **HERMANN H.J., HANSEN A., ROUX S.** Fracture of disordered, elastic lattices in two dimensions. *Physical Review B*, 1989, Vol. 39, p. 637-648

- [Hib94] **HIBBITT, KARLSSON & SORESEN, INC.** ABAQUS/Standard, User's Manual, Volume1, Version 5.4. Pawtucket, R.I. : Hibbitt, Karlsson & Sorensen, 1994.
- [Hil96] **HILDEBRAND T., RUEGSEGGER P.** Structure model index. A new method to describe remodeling of trabecular bone. *Bone.*, 1996, Vol. 19,N°3 (Suppl), p. 143S
- [Hil97] **HILDEBRAND T., RUEGSEGGER P.** Quantification of bone microarchitecture with the structure model index *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.*, 1997, Vol. 1,N°1, p. 15-23
- [Hob92] **HOBATHO M.C., RHO J.Y., ASHMAN R.B.** Atlas of mechanical properties of human cortical and cancellous bone. *In vivo assessment of bone quality by vibration and wave propagation techniques, Part II*, Leuven : Edited by Van Der Perre G., Lowet G. et Borgwardt A., ACCO, 1992, p. 7-38
- [Hod92] **HODGSKINSON R., CURREY J.D.** Young's modulus, density and material properties in cancellous bone over a large density range. *Journal. of Materials Science : Materials in medicine*, 1992, N° 3, p. 377-381
- [Hol91] **HOLLISTER S.J., FYRHIE D.P., JEPSEN K.J., GOLDSTEIN S.A.** Application of homogenization theory to the study of trabecular bone mechanics. *J. Biomechanics*, 1991, Vol. 24, N°9, p. 825-839
- [Hol94] **HOLLISTER S.J., BRENNAN J.M., KIKUCH N.** A homogenization sampling procedure for calculating trabecular bone effective stiffness and tissue level stress. *J. Biomechanics*, 1994, Vol.27, N° 4, p. 433-444
- [Hol01] **HOLLISTER S.J., TSUBOTA K., ADACHI T., TOMITA Y.,** A homogenization sampling procedure for calculating trabecular bone effective stiffness and tissue level stress. *J. Biomechanical engineering*, oct 2001, Vol. 125, N°5, p.403-409
- [Hom01] **HOMMIGA J., HUISKES R.,VAN RIETBERGEN B., RUEGSEGGER P., WEINANS H.** Introduction and evaluation of a gray value voxel conversion technique. *J. Biomechanics*, 2001, Vol.34, N° 7, p. 513-517.

J

- [Jen90] **JENSEN N.C., MOSEKILDE L., MOSEKILDE L.** A model of vertebral trabecular bone architecture and its mechanical properties, *Bone*, 1990, Vol. 11, p. 417-423
- [Jen91] **JENSEN N.C., MADSEN L.P., LINDE F.** Topographical distribution of trabecular bone strength in the human os calcanei. *J. Biomechanics*, 1991, Vol. 24, N° 1, p. 49-55

K

- [Kab99] **KABEL J., VAN RIETBERGEN B., DALSTRA M., ODGAARD A., HUISKES R.** The role of an effective isotropic tissue modulus in the elastic properties of cancellous bone, *J. Biomechanics*, 1999, Vol. 32, N° 7, p. 673-680

- [Kab99b] **KABEL J., ODGAARD A., VAN RIETBERGEN B., HUISKES R.** Connectivity and the elastic properties of cancellous bone, *Bone*, 1999, Vol. 24, N° 2, p. 115-120
- [Kak87] **KAK A., SLANEY M.**, Principles of computerized tomographic imaging. *New York : IEEE Press*,, 1988, 329 p.
- [Kan02] **KANIS JA** Diagnosis of osteoporosis and assessment of fracture risk. *Lancet*, 2002, vol.359. p.1929-1936
- [Kap85] **KAPLAN S.J., HAYES W.C., STONE J.L.** Tensile strength of bovine trabecular bone. *J.Biomechanics*, 1985, Vol. 18, N° 9, p. 723-727
- [Kap94] **KAPANDJI I.A.** *Physiologie articulaire*, 5^{ème} édition, Paris : Maloine, 1994. 3 Vol. 296 p., 270 p. et 255 p.
- [Kap94] **KAPANDJI I.A.** Physiologie articulaire. I, Membre supérieur. Paris : Maloine, 1997, 296 p.
- [Kap94] **KAPANDJI I.A.** Physiologie articulaire. II, Membre inférieur. Paris : Maloine, 1996, 268 p.
- [Kap94] **KAPANDJI I.A.** Physiologie articulaire : schémas commentés de mécanique humaine / I.A. Kapandji . III, Tronc et rachis : le rachis dans son ensemble, la ceinture pelvienne et les articulations sacro-iliaques, le rachis lombaire, le rachis dorsal et la respiration, le rachis cervical., 5^{ème} édition. Paris : Maloine, 1994, 255 p.
- [Kas95] **KASRA M., CATELAS I., TOMLINSON G., GRYNPAS M.** Mechanical behaviour of trabecular bone in torsion : effect of bone marrow and strain rate. *Advances in Bioengineering, ASME- BED*, 1995, vol.31, p. 161-162.
- [Kat93] **KATZ J.L., MEUNIER A.** Scanning acoustic microscope studies of the elastic properties of osteons and osteon lamellae. *J. of Biomech.Eng.*, 1993, Vol. 115, p. 543-548
- [Kea93] **KEAVENY T.M., BOCHERS R.B., GIBSON L.J., HAYES W.C.** Theoretical analysis of the experimental artifact in trabecular bone compressive modulus. *J. Biomechanics*, 1993, Vol. 26, N° 8, p. 991-1000
- [Kel90] **KELLY P.J., EISMAN J.A., SAMBROOK P.N.** Interaction of genetic and en-vironmental influences on peak bone density. *Osteoporosis Int.* 1990, Vol. 1, p.56-60
- [Kin96] **KINNEY J.H., LADD A.J.C., HAUPT D.L., MAJUMDAR S.** Direct incorporation of 3dimensionnal micro-tomography data into an elastic model of human trabecular bone. *Bone*, 1996, Vol. 19, N°3, (suppl.),p. 146S
- [Kop98] **KOPPERDAHL D.L., KEAVENY T.M.**, Yield strain behavior of trabecular bone, *J. Biomechanics*, 1998, Vol.31, p.601-608.
- [Kot93] **KOTZHI P.O., BUYCK D., LEROUX JL., THOMAS E., ROSSI M., BLOTMAN F.** Measurement of the bone mineral density of the os calcis as an indication of vertebral fracture in women with lumbar osteoarthritis. *The British Journal of Radiology*, 1993, Vol 66, p 55-60.

- [Kuh87] **KUHN J.L., GOLDSTEIN S.A., CHOI K., LONDON M., HERZIG M.A., MATTHEWS L.S.** The mechanical properties of sigle trabeculae. *33rd Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, San Fransisco, California*, 1987, p. 48.
- [Kuh89] **KUHN J.L., GOLDSTEIN S.A., CHOI K., LONDON M., FELDKAMP L.A., MATTHEWS L.S.** Comparison of the trabecular and cortical tissue moduli from human iliac crests. *J. Orthop. Res.*, 1989, Vol. 7, p. 876-884.
- [Kuh90] **KUHN J.L., GOLDSTEIN S.A., FELDKAMP L.A., GOULET R.W., JESION G.** Evaluation of a microcomputed tomography system to study trabecular bone structure. *J. Orthop. Res.*, 1990, Vol. 8, p. 833-842

L

- [Lai96] **LAIB A., HILDEBRAND T., RUEGSEGGER P.** In vivo assesement of trabecular bone structure with 3-D computed tomography and local reconstruction. *Bone*, 1996, Vol. 19, N°3, suppl., p. 147S
- [Lad98a] **LADD A.J.C., KINNEY J.H.** Numerical errors and uncertaintie in finite-element modeling of trabecular bone. *Journal of Biomechanics*, 1998, vol.31, p. 941-945.
- [Lad98b] **LADD A.J.C., KINNEY J.H., HAUPT D.L., GOLDSTEIN S.A.** Finite-element modeling of trabecular bone : comparison with mechanical testing and determination of tissu modulus. *Journal of Orthopaedic Reseach*, 1998, vol.16, p. 622-628.
- [Laf02] **LAFOY C.** Caractérisation mécanique de l'os trabéculaire humain. DEA Biomécanique, LMSO, INSA, Lyon, 2002, p. 100.
- [Lak74] **LAKES R.S., KATZ J.L.** Interrelationships among the viscoelastic functions for anisotropic solids : application to calcified tissues and related systems. *J. Biomech.*, 1974, vol.7, p. 259-270
- [Lak79] **LAKES R.S., KATZ J.L.** Viscoelastic properties of wet cortical bone : Part II, relaxation mechanisms. *J. Biomech.*, 1979, vol.12, p. 679-687
- [Lan84] **LANGTON C.M., PALMER S.B., PORTER R.W.** The measurement of broadband ultrasonic attenuation in cancellous bone. *Engng. Med.*, 1984, Vol. 13, N°2, p. 89-91
- [Lan96] **LANGTON C.M., NJEH C.F., HODGSKINSON R., CURREY J.D.** Prediction of mechanical properties of the human calcaneus by broadband ultrasonic attenuation. *Bone*, 1996, Vol. 18, N°6, p. 495-503
- [Lav95] **LAVAL-JEANTET A.M., BERGOT C., WILLIAMS M., DAVIDSON K., LAVAL-JEANTET M.** Dual-Energy X-Ray Absorptiometry of the calcaneus : Comparison with vertebral Dual-Energy X-Ray Absorptiometry and Quantitative Computed Tomography. *Calcif. Tissue Int.*, 1995, Vol. 56, p. 14-18
- [Lee94] **LEE T.C., KASHYAP R.L., CHU C.N.**, Building a skeleton models via 3-D medial surface/axis thinning algorithm, *Graphical models and image processing*, novembre 1994, vol.56 N°6, p. 462-478.

- [Lem85] **LEMAITRE J., CHABOCHE J.L.**, Mécanique des matériaux solides. Paris : Bordas, 1985, 532 p. ISBN : 2-04-015786-7
- [Lem90] **LE MEHAUTE A.** Les géométries fractales, Traité des nouvelles technologies, Editions Paris : Hermès, 197 p., 1990.
- [Les98] **LESPESSAILLES E., JULLIEN A., EYNARD E., HARBA R., JACQUET G., ILDEFONSE J.P., OHLEY W., BENHAMOU C.L.** Biomechanical properties of human os calcanei : relationships with bone density and fractal evaluation of bone microarchitecture. *J. Biomechanics*, 1998, Vol. 31, N° 9, p. 817-824
- [Li97] **LI B., Aspden R.** Composition and mechanical properties of cancellous bone from the femoral head of patients with osteoporosis or osteoarthritis, *J. of Bone and Min. Research*, 1997, Vol.12, N°4, p. 641-651
- [Lin76] **LINDHAL O.** Mechanical properties of dried defatted songy bone. *Acta. Orthop. Scand.*, 1976, Vol. 47, p. 11-19
- [Lin87] **LINDE F., HVID I.** Stiffness behaviour of trabecular bone specimens. *J. Biomechanics*, 1987, Vol. 20, p. 83-89
- [Lin88] **LINDE F., GOTHGEN C.B., HVID I., PONGSOIPETCH B., BENTZEN S.** Mechanical properties of trabecular bone by a non-destructive compression testing approach. *Engng. Med.*, 1988, Vol. 17, p. 23-29
- [Lin89] **LINDE F., HVID I.** The effect of constraint on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens. *J. Biomechanics*, 1989, Vol. 22, N° 5, p. 485-490
- [Lin89b] **LINDE F., HVID I., PONGSOIPETCH B.** Energy absorptive properties of human trabecular bone specimens during axial compression, *J. Orthop.Res.*, Vol.7, 1989, p.432-439.
- [Lin90] **LINDE F., PONGSOIPETCH B., FRICH L.H., HVID I.** Three-axial strain controlled testing applied to bone specimens from the proximal tibial epiphysis. *J. Biomechanics*, 1990, Vol. 23, N° 11, p. 1167-1172
- [Lin92] **LINDE F., HVID I., MADSEN F.** The effect of specimen geometry on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens. *J. Biomechanics*, 1992, Vol. 25, N° 4, p. 359-368
- [Lin93] **LINDE F., SORENSEN C.F.** The effect of different storage on the mechanical properties of bone. *J. Biomechanics*, 1993, Vol. 26, N° 10, p. 1249-1252
- [Lot90] **LOTZ J.C., GERHART T.N., HAYNES W.C** Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur : a quantitative CT study, *J.Comput.Assist. Tomogr.*, 1990, Vol.14, p.107-114.
- [Lot99] **LOTTER A., LINK T.M., PEUKER E., MEIER N., MAJUMDAR S.** Effects of freezing of human cadaver bone specimens on high resolution MRI-analysis of bone structure. *J. of the European Society of Magnetic Resonance in Medicine and Biology*, 1999, Vol. 8, Suppl.1, n°540.

M

- [Maj93] **MAJUMDAR S., GENANT H., GIES A., GUGLIELIMI G.** Regional variations in trabecular structure in the calcaneus assessed using high resolution magnetic resonance images and quantitative image analysis. *J. Bone Miner. Res.*, 1993, Vol. 8, suppl.1, p. 351
- [Maj95] **MAJUMDAR S., NEWITT D., JERGAS M., GIES A., CHIU E., OSMAN D., KELTNER J., KEYAK J., GENANT H.** Evaluation of technical factors affecting the quantification of trabecular bone structure using magnetic resonance imaging. *Bone*, 1995, Vol. 17, N°4, p. 417-430
- [Maj96] **MAJUMDAR S., NEWITT D.C., MATHUR A., OSMAN D., GIES A., CHIU E., LOTZ J., KINNEY J., GENANT H.K.** Magnetic Resonance Imaging of trabecular bone structure in the distal radius : relationship with x-ray tomographic microscopy and biomechanics. *Osteoporosis Int.*, 1996, Vol. 6, p. 376-385
- [Maj98] **MAJUMDAR S., KOTHARI M., AUGAT P., NEWITT D.C., LINK T.M., LIN J.C., LANG T., LU Y., GENANT H.K.** High Resolution Magnetic Resonance Imaging: Three Dimensional Trabecular Bone Architecture and Biomechanical Properties. *Bone*, 1998, Vol. 22, N°5, p. 445-454
- [Man89] **MANDELBROT B.**- Les objets fractals : Forme, hasard et dimension.- Paris : Flammarion, 1989, 268 p.
- [Mar83] **MARTENS M., VAN AUDEKERCKE R., DELPORT P., DE MEESTER P., MULIER J. C.** The mechanical characteristics of cancellous bone at the upper femoral region. *J. Biomechanics*, 1983, Vol. 16, N° 12, p. 971-983
- [Mar93] **MARCELLI C., SEBERT J.-L.** Architecture et résistance mécanique osseuses. Paris : Ed. Masson, p. 27-28
- [Mar93] **MARCELLI C., SEBERT J.-L.** Architecture et résistance mécanique osseuses. Paris : Ed. Masson, p.49-50
- [Mar93] **MARCELLI C., SEBERT J.-L.** Architecture et résistance mécanique osseuses. Paris : Ed. Masson, p.97-98
- [Mat90] **MATKOVIC V., FONTANA D., TOMINAC D., GOAL P., CHESNUT C.H.** Factors that influence peak bone mass formation: a study of calcium balance and the inheritance of bone mass in adolescent female. *Am J Clin Nutr.* 1990. Vol. 52, p.878-888.
- [Maw97] **MAWATARI T., MIURA H., HIGAKI H., KURATA K., MURAKAMI T., IWAMOTO Y.** Quantitative analysis of three dimensionnal complexity and connectivity changes in trabecular architecture in relation with ageing and menopause. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1997, Vol. 35, suppl. Part 1, p. 204
- [Mas01] **MASHIBA T., TURNER C.H., HIRANO T., FORWOOD M.R., JOHNSTON C.C., BURR D.B.** Effects of suppressed Bone Turnover by bisphosphonates on microdamage accumulation and biomechanical properties in clinically relevant skeletal sites in beagles. *Bone*, 2001, Vol.28, n°5, p.524-531.

