

Thèse de doctorat

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

Discipline :

Mécanique

Présentée et soutenue par Florian, VANDENBULCKE.

Le 16/01/2015, à Valenciennes

Ecole doctorale :

Sciences Pour l'Ingénieur (SPI)

Équipe de recherche, Laboratoire :

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

**Caractérisation et modélisation multi-échelle du comportement
mécanique à la rupture du membre scapulaire sous sollicitations
dynamiques**

JURY

Président du jury

- DEBRAY, Karl. Professeur, Directeur du lab. GRESPI. URCA

Rapporteurs

- KONDO, Djimédo. Professeur, Directeur ED SMAER. Université Pierre & Marie Curie, Paris
- HAMBLI, Ridha. Professeur, Directeur lab. Biomécanique. Université d'Orléans

Examineurs

- PEYRAUT, François. Professeur, Directeur du lab. IRTES-M3M. UTBM
- DRAZETIC, Pascal. Professeur, LAMIH. UVHC
- RAHMOUN, Jamila. Maître de conférences, LAMIH. UVHC

Directeurs de thèse

- NACEUR, Hakim. Professeur, LAMIH. UVHC
- FONTAINE, Christian. Professeur et Praticien hospitalier, Faculté de médecine. Université de Lille 2

Membre invité

- MORVAN, Hervé. Ingénieur, LAMIH. UVHC

REMERCIEMENTS

Les travaux de recherche qui ont abouti à la rédaction de ce mémoire ont été réalisés dans le cadre d'une collaboration entre le Laboratoire d'Automatique de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines (LAMIH) de l'Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis (UVHC) et le laboratoire d'anatomie de Lille. Ils ont pu être menés à bien grâce à l'implication d'un certain nombre de personnes que je souhaite remercier :

Monsieur Hakim NACEUR, Professeur à l'UVHC et directeur de cette thèse, pour le partage de ses connaissances, son soutien et sa disponibilité jusqu'au dernier jour.

Monsieur Christian FONTAINE, Professeur au sein de la Faculté de Médecine de Lille et co-directeur de cette thèse, pour son implication et l'expérience dont il m'a fait profiter.

Monsieur Pascal DRAZETIC, Professeur à l'UVHC, pour la confiance qu'il m'a accordée depuis mes premiers jours de stage ; Madame Jamila RAHMOUN, Maître de conférences à l'UVHC, pour le rôle primordial qu'elle a eu aussi bien sur le plan théorique que pratique à travers son suivi régulier ; Monsieur Hervé MORVAN, Ingénieur d'études à l'UVHC, pour m'avoir initié à la réalisation des essais.

Monsieur Djimédo KONDO, Professeur à l'Université Pierre & Marie Curie de Paris et Monsieur Ridha HAMBLI, Professeur à l'Université d'Orléans, pour l'honneur qu'ils me font d'être rapporteurs de ma thèse.

Monsieur Karl DEBRAY, Professeur à l'Université de Reims Champagne Ardennes, et Monsieur François PEYRAUT, Professeur à l'Université de technologie Belfort - Montbéliard, pour avoir accepté de prendre part à ce jury.

Messieurs Rémi DELILLE et Denis LESUEUR, Ingénieurs d'études à l'UVHC, pour avoir aidé à la mise en place des campagnes expérimentales, partagé leurs nombreuses connaissances et prodigué de précieux conseils.

Monsieur Pierre-Emmanuel MAZERAN, Maître de conférences à l'Université de Technologie de Compiègne, et Monsieur Alex MONTAGNE, Maître de conférences à l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers de Lille, pour avoir permis la caractérisation microscopique de l'humérus au travers de collaborations réussies.

L'ensemble des collègues du LAMIH avec qui j'ai pu échanger et qui m'ont permis d'avancer dans la réalisation de ces travaux. Une ambiance positive a notamment contribué à instaurer un climat de travail agréable.

Madame Catherine FOUCART et Monsieur Bruno LAURENT pour leur aide administrative et technique ainsi que Messieurs Maurice DE MEULAERE, technicien au sein du laboratoire d'anatomie, et Régis BRY, kinésithérapeute et doctorant, pour le prélèvement des pièces anatomiques.

REMERCIEMENTS

L'ensemble des proches qui m'ont encouragé et plus particulièrement Jamila BENTRAR. Tu as été présente à mes côtés dans les bons et les mauvais moments et a tout fait pour m'apporter les meilleures conditions pour la finalisation de ce travail. Ta force et tes attentions m'ont été essentielles, je t'en remercie.

Je terminerai ces remerciements par une pensée envers les personnes qui ont fait don de leur corps à la science et permettent à la recherche d'améliorer notre compréhension du corps humain.

Table des matières

Introduction générale	1
1 État de l'art	3
1 Description de l'humérus	3
1.1 Ostéologie de l'humérus	3
1.2 Histologie des os longs	6
1.3 Variation des caractéristiques tissulaires	9
2 Caractérisation mécanique de l'humérus	11
2.1 Caractérisation macroscopique de l'humérus	11
2.2 Caractérisation mésoscopique de l'os cortical	20
2.3 Caractérisation microscopique de l'os cortical humain	23
2.4 Caractérisation de l'endommagement de l'os cortical	25
3 Modélisations de l'os cortical	27
3.1 Modélisation macroscopique	28
3.2 Modélisation micromécanique	31
4 Conclusion	33
2 Modélisation par éléments finis d'essais globaux sur humérus humain	35
1 Introduction	35
2 Modélisation micromécanique de l'élasticité macroscopique et de l'endommagement de l'humérus humain	35
2.1 Homogénéisation linéaire des milieux poreux	35
2.2 Approche micromécanique de l'endommagement progressif	45
3 Formulation variationnelle par éléments finis du système humérus sous chargement statique et dynamique	48
3.1 Équilibre du système	48
3.2 Approximation nodale	49
3.3 Les modes rigides et parasites	51
3.4 Les schémas de résolution	51
4 Schématisation de l'algorithme de la loi de comportement micromécanique	53
5 Modélisation globale des essais	55
5.1 Les différentes instances de la modélisation	55
5.2 L'assemblage	60
5.3 Discrétisation et paramétrage	62
5.4 Bilan	70
6 Conclusion	73
3 Caractérisation expérimentale de l'humérus humain	75
1 Introduction	75
2 Description des sujets traités	75
3 Caractérisation des propriétés mécaniques globales de l'humérus	77
3.1 Matériel et Méthodes	77

TABLE DES MATIÈRES

3.2	Résultats	