- [Mdo00] **Mac DONALD B.R., VAN RIETBERGEN B., NEWITT D., HARRIS S.T., GENANT H., CHESNUT C., MAJUMDAR S.** The use of high resolution MRImaging and micro finite Element Analysis to measure changes in structural and mechanical properties of radial trabecular bone in postmenopausal women in “*Noninvasive assessment of trabecular bone architecture and the competence of bone*”, New York : Kluwer, 2001.
- [Mel91] **MELLISH R.W.E., FERGUSON-PELL M.W., COCHRAN G.V.B., LINDSAY R., DEMPSTER D.W.** A new manual method for assessing two-dimensional cancellous bone structure : comparison between iliac crest and lumbar vertebra. *J. Bone Min. Res.*, 1991, Vol. 6, N° 7, p.689-696
- [Men89] **MENTE P.L., LEWIS J.L.** Experimental method for the measurement of the elastic modulus of trabecular bone tissue, *J. of Orthopaedic Research*, 1999, N°7, p. 456-461
- [Meu83] **MEUNIER P.J.** Histomorphometry of the skeleton. In: Peck WA, ed. *Bone and mineral resarch. Annual A. A yearly survey of developments in the field of bone and mineral metabolism.*, Amsterdam : Excerpta Medical, 1983, p 191-222.
- [Meu86] **MEUNIER A., CHRISTEL P., SEDEL L., KATZ J.L.** Les méthodes de mesure et d'imagerie ultrasonore appliquées à l'étude du tissu osseux. *Journées organisées par le GAMAC, Paris*, 4 décembre 1986, p. 83-91
- [Meu87] **MEUNIER P.J.** La perte osseuse des ostéoporotiques. *La revue du praticien*, 1987, Vol. 37, N°27, p. 1563-1572
- [Meu96] **MEUNIER A., KATZ J.L.** Application of acoustic microscopy to bone and biomaterials evaluation, *Bone mechanical properties and finite element modelization*, Edited by M.C. Hobatho and R.Darmana, Toulouse, France, p. 32-43
- [Meu97] **MEUNIER P.J., BOIVIN G.** Bone mineral density reflects bone mass but also the degree of mineralization of bone : therapeutic implications. *Bone*, 1997, Vol. 21, N° 5, p. 373-377
- [Meu98] **MEUNIER A., KATZ J.L.** Application de la microscopie acoustique à l'étude du tissu osseux et des biomatériaux. *Secondes Journées d'études sur l'interaction des ultrasons avec les milieux biologiques. Apport des techniques ultrasonores à la caractérisation des tissus osseux*, 26-27 Novembre 1998, non paginé
- [Mit96] **MITTON D., RUMELHART C.** Anisotropie élastique de l'os trabéculaire vertébral de brebis âgées, *Archives of physiology and biochemistry*, 1996, Vol. 104, N°5, p. 669
- [Mit97a] **MITTON D., RUMELHART C., HANS D., MEUNIER P.J.** The effects of density and test conditions on measured compression and shear strength of cancellous bone from the lumbar vertebrae of ewes. *Med. Eng. Phys.*, 1997, Vol 19, N°5, p. 464-474
- [Mit97b] **MITTON D.** Caractérisation mécanique et structurale de l'os spongieux. Modèle animal et application à l'étude du vieillissement osseux humain. Thèse, INSA de Lyon, 1997, 269 p.
- [Mit97c] **MITTON D., DUBOEUF F., RUMELHART C., MEUNIER P.J.** Ultrasound measurement on the os calcis predicts human vertebral compressive properties. *J. Bone Min. Res.*, 1997, Vol. 12 (suppl. 1), p. S385

- [Mos86] **MOSEKILDE Li.** Normal vertebral body size and compressive strength : relations to age and to vertebral and iliac trabecular bone compressive strength, *Bone*, 1986, Vol.7, p.207-212.
- [Mos89] **MOSEKILDE Li.** Sex differences in age-related loss of vertebral trabecular bone mass and structure - biomechanical consequences, *Bone*, 1989, Vol. 10, p. 425-432
- [Muk89] **MUKERJEE J., DAS P.P., CHETTERJI B.N.,** Thinning of 3D images using the Safe Point Thing Algorithm (PTA),. *Pattern Recognition Letter.*, 1989, Vol. 10, p. 167-173
- [Mul95a] **MULLENDER M.G., HUISKES R.** Proposal for the regulatory mechanism of Wolff's law. *J. Orthop. Res.*, 1995, Vol. 13, N° 4, p. 503-512
- [Mul95b] **MULLENDER M.G., HUISKES R.** The regulation of functional adaptation in trabecular bone. . *Recent advances in human biology-Bone structure and remodeling.* Edited by A. Odgaard, H. Weinans. Singapore : World Scientific, 1995, Vol. 2, p.181-187
- [Mul98a] **MULLENDER M.G., VAN RIETBERGEN B., RUEGSEGGER P.,HUISKES R.** Effect of Mechanical Set Point of Bone Cells on Mechanical Control of Trabecular Bone Architecture. *Bone*, 1998, Vol. 22, No.2, p.125-131
- [Mul98b] **MULLER R., GERBER S.C., HAYES W.C.** Micro-compression : A novel method for the non destructive assessment of bone failure. *J. of Biomechanics*, 1998, Vol. 31, Suppl 1, p. 150

N

- [Nad50] **NADAI A.** Torsion of a round bar. The stress - strain curve in shear,. *Theory of flow and fracture of solids*, New York : Mc Graw - Hill, 1950, p. 347-349.
- [Nib92] **NIBLACKC.W., GIBBONS P.B., CAPSON D.W.,** Generating Skeleton and centerlines from the Distance Transform.*Graphical Models and Image Processing*, 1992, vol. 54, p. 420-437
- [Nic94] **NICHOLSON P.H.F., HADDAWAY M.J., DAVIE M.W.J.** The dependence of ultrasonic properties on orientation in human vertebral bone. *Physics in medicine and biology*, 1994, Vol. 39, N° 6, p. 1013-1024
- [Nic97] **NICHOLSON P.H.F., CHENG X.G., LOWET G., BOONEN S., DAVIE M.W.J., DEQUEKER J., VAN DER PERRE G.** Structural and material properties of human vertebral cancellous bone. *Med. Eng. Phys.*, 1997, Vol. 19, N° 8, p. 729-737
- [Nie99] **NIEBUR G.L., YUEN J.C., HSIA A.C., KEAVENY T.M.** Convergence behaviour of High-resolution finite element models of trabecular bone. *J. of Biomedical Engineering*, 1999, Vol. 121, p. 629 - 635
- [Nie00] **NIEBUR G.L., FELDSTEIN M.J., YUEN J.C., CHEN T.J., KEAVENY T.M.** High resolution finite element models with tissue strength asymmetry accurately predict failure of trabecular bone, *Journal of Biomechanics*, décembre 2000, Vol. 33, N°12, p.1575-1583.

- [Nje96] **NJEH C.F., HODGKINSON R., CURREY J.D. AND LANGTON C.M.** Orthogonal relationships between ultrasonic velocity and material properties of bovine cancellous bone. *Med. Eng. Phys.*, 1996, Vol.18, N°5, p.373-381
- [Not93] **NOTELOVITZ Morris.** Ostéoporose : dépistage, prévention et prise en charge. *Fertil. Steril.* 1993, Vol. 59, p.707-725
- [Nuz01] **NUZZO S., PEYRIN F., MARTIN-BADOSA E., LAFAGE-PROUST M.H., BOIVIN G.** Assessment of bone mineral content from 3D synchrotron radiation microtomography images. *IEEE Transactions on Nuclear Science.* 2001, Vol.48, N°3, p. 19-2-19-6
- [Nuz02a] **NUZZO S., LAFAGE-PROUST M.H., MARTIN-BADOSA E., BOIVIN G., THOMAS T., ALEXANDRE C. PEYRIN F.** Synchrotron radiation microtomography allows the analysis of three dimensional microarchitecture and degree of mineralization of human iliac crest biopsy specimens : Effects of etidronate treatment. *J. of Bone & Mineral Research*, 2002, vol.17, N°8, p 1372-1382.
- [Nuz02b] **NUZZO S., PEYRIN F., CLOETENS P., BARUCHEL J., BOIVIN G.** Quantification of the degree of mineralization of bone in three dimensions using synchrotron radiation microtomography. *Medical. Physics.*, 2002, in press.

O

- [Odg90] **ODGAARD A., JENSEN E.B., GUNDERSEN H.J.G.** Estimation of structural anisotropy based on volume orientation. A new concept. *J. Microsc.*, 1990, Vol. 157, p. 149-162
- [Odg93] **ODGAARD A., GUNDERSEN H.J.G.** Quantification of connectivity in cancellous bone, with special emphasis on 3D reconstruction. *Bone*, 1993, Vol. 14, p. 173-182
- [Odg97a] **ODGAARD A.** Three-dimensional methods for quantification of cancellous bone architecture. *Bone*, 1997, Vol. 20, N°4, p. 315-328
- [Odg97b] **ODGAARD A., KABEL J., VAN RIETBERGEN B., DALSTRA M., HUISKES R.** Fabric and elastic principal directions of cancellous bone are closely related. *J. Biomechanics*, 1997, Vol. 30, N°5, p. 487-495

P

- [Par83] **PARFITT A.M., MATHEWS C.H.E., VILLANUEVA A.R., KLEEREKOPER M., FRAME B., RAO D.S.** Relationships between surface, volume, and thickness of iliac trabecular bone in aging and in osteoporosis. *J. Clin. Invest.*, 1983, Vol. 72, p. 1396-1409
- [Par87] **PARFITT A.M., DREZNER M.K., GLORIEUX F.H., KANIS J.A., MALLUCHE H., MEUNIER P.J., OH S.M., RECKER R.R.** Bone histomorphometry : standardisation of nomenclature, symbols and units. *J. Bone Min. Res.*, 1987, Vol. 2, p. 594-610
- [Pav80] **PAVLIDIS T.** A thinning Algorithm for Discrete Binary Images. *Computer Graphics and Imaging Processing.*, 1980, Vol. 13, p. 142-157

- [Pei97] **PEIX G., BUFFIERE J.Y., CARDINAL S., CLOETENS P., SALOME M., PEYRIN F., BABOT D.** Caractérisation de l'endommagement dans les matériaux de structure par tomographie haute résolution à rayons X. *Revue des composites et des matériaux avancés*, 1997, Vol. 7, N° Hors Série, p. 59-67
- [Pey00] **PEYRIN F., SALOME M., DUPONT F., LAVAL-JANTET A.M., CLOETENS P., BARUCHEL J.**, 3D synchrotron radiation microtomography imaging : characterisation of bone architecture, CREATIS INSA-Lyon, ESRF Grenoble, 2000
- [Pey01] **PEYRIN F., MULLER C., CARILLON Y., NUZZO S., BONNASSIE A., BRIGUET A.** Characterization of bone samples from synchrotron radiation μ CT : evaluation of the segmentation of μ MRI images, in "*Noninvasive assessment of trabecular bone architecture and the competence of bone*", Ed. Kluwer. Academic Press, 2001, p. 129-142.
- [Pis75] **PISSARENKO G., YAKOLEV A., MATVEEV V.**, Aide mémoire de résistance des matériaux, Moscou : Editions de Moscou, 1975, p.2 84 – 285
- [Pis00] **PISTOIA W., VAN RIETBERGEN B., ECKSTEIN F., LILL C., LOCHMULLER E.M., RUEGSEGGER P.**, Prediction of distal radius failure load with μ FE models based on 3D-pQCT, *12th Conference of the European Society of Biomechanics*, Dublin, 2000.
- [Pot99] **POTHUAUD L., PORION P., BENHAMOU C.L., LEVITZ P., LESPESSAILES E.** A local three dimensional characterization of trabecular bone micro architecture images obtained by Magnetic Resonance Imaging
- [Pot00a] **POTHUAUD L., PORION P., BENHAMOU C.L., LEVITZ P.**, Corrélation entre le micro architecture 3D et la projection radiographique de l'os trabéculaire : relation à l'ostéoporose, Thèse Sciences médicales. Orléans, Université d'Orléans, 2000, 140 p.
- [Pot00b] **POTHUAUD L., PORION P., BENHAMOU C.L., LEVITZ P., LESPESSAILES E.**, A new method of three dimensional skeleton graph analysis of porous media : application to trabecular bone micro architecture, *Journal of Microscopy*, Août 2000, Vol.199, Pt2, p.149-161.
- [Pot02] **POTHUAUD L., VAN RIETBERGEN B., BEUF O., LEVITZ P.**, Combination of topological parameters and bone volume fraction better predicts the mechanical properties of the trabecular bone, *Journal of Biomechanics*, 2002, Vol 35, p 1091-1099
- [Pug73] **PUGH J.W., ROSE R.M., RADIN E.L.** Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone : dependence on structure. *J. Biomechanics*, 1973, Vol. 6, p. 475-485
- [Put94] **PUTZ R., PABST, R.** *Sobotta Atlas d'anatomie humaine*. Vol.1 Paris : Editions Medicales Internationales, 1994. 416 p.
- [Put94] **PUTZ R., PABST, R.** *Sobotta Atlas d'anatomie humaine*. Vol.2 Paris : Editions Medicales Internationales, 1994. 400 p.

R

- [Rev97] **REVOL C., JOURLIN M.** New minimum variance region growing algorithm of image segmentation. *Pattern recognition letters*, 1997, Vol. 10, p. 249-258
- [Rho93] **RHO J.Y., ASHMAN R.B., TURNER C.H.** Young's modulus of trabecular and cortical bone material : ultrasonic and microtensile measurements. *J. Biomechanics*, 1993, Vol. 26, N° 2, p. 111-119
- [Rho95] **RHO J.Y., HOBATHO M.C. AND ASHMAN R.B.** Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Med. Eng. Phys.*, 1995, Vol.17, N°5, p.347-355
- [Rho96] **RHO J.Y.** An ultrasonic method for measuring the elastic properties of human tibial cortical and cancellous bone. *Ultrasonics*, 1996, N°34, p.777-783
- [Rho97] **RHO J.Y., TSUI T.Y., PHARR G.M.** Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *Biomaterials*, 1997, Vol. 18, p. 1325-1330.
- [Rho98] **RHO J.Y., TSUI T.Y., PHARR G.M.** Elastic properties of osteon and trabecular bone measured by nanoindentation. *Journal of biomechanics*. 1998, Vol.31, N°. 1, Suppl, p.21
- [Rig86] **RIGGS B, MELTON L.** Involutional Osteoporosis. *New England Journal of Medicine*. 1986, Vol.314, p.1676-1684.
- [Rig92] **RIGGS B, MELTON L.** The Prevention and Treatment of Osteoporosis. *New England Journal of Medicine*. 327, (1992): 620-627.
- [Roh80] **ROHLMANN A., ZILCH H., BERGMANN G., KOLBEL R.** Material properties of femoral cancellous bone in axial loading. Part I : Time independent properties, *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, Vol.97, 1980, p.95-102.
- [Roh91] **ROHL L., LARSEN E., LINDE F., ODGAARD A., JORGENSEN J.** Tensile and compressive properties of cancellous bone. *J.Biomechanics*, 1991, Vol. 24, N° 12, p. 1143-1149
- [Ros95] **ROSCHGER P., PLENK H. Jr, KLAUSHOFER K., ESCHBERGER J.** A new scanning electron microscopy approach to the quantification of bone mineral distribution : backscattered electron image grey-levels correlated to calcium K α -line intensities. *Scanning Microscopy*, 1995, Vol. 9, N° 1, p. 75-88
- [Roy96] **ROY M., RHO J.Y., TSUI T.Y., PHARR G.M.** Variation of Young's modulus and hardness in human lumbar vertebrae measured by nanoindentation. *Adv. Bioeng.*, 1996, BED-33, p. 385-386.
- [Rue96] **RUEGSEGGER P., KOLLER B., MULLER R.** A microtomographic system for the nondestructive evaluation of bone architecture. *Calcif. Tissue Int.*, 1996, Vol. 58, p. 24-29
- [Run75] **RUNKLE J.C., PUGH J.** The micro-mechanics of cancellous bone - II - Determination of the elastic modulus of individual trabeculae by buckling analysis. *Bull. Hosp. J. Dis.*, 1975, Vol. 36, p.2-10.

- [Rya89] **RYAN S.D., WILLIAMS J.L.** Tensile testing of rodlike trabeculae excised from bovine femoral bone. *J. Biomechanics*, 1989, Vol. 22, N° 4, p. 351-355.

S

- [Sah81] **SAHA S., GORMAN P.H.** Strength of human cancellous bone in shear and its relationships to bone mineral content. *Orthop. trans.* 1981, Vol 5, p. 323-324.
- [Sah00] **SAHA P.K., GOMBERG B.R., WEHRLI F.W.**, Three dimensional digital topological characterization of cancellous bone architecture. *International journal Imaging Syst Techni*, 2000, Vol.11, p.81-91
- [Sai95] **SAINT-ANTONIN F.** Etude et propriétés des métaux. Essai de Fluage. *Techniques de l'ingénieur. Traité Matériaux métalliques*, Article M140, Volume MB, Parution 12/1995.
- [Sai97] **SAINT-ANTONIN F.** Etude et propriétés des métaux. Essai de relaxation isotherme. *Techniques de l'ingénieur. Traité Matériaux métalliques*, Article M141, Volume MB, Parution 07/1997.
- [Sal98] **SALOME-PATEYRON M.**, Acquisition et quantification d'images du réseau trabéculaire osseux en microtomographie tridimensionnelle utilisant le rayonnement synchrotron, Thèse, INSA Lyon, 1998, 227 p.
- [Sal99] **SALOME-PATEYRON M., PEYRIN F., CLOETENS P., ODET C., LAVAL-JEANTET A.M., BARUCHEL B, SPANNE P.**, Description of a synchrotron radiation microtomography device for 3D trabecular bone imaging, *Med. Phys.*, 1999, Vol 26, N° 10, p. 2194-2204
- [Sch74] **SCHOENFELD C.M., LAUTENSCHLAGER E.P., MEYER P.R.** Mechanical properties of human cancellous bone in the femoral head. *Medical and Biological Engineering*, 1974, Vol. 12, p. 313-317
- [Sch92] **SCHLANGEN E., VAN MIER J.G.M.** Experimental and numerical analysis of micromechanics of fracture of cement-based composites. *Cement and Concrete Composite*, 1992, Vol. 14, p. 105-118
- [Sch96] **SCHLANGEN E., GARBOCZI E.J.** New method for simulating fracture using an elastic uniform random geometry lattice. *Int. J. Engng Sci.*, 1996, Vol. 34, N°10, p. 1131-1144
- [Ser96] **SERPE L., RHO J.Y.** The nonlinear transition period of broadband ultrasound attenuation as bone density varies. *J. Biomechanics*, 1996, Vol. 29, N° 7, p. 963-966
- [Sil97] **SILVA M.J., GIBSON L.J.** Modeling the mechanical behavior of vertebral trabecular bone : effects of age-related changes in microstructure. *Bone*, 1997, Vol. 21, N°2, p. 191-199
- [Ste94] **STEWART A., REID D.M., PORTER R.W.** Broadband ultrasonic attenuation and dual energy X-ray absorptiometry in patients with hip fracture : which technique discriminates fracture risk. *Calcif. Tissue Int.*, 1994, Vol. 54, p. 466-469
- [Sto83] **STONE J.L., BEAUPRE G.S., HAYES W.C.** Multiaxial strength characteristics of trabecular bone, *J. Biomechanics*, 1983, Vol. 16, N° 9, p. 743-752.

- [Str97] **STRELITZKI R., NICHOLSON P.H.F. AND EVANS J.A.** Low-frequency ultrasonic velocity measurements in human calcaneal trabecular bone. *Physiol. Meas.*, 1997, N°18, p.119-127

T

- [Tay02] **TAYLOR W.R., ROLAND E., PLOEG H., HERTIG D.,** et al. Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis, *Journal of biomechanics*, 2002, vol 35, p.767-773
- [Ter97] **TERRIER A., RAKOTOMANANA R.L., RAMANIRAKA A.N., LEYVRAZ P.F.** Adaptation model of anisotropic bone. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1997, Vol. 1, p. 47-59
- [Tho98] **THOMSEN J.S., EBBESEN E.N., MOSEKILDE LI** Relation between static his-tomorphometry and bone strength measurements in human Iliac crets bone Biopsies , *Bone*, 1998, Vol 22, n°2, p.153-163.
- [Tow75] **TOWNSEND P.R., ROSE R.M., RADIN E.L.** Buckling studies of single human trabeculae. *J. Biomechanics*, 1975, Vol. 8, p. 199-201
- [Tur89] **TURNER C.H.** Yield behavior of bovine cancellous bone. *J. Biomech. Engng.*, 1989, Vol. 111, p. 256-260
- [Tur90] **TURNER CH, COWIN SC, RHO JY, ASHMAN RB, RICE JC** The fabric dependence of the orthotropic elastic of cancellous bone. *J. of Biomechanics* 1990, Vol. 23, p. 549-561.
- [Tur93] **TURNER C.H. AND BURR D.B.** Basic biomechanical measurements of bone : a tutorial. *Bone*, 1993, Vol. 14, p. 595-608
- [Tur99] **TURNER C.H., RHO J.Y., TAKANO Y., TSUI T.Y., PHARR G.M.** The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar : results from two microscopic measurement techniques. *J. Biomechanics*, 1999, Vol. 32, N° 4, p. 437-441.

U

- [Ulr98a] **ULRICH D., VAN RIETBERGEN A., LAIB A., RUEGSEGGER P.** Fe-analysis of the distal radius from in vivo 3D imaging. *J. of Biomechanics*, 1998, Vol. 31, Suppl 1, p. 152
- [Ulr98b] **ULRICH D., VAN RIETBERGEN B., LAIB A., RUEGSEGGER P.** Bone density and microstructure. New methods to determine bone quality and fracture risk. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering-2*, Edited by J. Middleton, M.L. Jones, G.N. Pande, Amsterdam : Gordon and Breach Science publishers, 1998, p.220
- [Ulr98c] **ULRICH D., VAN RIETBERGEN B. ,WEINANS H., RUEGSEGGER P.** Finite element analysis of trabecular bone structure : a comparison of image-based meshing techniques. *J. Biomechanics*, 1998, Vol. 31, N°12; p. 1187-1192
- [Ulr99] **ULRICH D., VAN RIETBERGEN B., LAIB A., RUEGSEGGER P.** Load transfert analysis of the distal radius from in-vivo high-resolution CT-imaging. *J. Biomechanics*, 1999, Vol. 32, N°8; p. 821-828

V

- [Van81] **VAN BUSKIRK W.C., COWIN S.C., WARD R.N.** Ultrasonic measurement of orthotropic elastic constants of bovine femoral bone. *J. of Biomech. Eng.*, 1981, Vol. 103, p. 67-72
- [Van93] **VAN MIER J.G.M., SCHLANGEN E., VERVUUR A.**, Analysis of fracture mechanisms in particle composites. *Micromechanics of concrete and cementitious composite*, Edited by C.Huet, Lausanne : Presses polytechniques et Universitaires Romandes, 1993, p. 159-170
- [Van95] **VAN RIETBERGEN B., WEINANS H., HUISKES R., ODGAARD A.** A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models. *J. Biomechanics*, 1995, Vol. 28, N° 1; p. 69-81
- [Van96] **VAN RIETBERGEN B. , ODGAARD A., KABEL J., HUISKES R.** Direct mechanical assessment of elastic symmetries and properties of trabecular bone architecture. *J. Biomechanics*, 1996, Vol. 29, N° 12; p. 1653-1657
- [Van98] **VAN RIETBERGEN B. , ULRICH D., PISTOIA W., HUISKES R. , RUEGSEGGER P.** Trabecular bone ultimate stress can be predicted from large-scale fe-analyses. *J. Biomechanics*, 1998, Vol. 31, Suppl.1; p. 151
- [Van99] **VAN RIETBERGEN B. , MULLER R., ULRICH D. , RUEGSEGGER P., HUISKES R.** Tissue stress and strain in trabeculae of a canine proximal femur can be quantified from computer reconstructions. *J. Biomechanics*, 1999, Vol. 32, N° 4; p. 443-451
- [Van01] **VAN RIETBERGEN B., PISTOIA W., LAIB A.**, High-resolution three-dimensional-pQCT images can be an adequate basis for in-vivo microFE analysis of bone, *Journal of Biomechanical engineering*, avril 2001, Vol.123, N°2, p.176-183.
- [Van02] **VAN RIETBERGEN B., MAJUMDAR S., NEWITT D., Mac DONALD B.**, High-resolution MRI and microFE for the evaluation of changes in bone mechanical properties during longitudinal clinical trials : application to calcaneal bone in postmenopausal women after one years of idoxifene treatment *Clinical Biomechanics*, février 2002, Vol.17, N°2, p.81-88.
- [Ves91] **VESTERBY A., MOSEKILDE Li, GUNDERSEN H.J.G., MELSEN F., MOSEKILDE Le., HOLME K., SORENSEN S.** Biologically meaningful determinants of the in vitro strength of lumbar vertebrae. *Bone*, 1991, Vol. 12, p. 219-224
- [Vog93] **VOGEL M., HAHN M., DELLING G.** Relation between 2- and 3-dimensional architecture of trabecular bone in the human spine. . *Bone*, 1993, Vol. 14, p. 199-203

W

- [Wal96] **WALTER H.** Modélisation du comportement élastoplastique de l'os spongieux par la méthode des éléments finis. *Mémoire du Diplôme d'Etudes Approfondies de Mécanique, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon*, 1996, 74 p.
- [Wal98] **WALTER H., LBATH F., MITTON D., CENDRE E., RUMELHART C.** Three-dimensional finite element modelling of the mechanical behaviour of human

vertebral cancellous bone. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering-2*, Edited by J. Middleton, M.L. Jones, G.N. Pande, 1998, p.331-338

- [Wea66] **WEAVER J.K. AND CHALMERS J.** Cancellous bone : Its strength and changes with aging and an evaluation of some methods for measuring its mineral content. *J. Bone Jt. Surg.*, 1966, Vol. 48-A, N° 2, p. 289-308
- [Wei94] **WEINSTEIN R.S., MAJUMDAR S.** Fractal geometry and vertebral compression fractures. *J. Bone Min. Res.*, 1994, Vol. 9, N°11, p. 1797-1802
- [Wen02] **XIE WENJIE.**, Voxel based 3D thinning [en ligne], USA: Phd Thesis University of Rochester, Thèse en cours. Disponible sur : http://www.me.rochester.edu/users/wenjie/voxel_thinning.html. (consulté le 4/12/02)
- [Whi74] **WHITEHOUSE W.J.** The quantitative morphology of anisotropic trabecular bone. *J. Microscopy.*, 1974, Vol. 101, p. 153-158
- [Wil82] **WILLIAMS J.L., LEWIS J.L.** Properties and an anisotropic model of cancellous bone from the proximal tibial epiphysis. *J. Biomech. Engng.*, 1982, Vol. 104, p. 50-56

Y

- [Yah88] **YAHIA L.H., DROUIN G., DUVAL P.** A methodology for mechanical measurements of technical constants of trabecular bone. *Engng. Med.*, 1988, Vol. 17, p. 169-173
- [Yoo76] **YOON H.S., KATZ J.L.** Ultrasonic wave propagation in human cortical bone II. Measurements of elastic properties and microhardness. *J. Biomechanics*, 1976, Vol. 9, p. 459-464

Z

- [Zer95] **ZERAHN B., BORGBWARDT A., HOJSGARD C., LEMSER T.** Ultrasound and BMD measurements of the os calcis in normal danish adults. *Eur J. Exp.Musculoskel. Res.*, 1995, Vol.4, p.154-159.
- [Zho98] **ZHOU Y., KAUFMAN A., TOGA A.W.** Three-dimensional skeleton and centerline generation based on an approximate minimum distance field, *The visual computer*, 1998, Vol.14, N°7, p.303-14.
- [Zho99] **ZHOU Y., TOGA A.W.** Efficient skeletonization of volumetric objects, Visualisation and computer graphics, septembre 1999, Vol.5, N°3, p.196-209.
- [Zhu94] **ZHU M., KELLER T.S., SPENGLER D.M.** Effects of specimen load-bearing and free surface layers on the compressive mechanical properties of cellular material. *J. Biomechanics*, 1994, Vol.27, n°1, p.57-66.
- [Zys94] **ZYSSET P.K., SONY M., HAYES W.C.** Morphology-mechanical property relations in trabecular bone of the osteoarthritic proximal tibia. *The Journal of Arthroplasty*, 1994, Vol. 9, N° 2, p. 203-216
- [Zys95] **ZYSSET P.K., CURNIER A.** An alternative model for anisotropic elasticity based on fabric tensors, *Mech. Mater.* 1995, Vol. 21, p.243

- [Zys96] **ZYSSET P.K., CURNIER A.** A 3D damage for trabecular bone based on fabric tensors. *J. Biomechanics*, 1996, Vol. 29, N° 12, p. 1549-1558
- [Zys99] **ZYSSET P.K., GUO X.E., HOFFER C.E., MOORE K.E., GOLDSTEIN S.A.**, Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. *J. Biomechanics*, 1999, Vol. 32, N° 10, p. 1005-1012

Liste des abréviations

LISTE DES ABBREVIATIONS

Mesure de densité :

BMC : Bone Mineral Content (g)

BMD : Bone Mineral Density ($\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$)

HU : Densité Hounsfield (sans unité)

ρ_{app} : densité apparente ($\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$)

ρ_{reelle} : densité réelle ($\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$)

Structure et/ou architecture:

BV/TV : Bone Volume/Tissue Volume (%)

Tb.Th : Trabecular Thickness (μm)

Tb.Sp : Trabecular Separation (μm)

Tb.N : Trabecular Number (μm^{-1})

N.Nd : Number of Nodes (mm^{-2})

N.Tm : Number of Termini (mm^{-2})

MIL_i : Mean Intercept Length dans la direction i (mm)

$\alpha_Z, \alpha_X, \alpha_Y$: Inclinaisons des directions privilégiées des travées 1, 2 et 3 par rapport aux directions de sollicitations, respectivement Z, X et Y (en degrés)

θ, φ : Angles donnant les coordonnées sphériques des directions privilégiées des travées (en degrés)

χ^3 : Nombre d'Euler d'une structure tridimensionnelle

$\Delta\chi$: Contribution au nombre d'Euler

$\beta_0 \beta_1 \beta_2$: Nombres de Betti d'ordres 0, 1 et 2

Ultrasons :

BUA : Broadband Ultrasound Attenuation ($\text{dB}\cdot\text{MHz}^{-1}$)

SOS : Speed of Sound ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)

Biomécanique :

Compression élastique:

E_i : Module d'Young expérimental (MPa) dans la direction i

Compression à rupture :

σ_{\max} : Contrainte maximale de compression (MPa) (noté également $S_{rupture\ apparent}^{experimental}$)

S_e : Limite élastique de compression (MPa)

E : Module d'Young apparent expérimental (MPa)

$\bar{\epsilon}_{\sigma_{\max}}$: Déformation de Henky à σ_{\max} (%)

W : Energie emmagasinée jusqu'à σ_{\max} ($\text{MJ} \cdot \text{m}^{-3}$)

Modélisation par éléments finis :

E_{trab}^{num} : Module d'Young numérique du tissu trabéculaire. (MPa)

E_{app}^{num} : Module d'Young numérique apparent (sur échantillon cubique) (MPa)

$E_{app}^{initial}$: Module d'Young numérique initial du tissu trabéculaire utilisé pour le calcul MEF (MPa)

(en général, $E_{app}^{initial} = 8000$ MPa)

$S_{rupture\ apparent}^{estimé}$: contrainte de compression apparente estimée numériquement (MPa)

σ_{app} : contrainte de compression apparente (MPa)

σ_{11} : Contraintes normales dans la direction 1

σ_{33} : Contraintes normales dans la direction 3

Statistiques :

r : Coefficient de corrélation de Pearson

r' : Coefficient de corrélation des rangs de Spearman

Annexes

Annexes

A1. Banc de micro-flexion :

A1.1. Instrumentation

- Plateau mobile:

Le plateau mobile est piloté en translation par un moteur pas à pas OWIS(r), de résolution 1/64 de pas (1 pas = 2,5 μ m). L'accélération et la vitesse sont réglables.

La position du plateau est connue à l'aide d'un capteur de déplacement SOLARTRON LE/25/S de course 25mm et de résolution 0.5 μ m.

- Capteur d'effort:

Le capteur d'effort est un capteur à jauges de type « semi-conducteur ». Sa capacité maximale est de 25g et sa résolution de 0,025g. Une tige en acier $\varnothing 0,9$ mm est fixée sur le capteur afin d'assurer une meilleure précision du contact (Figure A1. 1).

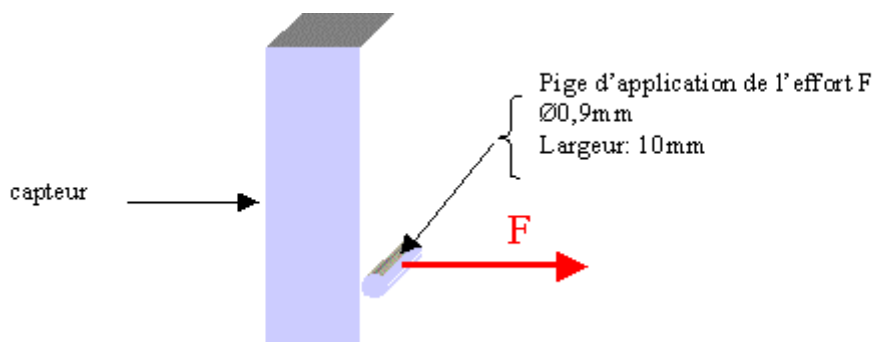


Figure A1. 1. Schéma de l'extrémité du capteur d'effort.

A1.2. Logiciel de pilotage

Tous les instruments (capteur d'effort, capteur de déplacement, moteur) sont pilotés par ordinateur via une carte d'acquisition Ana12. Un logiciel développé au LMSO en Visual Basic® permet le pilotage de ces instruments ainsi que l'acquisition des résultats.

A1.3. Equilibrage du pont de résistances du capteur

Quand le capteur est neuf, ou qu'il a été modifié, il est nécessaire de vérifier l'équilibrage du pont d'extensométrie. En cas de déséquilibre, une résistance en parallèle entre l'entrée terre et l'entrée négative permet d'y pallier.

A1.4. Etalonnage du capteur d'effort

La valeur de l'effort lors d'un essai de flexion est donnée par l'intermédiaire d'une carte d'acquisition reliée au pont de résistances du capteur. Cette valeur est éventuellement corrigée par un coefficient correcteur imposé dans le programme. La ré-

ponse du capteur soumis à des masses connues est ainsi relevée lorsque celui-ci est en position horizontale et en position verticale (position du capteur lors des essais).

A1.5. Détermination de la raideur du système {banc d'essai+capteur}

Lorsque la mesure de l'effort est relevée, elle prend en compte la raideur globale du système, c'est à dire la raideur de l'échantillon et la raideur du système avec éventuellement les jeux existants. Aussi, pour avoir une mesure exacte de la raideur de l'échantillon testé, il est nécessaire de découpler la raideur du système de la raideur globale. Pour cela, nous avons déterminé la raideur du système {banc d'essai + capteur} en réalisant un essai sur un massif considéré comme étant rigide et parfaitement encastré (Figure A1. 2). La reproductibilité de l'essai a également été testée.

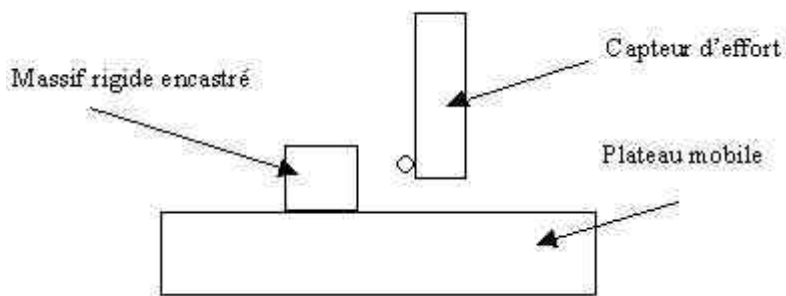


Figure A1. 2. Schéma du montage pour la détermination de la raideur capteur.

La correction de raideur du capteur se fait selon la loi suivante, comme étant assimilée à un montage en série de résistances (Figure A1. 3) :

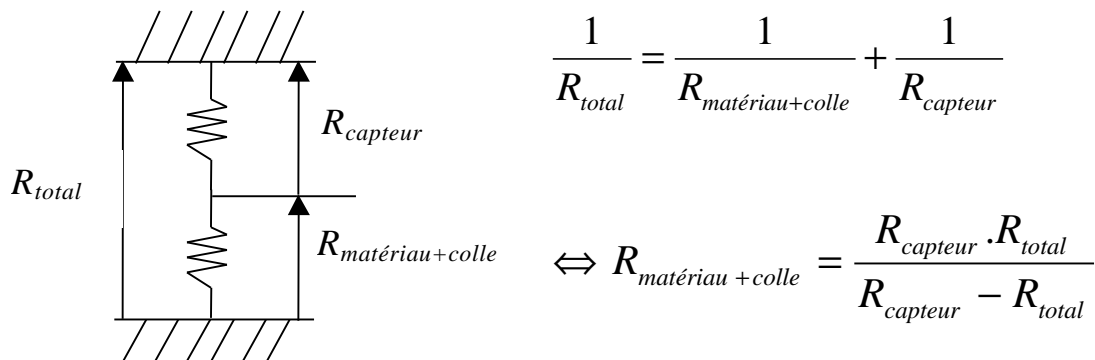


Figure A1. 3. Montage en série des différentes raideurs du banc d'essais.

Il est également nécessaire de déterminer l'influence de l'ancrage de la travée dans le porte-échantillon. Pour encastrer la travée dans son support, nous avons utilisé de la colle à jauge à prise rapide (colle cyano-acrylate M200 avec catalyseur). Afin de quantifier l'influence d'un tel ancrage, nous avons simulé par éléments finis la flexion d'une travée encastrée parfaitement et celle d'une travée encastrée dans un massif de colle. Or, la simulation EF nécessite d'indiquer les propriétés des différents matériaux. Nous avons alors déterminé expérimentalement le module d'Young de la colle utilisée. Pour cela, nous avons confectionné différents types

d'éprouvettes : des éprouvettes cylindriques destinées à un essai de compression et des éprouvettes rectangulaires destinées à un essai de traction (Figure A1. 4). Les mesures de déformations ont été obtenues par des jauges collées sur les éprouvettes et un pont d'extensométrie.

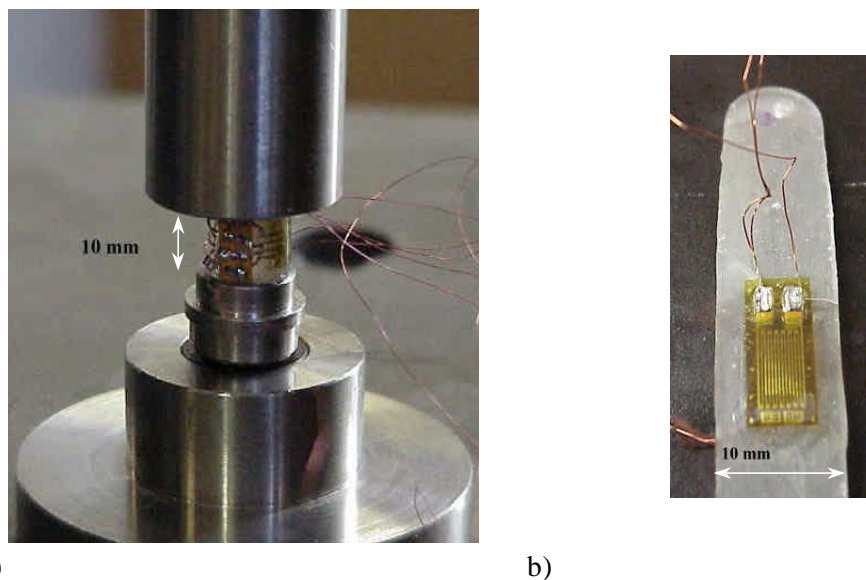


Figure A1. 4. Détermination du module d'young de la colle cyanoacrylate par deux essais.

a) Essai de compression, échantillon cylindrique $\varnothing 10\text{mm}$, $h=10\text{mm}$; b) Essai de traction, échantillon rectangulaire $L=50\text{ mm}$, $e=2$ et 4 mm

Tant en compression qu'en traction, le module d'Young moyen obtenu pour les échantillons de colle cyanoacrylate testés est de 1700 MPa.

Nous avons alors simulé sur travée réelle par éléments finis l'encastrement idéal d'une travée ainsi que l'encastrement de cette même travée dans un massif de colle de module $E_c=1700\text{ MPa}$, le module donné à la travée a été calculé par méthode inverse en utilisant une loi de comportement élastique parfaite. Le modèle a été calculé en utilisant des éléments briques à 8 nœuds à intégration réduite (C3D8R), le volume initial ayant une résolution de $40\text{ }\mu\text{m}$. L'effort a été appliqué par une surface rigide cylindrique. Au préalable, l'orientation de la surface a été calquée sur l'essai expérimental (orientation et hauteur) (Figure A1. 5).

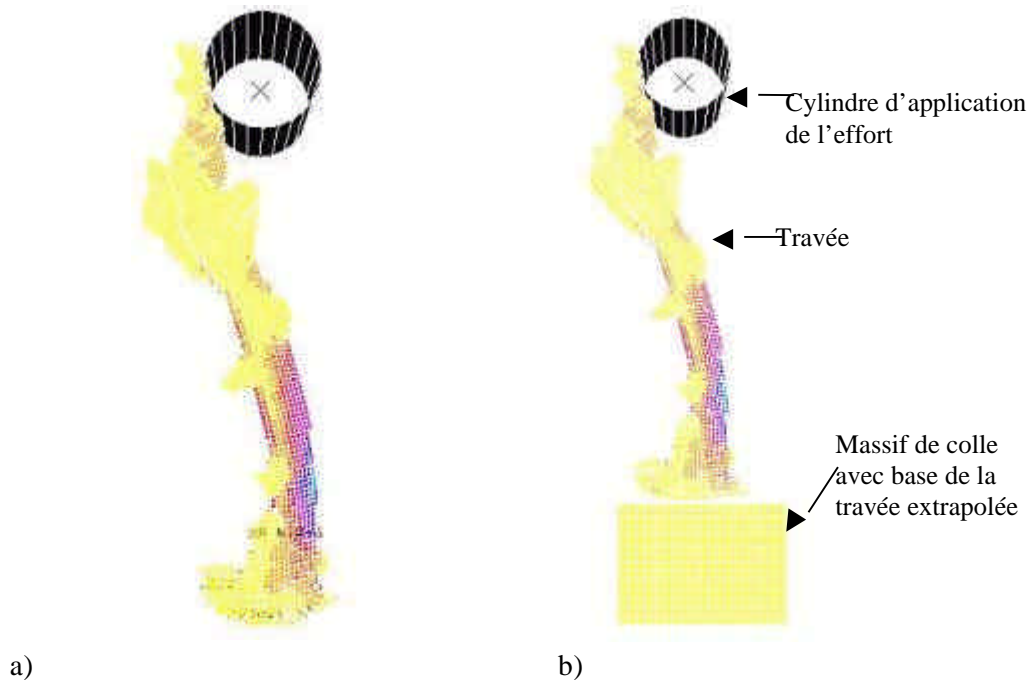


Figure A1. 5. Simulation de l'encastrement de la travée.

- a) Nœuds de la base de la travée encastres parfaitement b) Base de la travée extrapolée et encastree dans un massif de colle suppose parfaitement encastree dans le porte echantillon.

En comparant les valeurs numériques et expérimentale, l'erreur relative reste très faible (entre 0.15 et 2.03%). Il en est de même lorsque l'on compare les simulations d'une travée soumise à un encastrement parfait et d'une travée coulée dans un massif de colle (erreur relative de 1.83%). On peut considérer que l'encastrement expérimental de la travée par collage est acceptable et suppose parfait, ce qui permet alors de simuler l'encastrement de la travée en bloquant les nœuds de sa base inférieure.

Par conséquent, on considérera que l'on a : $R_{\text{matériau+colle}} = R_{\text{matériau}}$

A1.6. Vérification de la méthodologie

La validation de l'essai est vérifiée à partir d'essais de microflexion sur des matériaux étalons et en appliquant la théorie des poutres. Les matériaux que nous avons utilisés sont les suivants : fils de cuivre et d'acier, mines de graphites de compositions différentes.

Étant donné que nous ne connaissons pas avec certitude les modules élastiques des matériaux utilisés (le fil de cuivre que l'on trouve dans le commerce est en effet enduit de résine et les mines de graphite sont renforcées pour plus de solidité), nous avons mené les mêmes essais en flexion "3 points" afin de comparer les modules.

- Essais sur le banc de microflexion

Lorsque leur diamètre est faible, les échantillons sont scellés sur le support par le même principe que les travées, ie en incluant leur extrémité dans de la colle. Il a parfois été nécessaire de coller l'extrémité des échantillons sur le bord du porte-échantillon lorsque leur diamètre était supérieur à celui existant (le choix d'agrandir l'orifice n'a pas été retenu afin de ne pas influencer la quantité de colle introduite). Les modules d'Young ont été calculés en utilisant le modèle théorique d'une poutre encastrée à une extrémité, sur laquelle on applique un effort connu :

$$E = R_{\text{matériau+colle}} \cdot \frac{L^3}{3 \cdot I}$$

Avec :

$$I = \frac{p \cdot d^4}{64} : \text{moment d'inertie pour une section circulaire}$$

L : hauteur à l'encastrement

Les diamètres sont de l'ordre du millimètre tandis que les hauteurs à l'encastrement sont supérieures à 30 mm. Nous sommes bien dans la théorie des poutres.

Les modules obtenus sont donnés dans le tableau récapitulatif (Tableau A1. 1).

- Essais sur le banc de flexion "3 points"

Ces essais sont effectués sur une machine universelle de traction-compression Schenck RSA 250.

La finesse des échantillons nécessite l'utilisation de deux capteurs extérieurs: un capteur de déplacement 4 mm DELTALAB et le capteur de force de capacité maximale 150 N.

Une petite pige collée en bout du capteur d'effort applique une force au centre de la portée (centre de l'échantillon), entre les deux piges sur lesquelles le matériau à tester est placé en équilibre (Figure A1. 6). Un logiciel d'acquisition permet de tracer une courbe Effort - Déplacement.

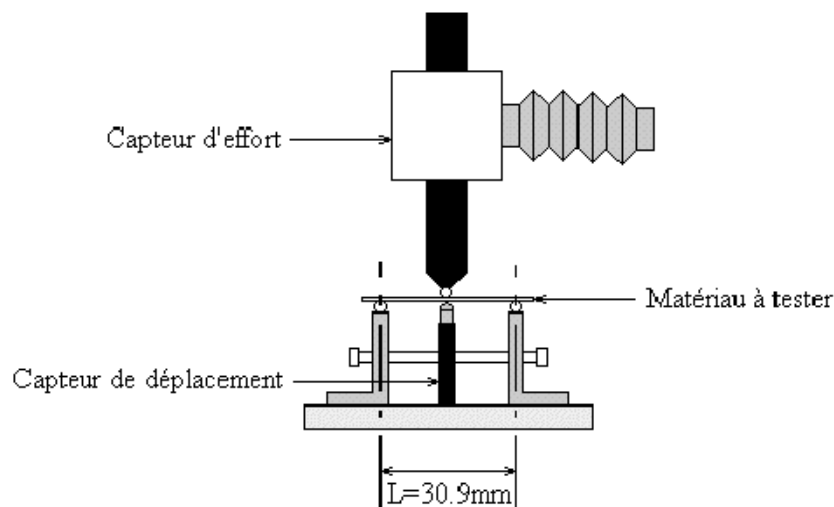


Figure A1. 6. Schéma du banc d'essai de flexion "3 points"

Le calcul du module d'Young moyen dans le domaine élastique se fait à l'aide d'une formule tenant compte de l'effort tranchant dû à l'effort appliqué:

$$E = \frac{\left(\frac{P}{y}\right) \cdot L^3}{48 \cdot I} \cdot \left[1 + 2.85 \cdot \left(\frac{d}{L}\right)^2 - 0.84 \cdot \left(\frac{d}{L}\right)^3 \right]$$

Avec :

$$I = \frac{P \cdot d^4}{64} : \text{moment d'inertie pour une section circulaire}$$

P : charge

Y : flèche

L : portée

d : diamètre de l'échantillon

Tableau A1. 1. Etalonnage par micro flexion et flexion trois points

	$E_{\text{théorique}}$ (GPa)	Micro Flexion	Flexion 3 points	Comparaison des 2 essais
		$E_{\text{expérimental}}$ (GPa)	$E_{\text{expérimental}}$ (GPa)	Erreur relative (%)
Fil de cuivre	≈123	76	95	20
Fil d'acier	200-220	177	219	19.2
Mine de graphite $\text{Æ}2\text{mm}$	(2-17)	68	79	13.9
Mine de graphite $\text{Æ}0.5\text{mm}$	(2-17)	167	189	11.6

Les modules obtenus en flexion "3 points" sont globalement de 12 à 20% plus élevés que ceux obtenus en microflexion mais dans l'ensemble, les résultats sont relativement cohérents. Les valeurs théoriques de module du graphite sont données à titre indicatif car il s'agit de valeurs de graphite théorique, et non du graphite composant nos échantillons. L'une des explications quant à la faiblesse relative des résultats de microflexion peut être que les échantillons n'étaient pas parfaitement encastres à la base mais simplement collés à la surface des porte-échantillons.

Par la suite, nous considérerons la méthodologie comme correcte, d'autant plus que les encastrements des travées se feront de manière plus rigoureuse.

A2.1 Reconstruction 3D par méthode optique

A2.1.1. Reconnaissance de formes

A2.1.1.1. La détection de contours

En général, trouver les contours d'objets dans des images de dimensions quelconques (images naturelles 2D, images médicales 3D...) revient à chercher les endroits où les disparités entre les niveaux de gris des pixels sont grandes. Les difficultés de la détection proviennent le plus souvent du bruit important présent dans les images (bruit du capteur, bruit d'échantillonnage, irrégularité de la surface de l'objet...).

Pratiquement, détecter les contours pour les cas simples se fait de deux manières : approche gradient ou approche Laplacien.

- Approche gradient :

Soit $I(x,y)$ une image, et $G(x,y)$ le gradient de I au point (x,y) .

$$G(x, y) = \left(\frac{\partial I}{\partial x}, \frac{\partial I}{\partial y} \right)^2$$

Dans les premières approches, l'extraction des points de contour s'effectue par sélection des points de norme de gradient élevée grâce aux deux étapes suivantes :

- Calcul de la norme du gradient :

$$N(x, y) = \left(I_x(x, y)^2 + I_y(x, y)^2 \right)^{1/2}$$

- Sélection des points de fort gradient :

On détermine les points tels que :

$$N(x, y) \geq s$$

avec s arbitrairement choisi.

Dans le cas d'images où la norme du gradient aux points de contour varie fortement selon les parties de l'image, cette méthode par approche gradient se révèle inefficace.

- Approche Laplacien

Soit $I(x,y)$ une image et $L(x,y)$ le laplacien de I au point (x,y) .

$$L_x(x, y) = \frac{\partial^2 I}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 I}{\partial y^2}$$

La démarche se décompose ainsi :

On calcule une image I_p telle que :

$$I_p(M) = 0 \text{ si } \Delta(M) > 0$$

$$I_p(M) = 1 \text{ si } \Delta(M) \leq 0$$

Puis on détecte des passages par zéro.

A2.1.2. La segmentation de contours

Les chaînes de contour trouvées précédemment peuvent être partitionnées en segments de courbe. La plus simple description est la ligne droite mais dans de nombreux cas ce n'est pas suffisant et l'utilisation de courbes du deuxième ordre s'avère alors nécessaire.

A2.1.3. La segmentation en régions

La segmentation en régions se différencie de la détection par contour par le fait que l'on ne va plus chercher des ensembles de pixels aux propriétés différentes mais au contraire similaires. On partitionne l'image en zone d'intérêt. Par exemple, on associe à chaque pixel la classe de niveaux de gris à laquelle il appartient. On définit alors les régions par les ensembles maximaux de pixels appartenant à la même classe.

A2.2. Géométrie des caméras

A2.2.1. Modélisation physique de la caméra

Dans ce chapitre sera développé le modèle le plus simple d'une caméra appelé modèle « tête d'épingle » ou « sténopé ». Il revient à modéliser une caméra par une chambre noire à l'intérieur de laquelle la lumière pénètre par un petit orifice. Une image inversée de la scène observée est projetée sur la paroi opposée à l'orifice. On peut alors relier les pixels de l'image à l'objet observé en 3D par des transformées mathématiques (Figure A2. 1).

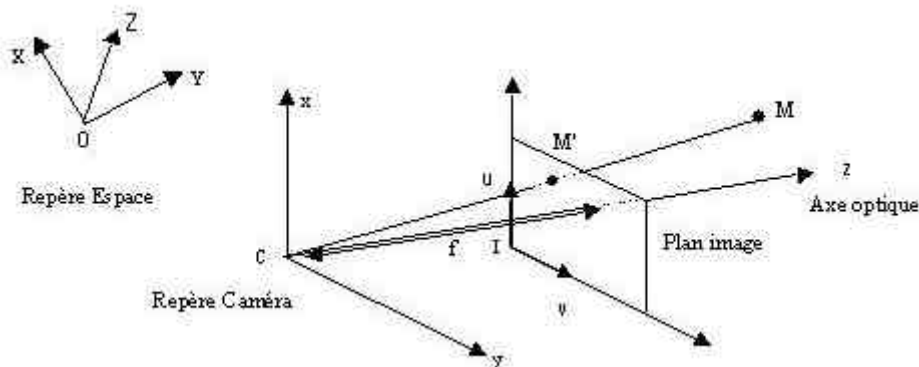


Figure A2. 1. Liaisons géométriques entre un point observé et son correspondant dans le plan image.

Dans le repère caméra (C,x,y,z), les coordonnées cartésiennes et homogènes d'un point M de l'espace 3D et de son image M' vérifient :

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} fx/z \\ fy/z \\ f \end{bmatrix} \text{ ou } \mathbf{M}' = \mathbf{P} \cdot \mathbf{M} \quad (\text{A2.1})$$

Avec :

$$\mathbf{M}' = \begin{bmatrix} sx' \\ sy' \\ sz' \\ s \end{bmatrix}; \quad \mathbf{M} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \text{ et } \mathbf{P} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1/f & 0 \end{bmatrix}$$

f : distance entre le foyer de la lentille et le plan image appelée distance focale.

A2.2.2. Paramètres intrinsèques

Les paramètres intrinsèques d'une caméra sont les paramètres qui la caractérisent sans référence à son contexte d'utilisation.

Pour une caméra selon le modèle sténopé, ils sont communément au nombre de cinq:

- La distance focale notée f.
- Les coordonnées de l'intersection de l'axe optique et du plan image notées (u_0, v_0).
- Les facteurs d'échelle k_u et k_v ou les paramètres α_u et α_v .

Ils permettent de relier les coordonnées (x,y,z) d'un point de la scène 3D qui sont exprimées dans le repère de la caméra aux coordonnées de sa projection dans l'image (u,v). Il faut alors effectuer à partir de l'équation (A2.1) un changement de repère pour se trouver dans (I,u,v). Ce changement est modélisé par la matrice K.

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} k_u & 0 & 0 & u_0 \\ 0 & k_v & 0 & v_0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ soit } \begin{bmatrix} su \\ sv \\ s \end{bmatrix} = \mathbf{K} \cdot \mathbf{P} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_u & 0 & u_0/f & 0 \\ 0 & k_v & v_0/f & 0 \\ 0 & 0 & 1/f & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A2.2})$$

On peut également multiplier par f tous les termes, ce qui n'a pas d'influence sur les coordonnées homogènes.

$$D = \begin{bmatrix} \mathbf{a}_u & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & \mathbf{a}_v & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \text{ soit } \begin{bmatrix} su \\ sv \\ s \end{bmatrix} = D \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A2.3})$$

Pour passer des coordonnées (X,Y,Z) d'un point dans le repère absolu de la scène, à ses coordonnées (x,y,z) dans le repère de la caméra, il est nécessaire de posséder la position et l'orientation de la caméra dans le repère absolu (O,X,Y,Z), c'est l'objet des paramètres extrinsèques.

A2.2.3. Paramètres extrinsèques

Ils décrivent le positionnement d'un repère lié à l'objet par rapport à un repère du système d'acquisition, celui de la caméra qui est décrit par les paramètres intrinsèques. Ils sont au nombre de six et décrivent une transformée euclidienne de l'espace 3D. Ils se composent des trois angles de rotation et des trois coordonnées d'un vecteur de translation $T = [t_x \ t_y \ t_z]^T$. Ils vérifient donc l'équation (A2.4).

Chaque élément de la matrice globale de rotation R s'exprime en fonction des angles de rotation choisis.

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = R \cdot \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} + T \quad \text{avec} \quad R = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \text{ et } T = \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{bmatrix} \quad (\text{A2.4})$$

On peut également exprimer cette égalité simplement en coordonnées homogènes.

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R & T \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A2.5})$$

A2.2.4. Modèle complet

En utilisant les équations (A2.3) et (A2.5), on obtient la formulation du modèle complet à sténoper. Il est formé de 11 paramètres liés de manière non linéaire.

$$\begin{bmatrix} su \\ sv \\ s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{a}_u & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & \mathbf{a}_v & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \text{ soit } \begin{bmatrix} su \\ sv \\ s \end{bmatrix} = Q \cdot \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix}$$

Si on met cette expression sous forme de coordonnées cartésiennes, on obtient deux équations mettant en évidence la non-linéarité cachée par l'emploi de coordonnées homogènes.

$$\begin{cases} u = \frac{q_{11}X + q_{12}Y + q_{13}Z + q_{14}}{q_{31}X + q_{32}Y + q_{33}Z + q_{34}} \\ v = \frac{q_{21}X + q_{22}Y + q_{23}Z + q_{24}}{q_{31}X + q_{32}Y + q_{33}Z + q_{34}} \end{cases} \quad (\text{A2.6})$$

A2.2.5. Calibration des caméras

« La calibration de la caméra est l'opération qui consiste à établir les relations reliant l'espace 3D de la scène observée et l'espace 2D de l'image obtenue, dans le but de permettre une déduction rapide d'une mesure (position, distance...) dans l'espace 3D à partir d'observations issues de l'image 2D ». (Publication EDF 97NJ00032)

Pour nos expériences, nous avons calibré les caméras à l'aide d'une mire de calibrage (Figure A2. 2). Cette mire est fournie avec le logiciel ASAME qui nous a permis d'effectuer la reconstitution en 3D. Pour réussir la calibration, il faut que la caméra visualise au moins trois faces du cube. La géométrie du cube est connue du logiciel et par reconnaissance des traits et formes géométriques, il pourra situer le cube dans l'espace.

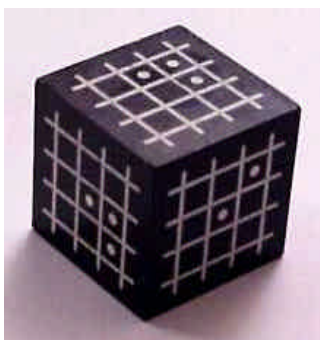


Figure A2. 2. Mire de calibrage utilisée.

Toutefois plusieurs sources d'erreur peuvent compromettre la mise en œuvre d'une technique de calibration qui du point de vue mathématique convient:

- Au niveau de la définition des mires.
- Au niveau des déplacements de mire ou de caméra.
- Au niveau de l'outil de traitement des images.
- Au niveau des conditions d'éclairage.

A2.2.6. Vision stéréoscopique

Un des objectifs est de reproduire la structure tridimensionnelle d'une trabécule à partir de plusieurs images. La vision stéréoscopique utilise deux images prises avec deux caméras. Connaissant le modèle de projection de chaque caméra et la relation spatiale entre les deux caméras, il s'agit de calculer les coordonnées 3D d'un point à partir de ses deux projections dans les deux images.

Les principaux problèmes de cette méthode sont que les propriétés métriques ne se conservant pas par la projection il n'est pas facile de comparer les éléments d'une image à ceux de l'autre image. De plus, il faut également tenir compte du phénomène d'occultation : un élément d'une image peut ne pas être vu dans l'autre image soit parce qu'il est caché, soit hors du champ de vue d'une caméra. La démarche calculatoire utilisée est alors la suivante :

- Etablir un ensemble d'appariements entre les éléments des deux images. On obtient alors une mise en correspondance *locale*.
- Utiliser des contraintes afin de réduire l'espace de recherche d'une mise en correspondance *globale*.
- Mettre en œuvre une méthode de mise en correspondance globale.

Le choix des éléments (ou primitives) à mettre en correspondance est crucial. On peut extraire une gamme variée de primitives :

- Des points (pixels, points d'intérêt, éléments de contour...).
- Des segments (segments de droite, arcs de cercle...).
- Des régions.

Dans notre cas, la reconstitution en 3D d'une forme simple a été réalisée à l'aide du logiciel ASAME.

Pour la reconstruction, une autre méthode a également été envisagée. Celle-ci est explicitée ci-dessous.

Nous effectuons la reconstitution complète de la travée par rotation de cette dernière tous les cinq degrés environ grâce au socle gradué monté sur roulements à billes. Le montage expérimental est illustré Figure A2. 3 ci-dessous.

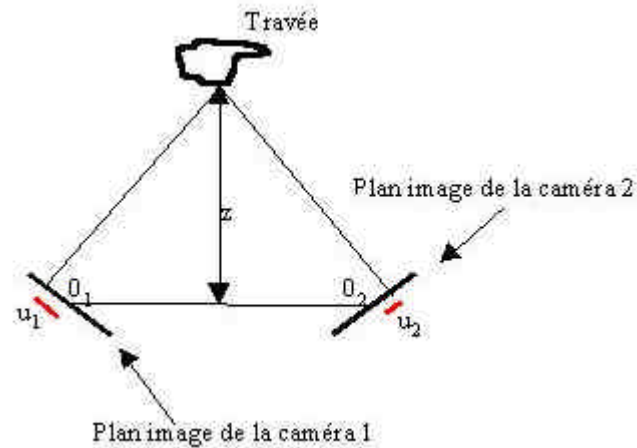


Figure A2. 3. Montage expérimental (vue de dessus)

Un point de la travée a deux projections : une sur le plan image de la caméra 1 et une sur le plan image de la caméra 2. On obtient alors deux distances, u_1 et u_2 , qui sont les distances entre les points de projection dans les plans images et les centres optiques.

$$\Delta u = u_2 - u_1$$

Cette différence est également fonction de la distance:

$$\Delta u = u_2 - u_1 = F(z)$$

On obtient alors le profil 2D de la travée par sondage de haut en bas de la travée à l'aide des deux caméras comme indiqué sur la Figure A2. 4.

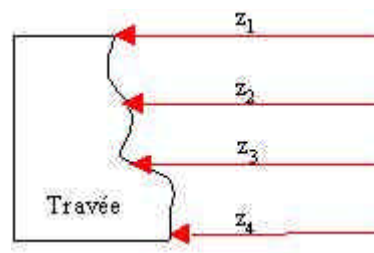


Figure A2. 4. Profil d'une travée et distances

Le processus est réitéré par rotation de 5° permettant d'avoir la géométrie 3D. Pour toutes ces reconstructions en 3 dimensions, il est nécessaire de mettre en place un repérage fin sur l'objet à reconstituer pour pouvoir relier spatialement les deux caméras. L'une des techniques que nous avons expérimenté est une méthode optique par laser.

A3. Technique « speckle » à l'aide d'un laser

A3.1. Introduction à la méthode « speckle »

Lorsqu'un objet quelconque diffusant (feuille de papier, surface de béton, surface métallique non parfaitement polie) est éclairé par un laser, il donne l'impression d'être recouvert par une structure granulaire très fine. Tous les points de l'objet, éclairés par un laser sont cohérents et ils envoient sur la rétine des vibrations capables d'interférer. Chaque point de l'objet a pour image sur la rétine une figure de diffraction caractéristique du système optique de l'œil. Ce sont les interférences de ces figures de diffraction qui produisent cet aspect granulaire appelé « speckle ». Le phénomène est le même si l'on remplace l'œil par un appareil photographique : après développement, l'image montre un speckle qui dépend de l'ouverture de l'objectif. Plus l'ouverture est grande et plus la structure du speckle est fine car le diamètre de la figure de diffraction d'un objectif décroît si son ouverture augmente.

Dans la suite de ce paragraphe consacré à la méthode speckle, quelques éléments fondamentaux sur la diffraction seront tout d'abord exposés puis seront explicitées les propriétés du speckle dans l'image d'un objet diffusant. Un objet diffusant peut être soit un objet réfléchissant - diffusant (béton, bois, pierre...) ou un objet transparent - diffusant (verre dépoli).

A3.2. Image d'une source lumineuse ponctuelle

Soit O un objectif supposé parfait qui est éclairé par une source lumineuse ponctuelle S émettant de la lumière monochromatique de longueur d'onde λ . (Figure A3. 1).

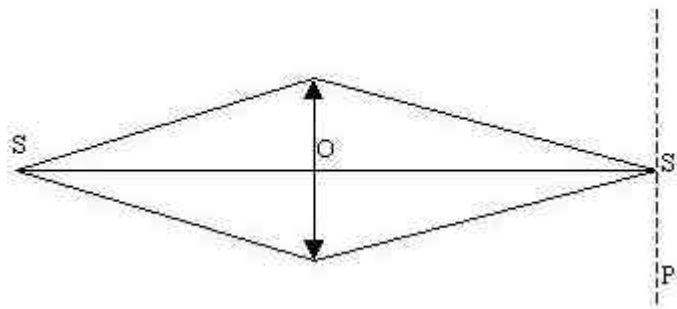


Figure A3. 1 Image S' d'une source ponctuelle S.

L'image S' est une petite tache lumineuse dont la structure est déterminée par les phénomènes de diffraction et qui dépend de la forme du contour qui limite l'objectif O. Les trois figures montrent les phénomènes de diffraction de trois types d'ouverture (Figure A3. 2a) objectif O diaphragmé par un écran percé d'une fente de largeur L_0 ; (Figure A3. 2b): objectif O diaphragmé par un écran percé d'un anneau étroit ; (Figure A3. 2c): objectif qui, limité par un contour circulaire, n'a pas une transparence uniforme. L'absorption croît du centre au bord de l'objectif suivant une loi de

Gauss, la répartition de l'intensité dans le phénomène de diffraction suit aussi une loi de Gauss). v est le rayon angulaire du premier anneau noir.

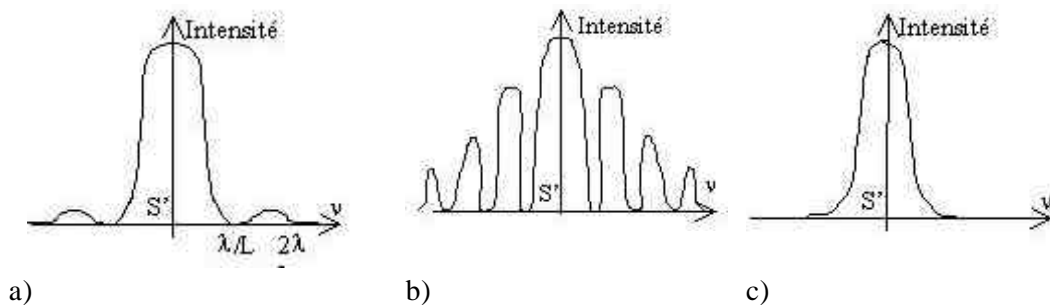


Figure A3. 2. Figures

a) Figure de diffraction d'une fente de largeur L_0 , b) Figure de diffraction d'une ouverture annulaire, c) Figure de diffraction d'une ouverture circulaire dont l'absorption croît du centre au bord.

A3.3. Images de deux sources ponctuelles monochromatiques

On considère deux sources lumineuses ponctuelles S_1 et S_2 identiques éclairées par la source lumineuse monochromatique S_0 .

Les deux images S'_1 et S'_2 données par l'objectif O sont les deux figures de diffraction identiques à la figure de diffraction étudiée précédemment.

Les intensités résultantes sont différentes selon si les amplitudes sont en opposition ou en phase (Figure A3. 3).

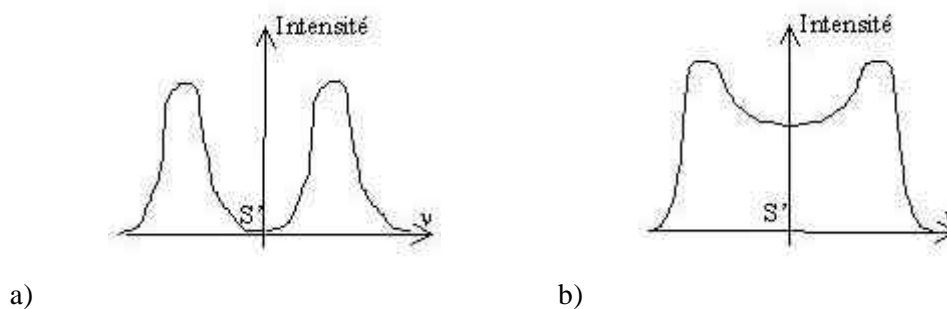


Figure A3. 3. Intensité résultante

a) amplitudes en opposition, b) amplitudes en phase

A3.4. Speckle » dans l'image d'un objet éclairé par un laser

Dans la pratique, les objets diffusant sont de deux types : objet réfléchissant - diffusant ou un objet transparent - diffusant. Les variations d'épaisseur, de réflexion, d'absorption, d'indices de réfraction sont les causes qui produisent la diffusion de la lumière. Pour un objet diffusant, ces variations sont grandes par rapport à la longueur d'onde la lumière.

Si l'on considère un objet diffusant quelconque éclairé par une source lumineuse non ponctuelle et si l'on forme une image de cet objet avec un objectif, l'objet étant éclairé uniformément, il en est de même de son image. Ceci est dû au fait que tous les points de l'objet éclairés par une source large sont incohérents.

Par contre, un objet diffusant éclairé par un laser (source pratiquement ponctuelle émettant de la lumière monochromatique, spatialement et temporellement cohérente), tous les points de l'objet diffusent des vibrations lumineuses capables d'interférer. En regardant l'objet on constate la présence d'une structure très fine, un « fourmillement » de petits points lumineux dans l'image de l'objet. Ce fourmillement est dû aux interférences des vibrations envoyées par les différents points de l'objet dans son image.

L'image résulte de la superposition en amplitude de toutes les figures de diffraction. Les plus petites taches ont un diamètre d de l'ordre de grandeur du diamètre de la figure de diffraction de l'objectif qui forme l'image. Soit $2a$ le diamètre de l'objectif O , l la distance de O au plan d'observation Π' . Si $\alpha = a / l$, on a : $d \cong \lambda / \alpha$ (λ : longueur d'onde).

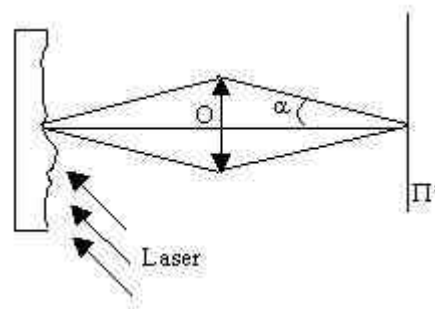


Figure A3. 4. Speckle dans l'image P' d'un objet diffusant - réfléchissant éclairé par un laser.

L'objet étant éclairé en faisceau parallèle sous une incidence quelconque, une translation quelconque de l'objet dans son plan moyen ne change pas les phases relatives des différents points de l'objet dans le plan Π' . Le speckle suit l'objet dans ses translations. Par contre, ceci n'est plus vrai pour une rotation car les phases relatives sont modifiées ainsi que le speckle sauf si le faisceau incident est normal à G .

Si l'on place un diaphragme contre l'objectif O , la structure du speckle en Π' se modifie lorsqu'on déplace le diaphragme par translation dans son plan. Ce déplacement introduit un facteur de phase qui n'est pas le même pour tous les points diffractants de l'objet. Ces différences de phase entraînent alors un changement de la structure du speckle.

A4. Mesures par corrélations d'images [Mgu97] [Cle01]

Les objets étudiés étant recouverts d'un motif aléatoire (Figure A4. 1), le logiciel SIFASOFT, basé sur la corrélation d'images numériques, est utilisé pour mesurer des champs de déplacements et de déformations sur des structures planes.



Figure A4. 1. Exemples de motifs aléatoires

A partir de deux images de la structure, une image avant et une image après déformation, l'utilisateur détermine sur l'image gauche une zone d'étude. Cette zone est discrétisée en un ensemble de carrés de pixels, appelés patterns. L'utilisateur peut choisir la taille des patterns et la distance entre les centres de deux patterns adjacents en fonction du motif déposé et de la densité de points de mesure souhaitée.

- Méthode de corrélation sur un pattern

La méthode de corrélation utilisée est basée sur la recherche d'un champ de déplacement sur chacun des patterns de la zone d'étude. Ce champ de déplacement est considéré comme homogène et bilinéaire en u et v :

$$\begin{cases} DU(u, v) = a_u \cdot u + b_u \cdot v + c_u \cdot u \cdot v + d_u \\ DV(u, v) = a_v \cdot u + b_v \cdot v + c_v \cdot u \cdot v + d_v \end{cases}$$

Pour une meilleure compréhension, les images gauche et droite sont représentées dans le même repère (Figure A4. 2).

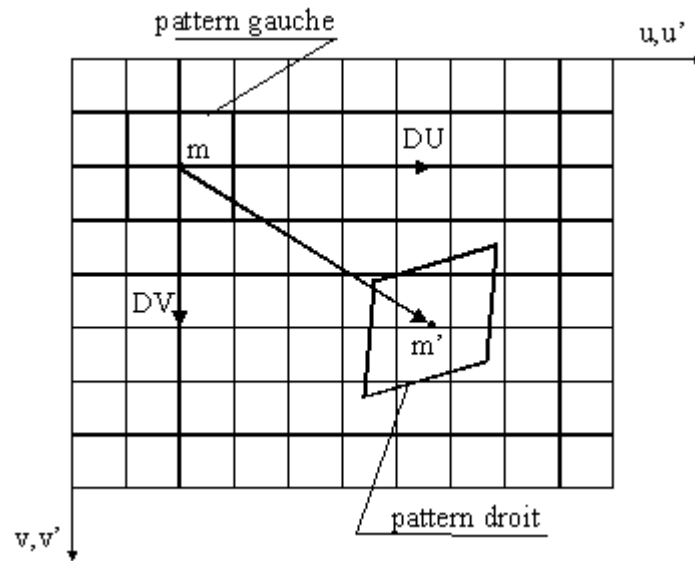


Figure A4. 2. Evolution d'un pattern entre les images gauche et droite

La fonction discrète représentant le niveau de gris de l'image gauche est notée $f(u, v)$, celle de l'image droite est notée $f'(u', v')$. Après déplacement, la relation entre les niveaux de gris f et f' s'écrit:

$$f'(u', v') = f(u + DU(u, v), v + DV(u, v))$$

$DU(u, v)$ et $DV(u, v)$ sont déterminés par corrélation mathématique de $f(u, v)$ et $f'(u', v')$ [Cle01]. Les coefficients de corrélations proposés sont ceux au sens des moindres carrés :

$$C_1 = \int_S (f(u, v) - f'(u', v'))^2 . du . dv$$

et croisé:

$$C_2 = 1 - \frac{\int_S f(u, v) . f'(u', v') . du . dv}{\sqrt{\int_S f(u, v)^2 . du . dv . \int_S f'(u', v')^2 . du . dv}}$$

où S représente la surface du pattern considéré.

Suivant le choix de l'utilisateur, l'un de ces coefficients est minimisé pour la recherche du champ de déplacement entre un pattern de l'image gauche et son homologue dans l'image droite.

- Appariement sur la zone d'étude

Pour initialiser l'algorithme de corrélation, l'utilisateur repère dans un premier temps un motif caractéristique dans l'image gauche dont il saura retrouver le correspondant dans l'image droite. Ce repérage donne une solution initiale approximative des deux composantes d_u et d_v du champ de déplacement (1) pour le pattern considéré. Les coefficients du champ de déplacement sont déterminés sur ce premier pattern par un processus itératif (Figure A4. 3). Les calculs de corrélation sont effectués sur les 4 carrés centrés en m_1 , m_2 , m_3 et m_4 , sommets du pattern centré en m (Figure A4. 3a). Les carrés sont balayés sur l'image droite. Leurs positions sont obtenues pour la meilleure corrélation et un premier champ de déformation est évalué pour le pattern central (Figure A4. 3b). Les carrés sont adaptés selon le champ de déformation trouvé à l'itération précédente. Le balayage est réitéré et un nouveau champ de déformation pour le pattern central est évalué (Figure A4. 3c). Le calcul est arrêté lorsque, entre deux itérations, la précision demandée par l'utilisateur est atteinte (Figure A4. 3d).

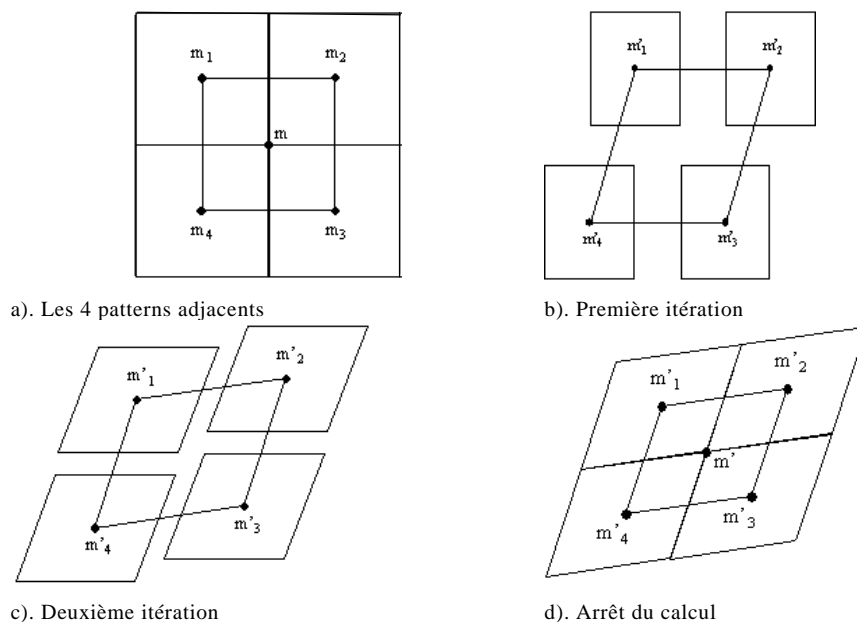


Figure A4. 3. Calcul du champ de déplacement sur un pattern

La solution trouvée pour le premier pattern est utilisée comme solution initiale pour les patterns adjacents. L'appariement est ainsi réalisé sur toute la zone d'étude par propagation.

- Evaluation de la précision de l'appariement

Pour calculer le champ de déplacement d'un pattern centré en m , quatre calculs de corrélation sont effectués sur les carrés centrés en les sommets du pattern considéré. En théorie, à la fin du calcul, le point m' est le sommet commun de ces carrés (Figure A4. 3d). En pratique, les 4 carrés n'ont pas forcément un sommet en commun (Figure A4. 4). Le point m' est défini comme étant le point se situant à une distance moyenne de ces quatre sommets. Il est alors possible de définir une erreur

de corrélation, exprimée en pixels, à partir de l'écart-type de la distance entre m' et les quatre sommets.

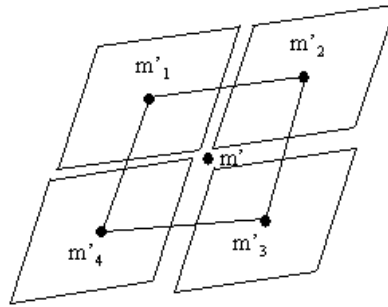


Figure A4. 4. Evaluation de la précision de l'appariement

A.5. Calculs des paramètres à 40 μm et autres stats

A.5.1. Tomographie.

Calculs des paramètres d'anisotropie à 40 μm :

Tableau A5. 1. Paramètres architecturaux 3D à partir d'images tomographiques sur cubes Médiaux (40 μm , 6.6*6.6*6.6 mm^3)

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
<i>Densité volumique</i>					
BV/TV3D (%)	16	10.48	4.57	10.29	[3.23 – 18.2]
<i>Irrégularité</i>					
Dimension Fractale 3D	16	2.6	0.19	2.62	[2.26 – 2.88]
<i>Connectivité</i>					
Euler	17	-1103	458	-955	[-2162 – -384]
Contribution d'Euler	17	-1240	463	-1076	[-2339 – -538]
Densité d'Euler (mm^{-3})	17	-3.83	1.59	-3.32	[-7.52 – -1.33]

Tableau A5. 2. Paramètres architecturaux 3D sur images tomographiques de cubes latéraux (40 μm , 5.12*5.12*5.12 et 6.6*6.6*6.6 mm^3)

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
<i>Densité volumique</i>					
BV/TV3D (%)	28	9.80	4.35	9.41	[2.11 – 20.6]
<i>Irrégularité</i>					
Dimension Fractale 3D	27	2.59	0.18	2.64	[2.17 – 2.87]
<i>Connectivité</i>					
Euler	28	-933	391.2	-890.5	[-1715 – -49]
Contribution d'Euler	28	-1070	398	-1022	[-1854 – -254]
Densité d'Euler (mm^{-3})	28	-3.79	1.57	-3.77	[-7.02 – -0.17]

Calculs des paramètres sur échantillons médiaux déjà comprimés :

Tableau A5. 3. Paramètres architecturaux 3D sur images tomographiques de cubes médiaux après compression (10 μm , 6.6*6.6*6.6 mm^3)

(source Françoise Peyrin)

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
<i>Densité volumique</i>					
BV/TV3D (%)	15	13.84	4.9	14.24	[4.56 – 22.9]
<i>Structure</i>					
TbTh (μm)	15	82.4	14.7	78	[56 – 110]
TbN	15	1.59	0.38	1.68	[0.83 – 2.29]
TbSp (μm)	15	589	218	493	[339 – 1153]
TbSp (μm)	15	589	218	493	[339 – 1153]

Tableau A5. 4. Paramètres architecturaux 3D dits "directs" sur images tomographiques de cubes médiaux après compression (10 μm , 6.6*6.6*6.6 mm^3)

(source Françoise Peyrin)

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
<i>Densité surfacique</i>					
BS/TV	15	25	4.8	25.6	[18.1 – 45.4]
<i>Structure</i>					
TbTh* (μm)	15	146.6	19.4	144	[113 – 175]
<i>Connectivité</i>					
Ceuler	15	-1578	764	-1418	[-3236 – -538]
Ceuler/ mm^3	15	-5.62	2.53	-5.01	[-10.8 – -1.9]
(1-Ceuler)/ mm^3	15	5.62	2.53	5.01	[1.88 – 10.8]
<i>Topologie</i>					
#Tunnels	15	2167	998	1825	[714 – 4653]
#Tunnels/ mm^3	15	7.25	3.34	6.12	[2.39 – 15.57]
Cav/TV (mm^3)	15	1.75	1.38	1.76	[0.04 – 4.51]

A5.2. IRM.

Calculs des paramètres architecturaux :

Tableau A5. 5. Paramètres architecturaux 3D calculés sur images IRM de cubes médiaux (78 μm , vol. de 4.9*4.4*5.6 à 6.5*7.9*7.6 mm^3)

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
<i>Densité volumique</i>					
BV/TV3D (%)	16	13.85	6.5	13.49	[3.9 – 25.2]
<i>Irrégularité</i>					

Dimension Fractale 3D	16	2.62	0.22	2.63	[2.18 – 2.95]
<i>Connectivité</i>					
Euler	15	-1769	1057	-1981	[-3645 – -18]
Contribution d'Euler	15	-1357	861	-1400	[-3118 – -88]
Densité d'Euler (mm ⁻³)	15	-5.85	3.44	-5.97	[-12.58 – -0.07]
Densité d'Euler (mm ⁻³)	15	-5.85	3.44	-5.97	[-12.58 – -0.07]

Tableau A5. 6. Paramètres architecturaux 3D sur images IRM de cubes latéraux (78 µm, volumes entre 5.0*4.7*5.2 et 7.2*7.9*7.9 mm³)

Paramètres	n	Moyenne	Ecart type	Médiane	Plage de Variation
<i>Densité volumique</i>					
BV/TV3D (%)	15	12.64	6.06	11.57	[3.261 – 27.4]
<i>Irrégularité</i>					
Dimension Fractale 3D	15	2.66	0.19	2.66	[2.16 – 2.90]
<i>Connectivité</i>					
Euler	14	-1887	1629	-1409	[-6533 – -415]
Contribution d'Euler	14	-1546	1208	-1241	[-5299 – -511]
Densité d'Euler (mm ⁻³)	14	-6.89	3.61	-5.73	[-14.67 – -2.53]
Densité d'Euler (mm ⁻³)	14	-6.89	3.61	-5.73	[-14.67 – -2.53]

A5.3. Comparaisons Latéral - Médial.

Histomorphométriques (latéral) et Tomographie à 10 µm sur médial :

Corrélations et comparaison de moyenne entre paramètres Histomorphométriques (sur échantillon latéral) et Tomographie à 10 µm (hormis la dimension fractale, calculée à 40 µm) sur échantillon médial.

Tableau A5. 7. Comparaison Tomo 10µm Médial – Histo Latéral

Paramètres	n	Test t ¹ p	Corrélations ²		
			n	r	p
<i>Densité volumique</i>					
BV/TV (%)	16	0.0000	16	0.5902	0.0080
<i>Structure</i>					
TbTh (µm)	16	0.0000	16	-0.4999	0.0243
TbN	16	0.0000	16	0.8681	0.0000
TbSp (µm)	16	0.0000	16	0.8329	0.0000
Dimension fractale ³	15	0.0000	15	0.7821	0.0003
<i>Anisotropie</i>					
MIL ₁ (mm)	16	0.0000	16	0.4564	0.0378
MIL ₃ (mm)	16	0.0000	16	0.5488	0.0138

1 : Paired t Test (test paramétrique pour série appariée)

- 2 : Pearson correlation coefficients (r) et probabilité associée.
 3 : Fractal 2D sur 3 coupes histo et Fractal 3D sur volumes à 40 μm

Tableau A5. 8. Comparaison Tomo 10 μm Médial – Histo Latéral

Paramètres	n	Test T ¹ p	Corrélations ²		
			n	r'	p
<i>Anisotropie</i>					
MIL ₁ /MIL ₃	16	0.0007	16	0.3471	0.0939

- 1 : Wilcoxon Test (test non paramétrique pour série appariée)
 2 : Spearman correlation coefficients (r') et probabilité associée.
 3 : Fractal 2D sur 3 coupes histo et Fractal 3D sur volumes à 40 μm

Histomorphométriques (latéral) et IRM 78 μm sur médial:

Tableau A5. 9. Comparaison IRM 78 μm Médial – Histo Latéral

Paramètres	n	Test t ¹ p	Corrélations ²		
			n	r	p
<i>Densité volumique</i>					
BV/TV (%)	18	0.0000	18	0.7213	0.0004
<i>Structure</i>					
TbTh (μm)	18	0.0000	18	-0.4174	0.0424
TbN	18	0.0000	18	0.8613	0.0000
TbSp (μm)	17	0.0000	18	-0.4580	0.0323
Dimension fractale ³	16	0.0000	16	0.6868	0.0016
<i>Anisotropie</i>					
MIL ₁ (mm)	18	0.0000	18	0.2706	0.1388
MIL ₃ (mm)	18	0.0000	18	0.5120	0.0149

- 1 : Paired t Test (test paramétrique pour série appariée)
 2 : Pearson correlation coefficients (r) et probabilité associée.
 3 : Fractal 2D sur 3 coupes histo et Fractal 3D sur volumes à 78 μm (calculs Ln)

Tableau A5. 10. Comparaison IRM 78 μm Médial – Histo Latéral

Paramètres	n	Test T ¹ p	Corrélations ²		
			n	r'	p
<i>Anisotropie</i>					
MIL ₁ /MIL ₃	18	0.0000	18	0.0815	0.3739

- 1 : Wilcoxon Test (test non paramétrique pour série appariée)
 2 : Spearman correlation coefficients (r') et probabilité associée.

A6. Valeurs des Modules D'Young du tissu trabéculaire calculé par identification MEF (maillage hexaédrique) à partir d'images μ CT et IRM par échantillon

Tableau A6. 1. Calculs à partir d'images tomographiques à 40 μ m (165*165*165 voxels) sur image médiale.

nom	BV/TV histo	VTO3D med (10 μ m)	dens app /dens réelle	E réel (=Eméca)	E trab num
M47	9.07	11.517	12.136	373	
M48	7.61	5.745	5.405	96	87 211
M49	13.1	13.912	14.116	438	50 474
M50	14.63	18.747	19.701	1088	
M51	10.41	17.14	15.253	559	19 472
M53	12.68	14.2277	13.232	742	54 299
M54	*	6.7451	6.928	6	2 237
M55	10.02	10.55	8.856	247	46 547
M56	9.74	9.79	8.668	108	24 767
M57	9.45	10.529	8.887	86	9 661
M58	11.89	12.8233	13.498	266	18 312
M59	9.99	5.05	3.355	19	14 406
M60	13.82	17.6817	13.582	461	
M61	3.57	3.6763	3.481	21	44 449
M63	6.76	7.7998	6.414	60	14 918
M64	9.83	10.7489	9.105	189	25 667

Tableau A6. 2. Calculs à partir d'images tomographiques à 40 μ m (165*165*165 voxels) sur image latérale.

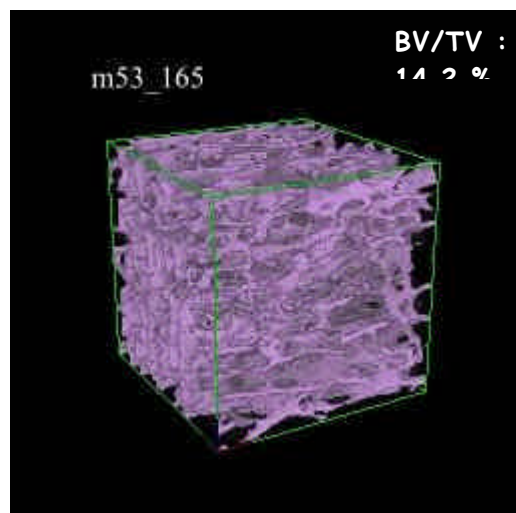
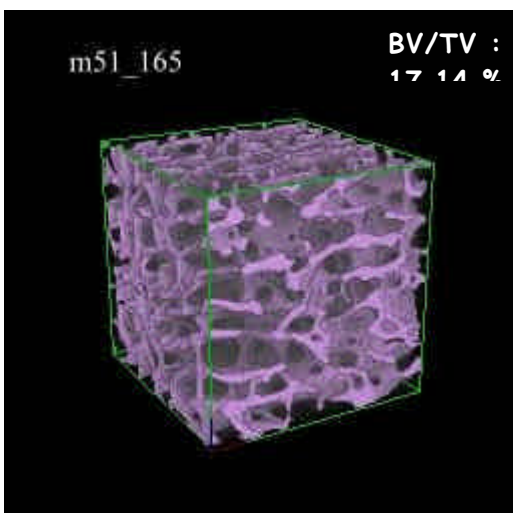
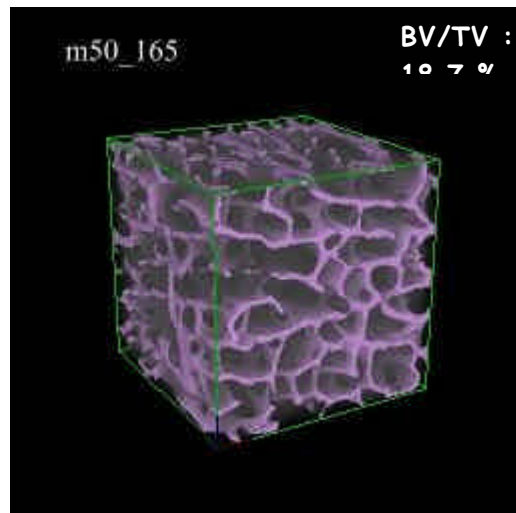
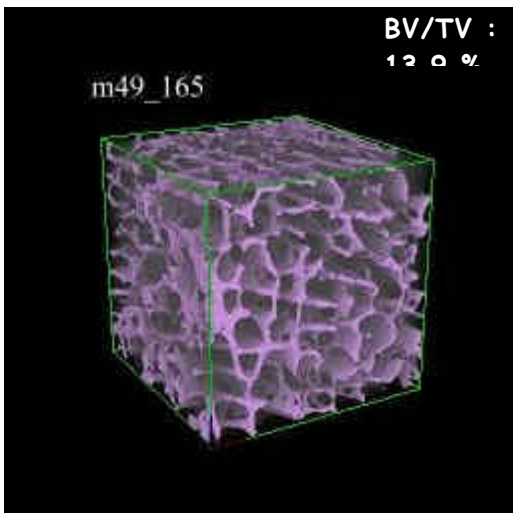
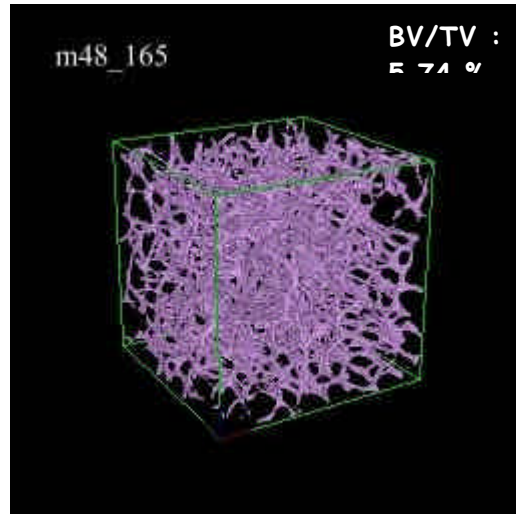
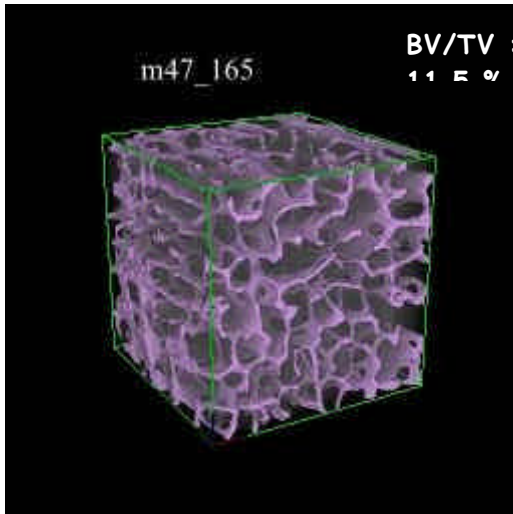
nom	BV/TV histo	vto3d lat (10 μ m)	dens app/dens réelle	E réel (=Eméca)	vto image (après seuillage)	Etrab num
L42	16.46	20.267	24.015	1257	20.5971	
L43	7.88	8.162	10.845	344	8.0226	128 983
L45	13.47	13.58	18.194	341	13.7587	
L46	7.9	7.574	10.445	163	7.03676	485 572
L47	9.07	10.169	12.136	373	9.7892	
L48	7.61	5.386	5.405	96	4.93907	121 828
L49	13.1	14.91	14.116	438	15.1574	
L50	14.63	12.81	19.701	1088	12.7985	
L51	10.41	14.09	15.253	559	14.4567	
L52	11.11	12.03	12.354	504	12.2067	44 782
L53	12.68	9.21	13.232	742	9.38032	203 280
L54	*	5.66	6.928	6	5.73862	4 325
L55	10.02	9.96	8.856	247	9.45056	100 087
L56	9.74	11.16	8.668	108	10.7323	17 888
L57	9.45	6.7	8.887	86	6.0655	18 994
L58	11.89	6.79	13.498	266	6.46954	111 628
L59	9.99	8.71	3.355	19	8.2286	6 056
L60	13.82	14.6	13.582	461	14.564	19 440
L61	3.57	2.72	3.481	21	2.10931	523 618
L63	6.76	4.71	6.414	60	4.29155	36 187
L64	9.83	6.85	9.105	189	6.4916	65 613

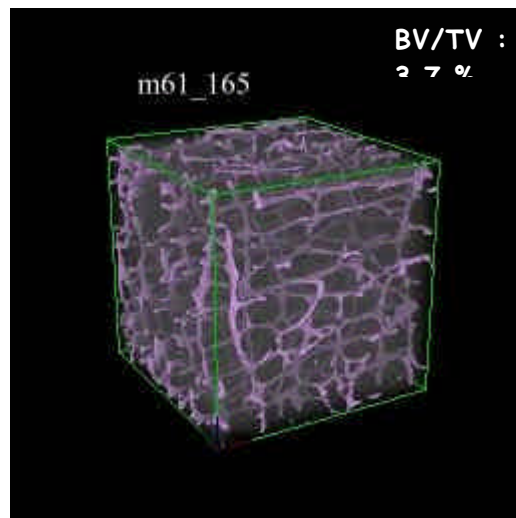
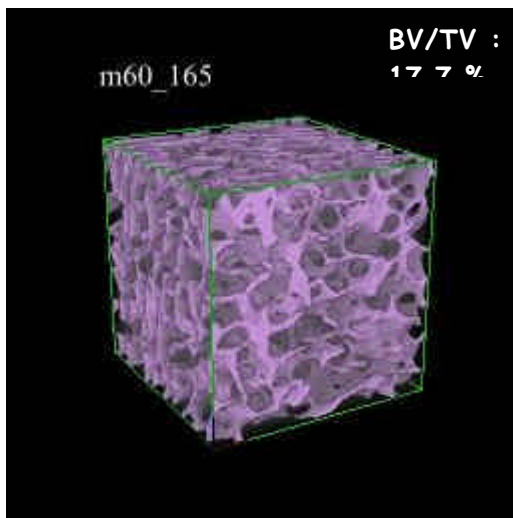
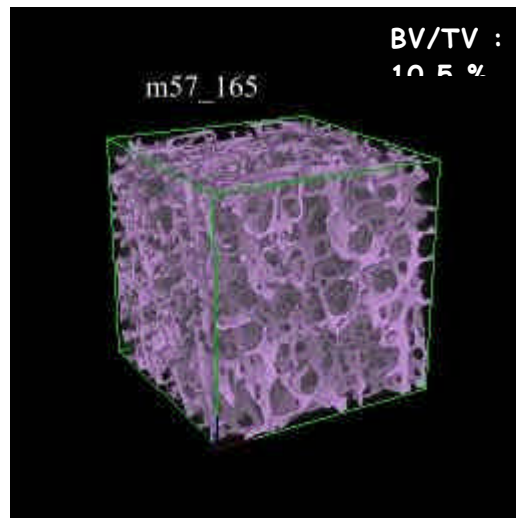
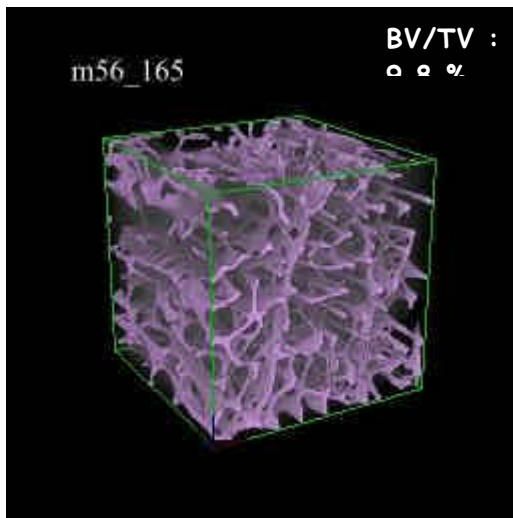
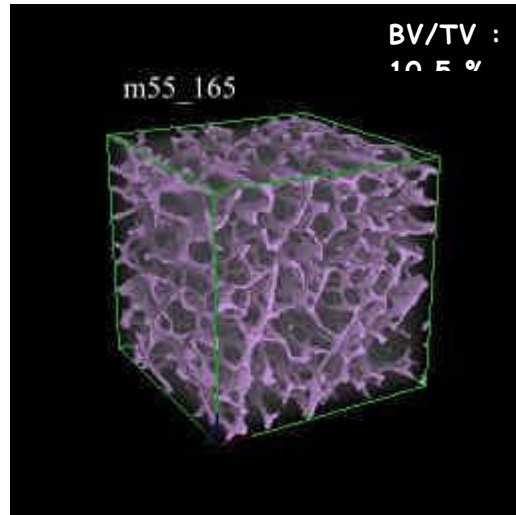
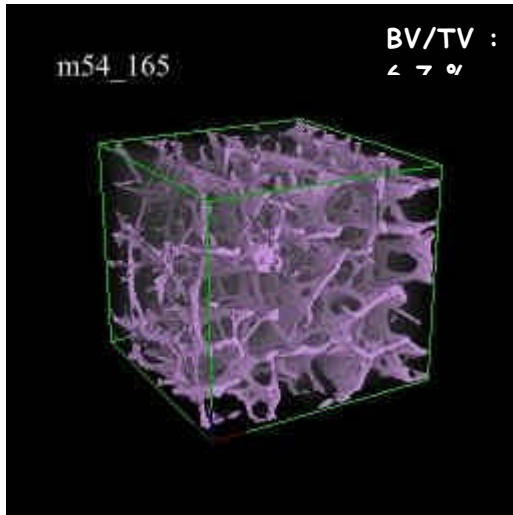
Tableau A6. 3. Calculs à partir d'images IRM à 78 µm (volumes variables) sur image médiale

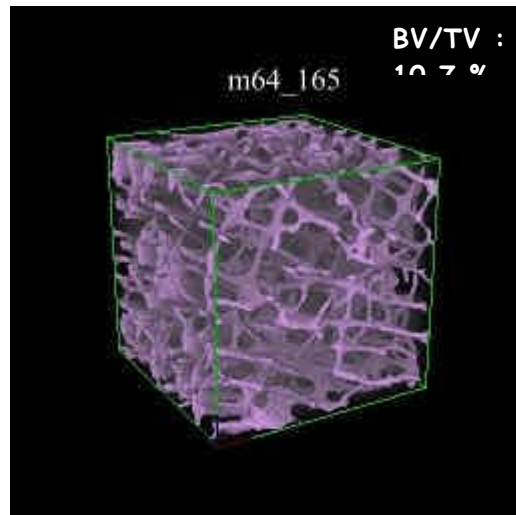
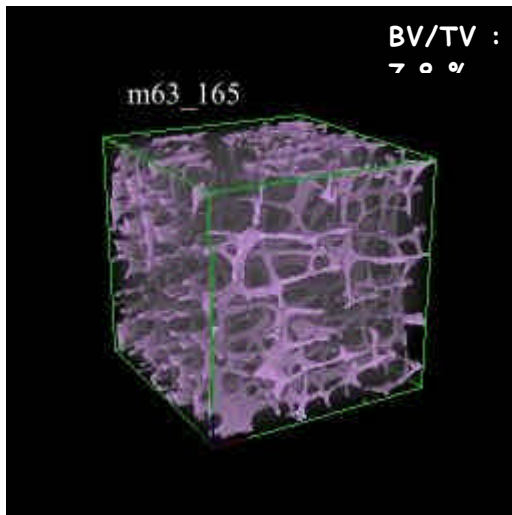
Nom	volume image (mm ³)	BV/TV histo	VTO3D 10 µm	Densapp/ Dens réelle	E réel (=Eméca)	vto image IRM	E trab num (MPa)
M41	303		11.16				
M45	345	13.47		18.19	341	24.88	
M46	323	7.9		10.44	163	18.75	8 536
M47	301	9.07	11.52	12.14	373	13.73	20 477
M48	373	7.61	5.75	5.41	96	13.38	2 997
M49	213	13.1	13.91	14.12	438	22.07	5 505
M50	121	14.63	18.75	19.70	1088	25.19	10 511
M52	394	11.11		12.35	504	12.20	28 480
M53	332	12.68	14.23	13.23	742	13.61	138 085
M56	277	9.74	9.79	8.67	108	9.17	151 267
M57	355	9.45	10.53	8.89	86	10.25	188 849
M59	250	9.99	5.05	3.36	19	4.74	537 711
M60	334	13.82	17.68	13.58	461	15.68	
M61	326	3.57	3.68	3.48	21	3.93	
M63	337	6.76	7.80	6.41	60	7.01	
M64	301	9.83	10.75	9.11	189	10.22	

Tableau A6. 4. Calculs à partir d'images IRM à 78 µm (volumes variables) sur image latérale

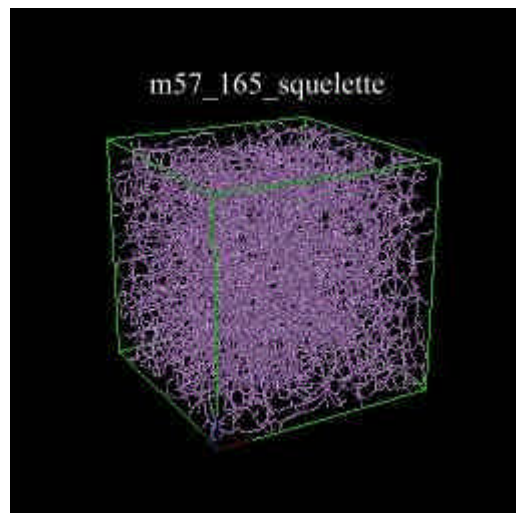
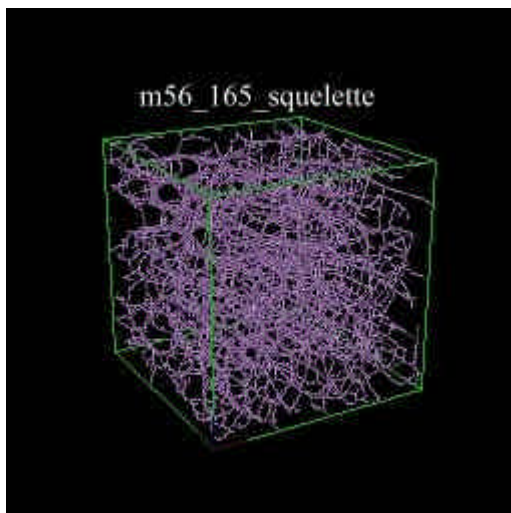
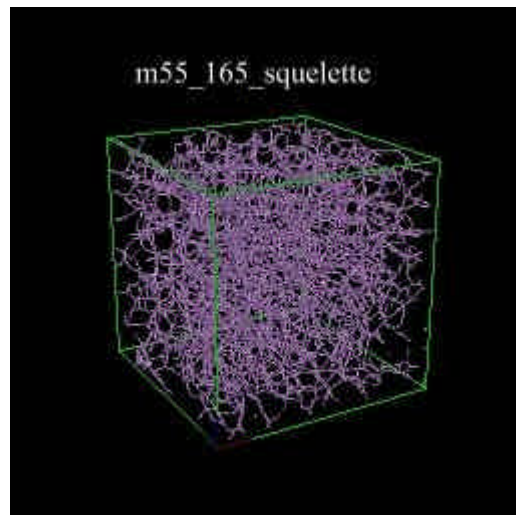
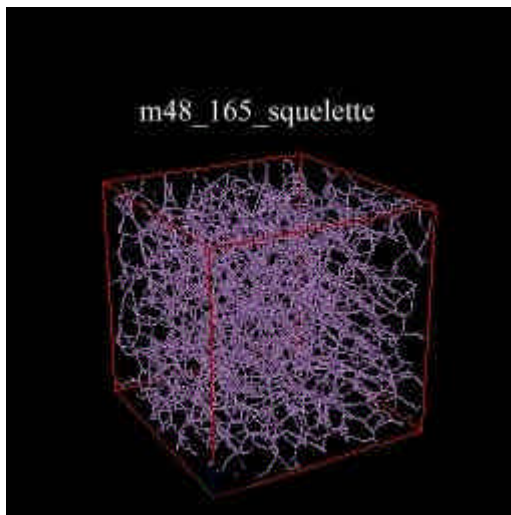
NOM	volume (mm ³)	BV/TV histo	VTO3D tomo lat (10 µm)	dens app /dens réelle	Eréal (=Eméca)	vto volume image	E trab num
L42	445	16	20	24	1257	27	
L43	335	8	8	11	344	12	11 710
L44	122	—	—	—			
L45	328	13	14	18	341	22	13 627
L46	201	8	8	10	163	13	6 473
L47	251	9	10	12	373	14	13 063
L48	315	8	5	5	96	8	12 014
L50	198	15	13	20	1088	19	17 595
L51	279	10	14	15	559	12	72 188
L52	234	11	12	12	504	12	38 051
L55	150	10	10	9	247	10	17 501
L57	242	9	7	9	86	8	63 267
L58	187	12	7	13	266	9	
L59	271	10	9	3	19	9	
L61	234	4	3	3	21	3	

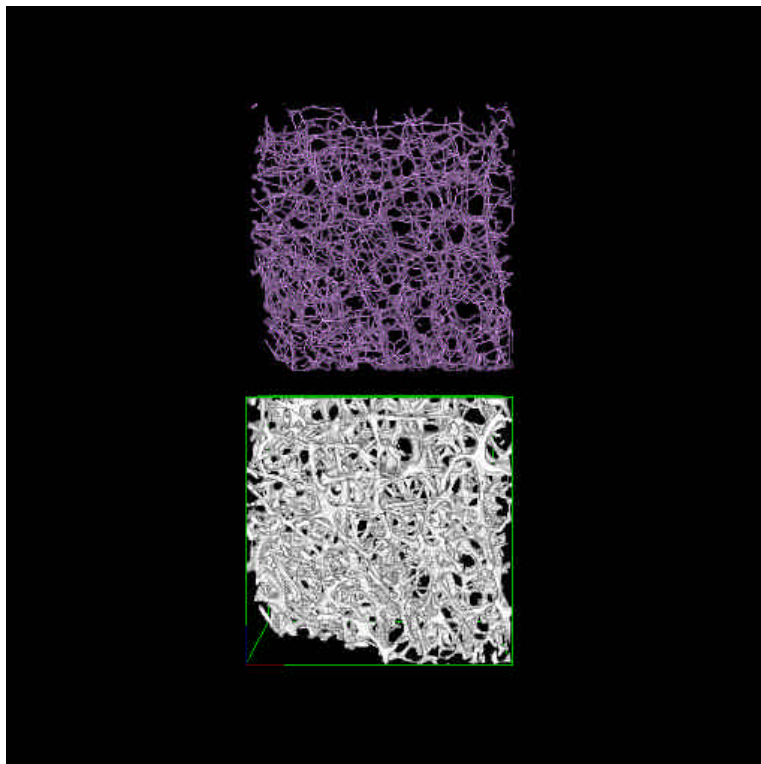
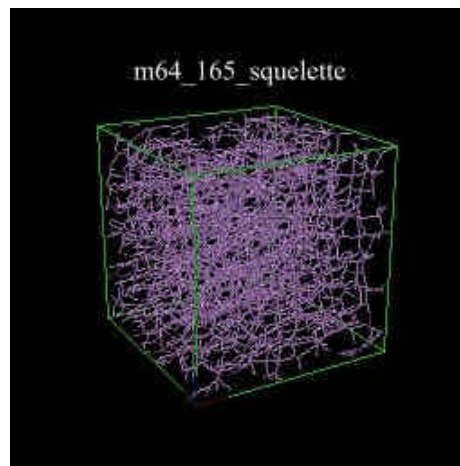
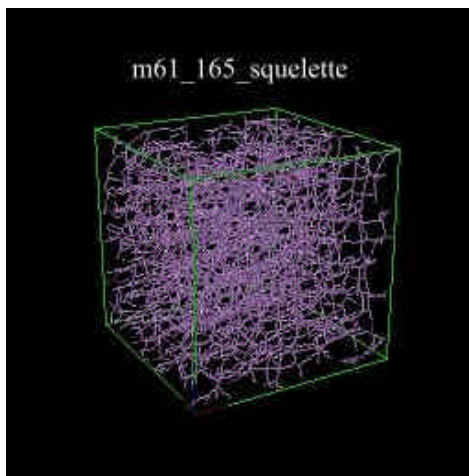
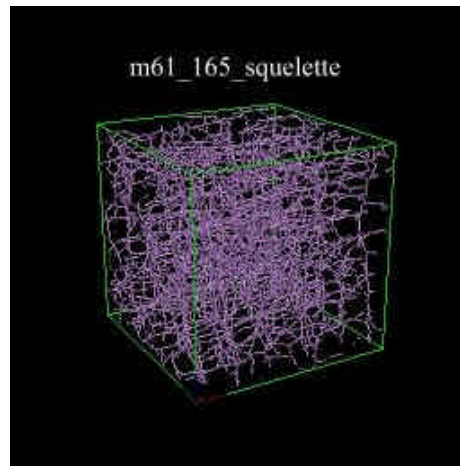
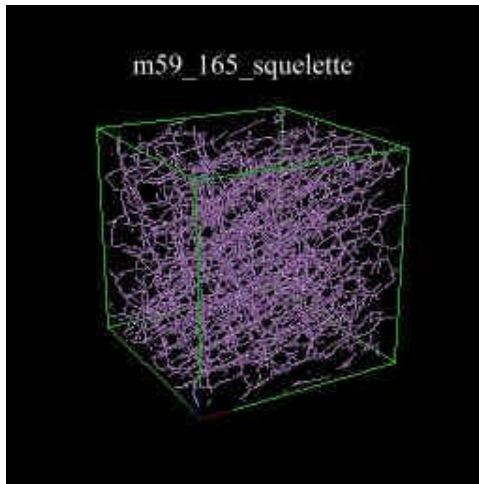
A7. Volumes Tomographiques à 40 μm (qq exemples, BV/TV3D Tomo à 10 μm)

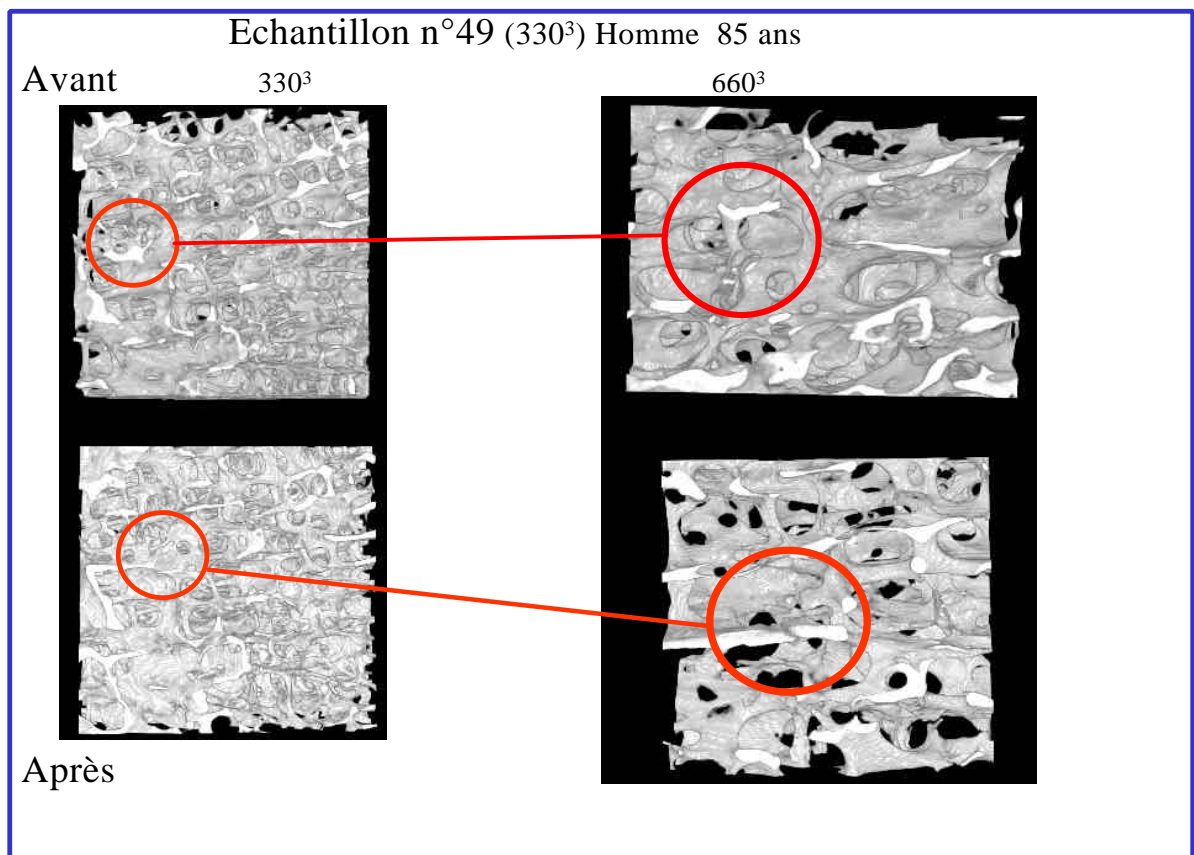
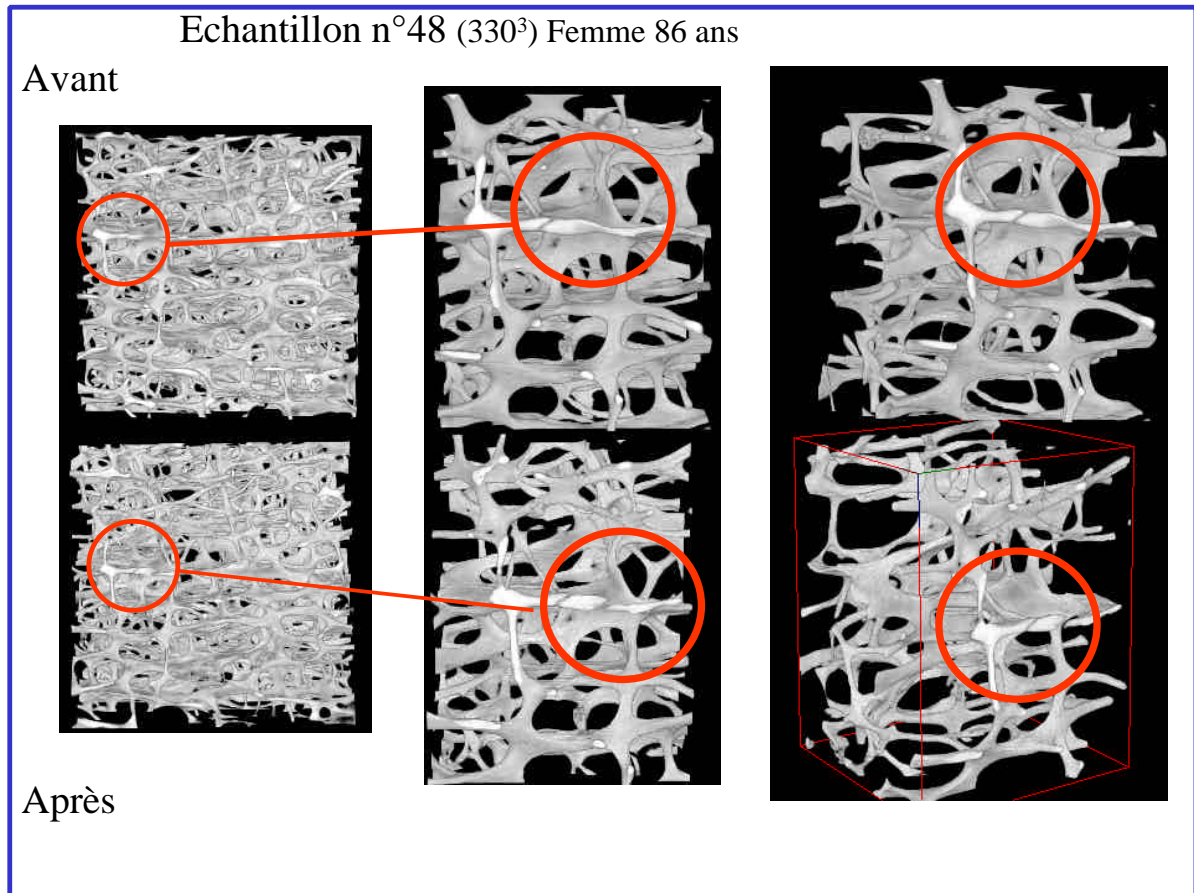


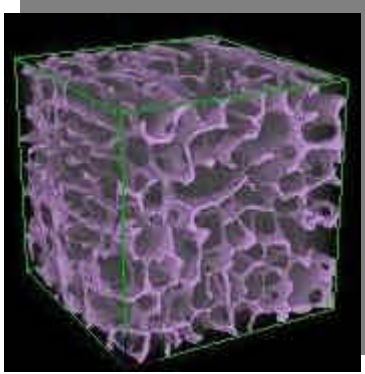
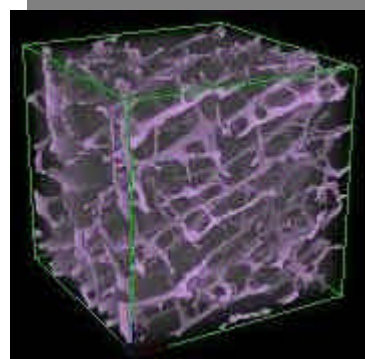
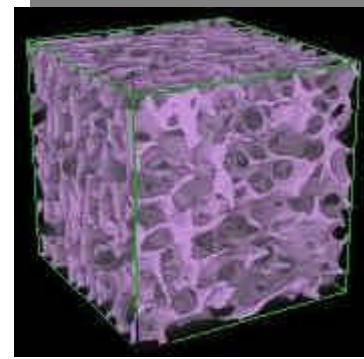
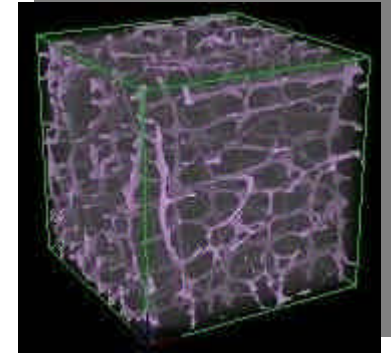
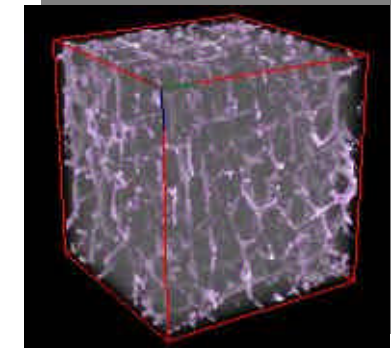
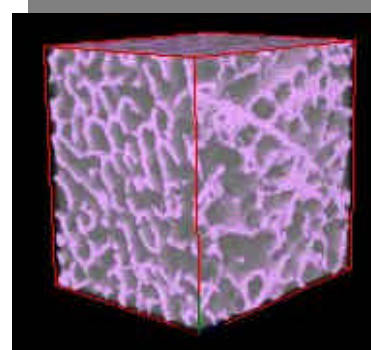
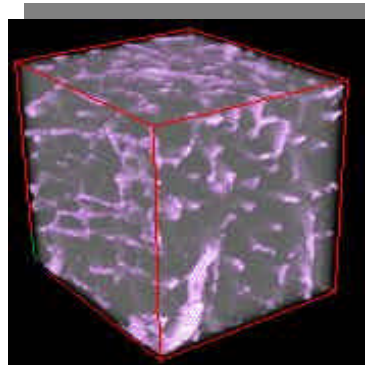
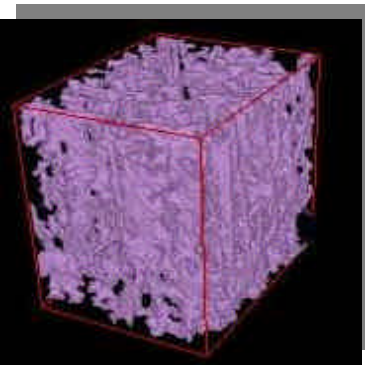


A8. Volumes squeletisés Tomographiques correspondants





A9. Volumes avant et après compression Tomographiques (20 μm)

A10. Comparaison Volumes Tomographiques 10 μm (Volumes présentés à 40 μm) et IRM 78 μm **Tomographie (10 μm) : 44 échantillons cubiques (Médiaux et latéraux confondus)****M47- F 86 ans****M59 - H 79 ans****M60 - F 65 ans****M61 - F 65 ans****IRM (78 μm) : 34 échantillons cubiques (Médiaux et latéraux confondus)**

FOLIO ADMINISTRATIF

THESE SOUTENUE DEVANT L'INSTITUT NATIONAL DES SCIENCES APPLIQUEES DE LYON

NOM : FOLLET (avec précision du nom de jeune fille, le cas échéant)	DATE de SOUTENANCE : 18 Décembre 2002
Prénoms : HELENE	
TITRE :	
Caractérisation Biomécanique et Modélisation 3D par imagerie X et IRM haute résolution de l'os spongieux humain : Evaluation du risque fracturaire.	
NATURE : Doctorat	Numéro d'ordre : 02 ISAL 0105
Formation doctorale : MEGA	
Cote B.I.U. - Lyon : T 50/210/19 / et bis	CLASSE :
RESUME FRANÇAIS :	
<p>Dans le cadre de la prévention des pathologies osseuses, l'étude présentée a pour but de tester une nouvelle méthodologie d'évaluation du risque fracturaire de l'os spongieux de calcanéum humain. En s'appuyant i) sur des données cliniques (de densité minérale osseuse, de microstructure, DXA, Scanner X, Histomorphométrie) et ii) sur des techniques d'imagerie haute définition (IRM à 78 µm et tomographie à 10 µm), l'objectif est d'estimer les propriétés mécaniques de l'os spongieux (Module d'Young et contrainte maximale de compression). Deux types d'essais mécaniques ont été mis en œuvre : essais de compression sur échantillons cubiques d'os spongieux, essai de micro-flexion sur trabécules osseuses. Différents modèles par éléments finis (MEF) de ces essais ont été construits et permettent de déterminer les propriétés mécaniques du tissu trabéculaire. Le risque fracturaire pourrait être évalué par quantification de la charge de ruine et du degré de déformation de ce tissu. Les résultats de cette méthodologie sont alors confrontés aux méthodes classiques d'évaluation clinique du risque fracturaire.</p>	
MOTS-CLES :	
Os spongieux, Biomécanique, Modélisation par élément finis, Tomographie, Imagerie RMN, Histologie, Densité, Ultrasons	
RESUME ANGLAIS :	
<p>To prevent bone pathology, the aim of this study is to test a new methodology to evaluate fracture risk of human calcaneus cancellous bone. By using i) clinical data (bone mineral density, microstructure, DXA, Scanner X, Histomorphometry) and ii) high definition imaging techniques (RMN at 78 µm and µComputed Tomography at 10µm), it will be possible to estimate cancellous bone mechanical properties (Young Modulus and compressive maximal stress). Two tests have been implemented : a compressive test on a cubic sample of cancellous bone, and secondly, a bending test on trabecular bone. Different finite element models of these have been used and allow to determine mechanical properties of trabecular bone. Fracture risk can be evaluated by damage quantification and tissue strain level. Results of this methodology will then be compared with those obtained by classical clinical techniques.</p>	
KEYWORDS	
Cancellous Bone, Biomechanics, Finite Element Modelling, Micro Computed Tomography (µCT), Resonance Magnétique Imaging, Histology, Density, Ultrasound	
Laboratoire (s) de recherches :	
Laboratoire de Mécanique des Solides (LMSo) de l'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, Bât 304, 36, avenue des Arts, 69621 Villeurbanne	
Directeur de thèse: Pr C. RUMELHART	
Président de jury : Pr PJ MEUNIER, Composition du jury : Dr C. BENHAMOU, Mr M. ZIDI, Dr M. ARLLOT, DR F. PEYRIN, Pr C. RUMELHART, Mme E. VIDAL-SALLE	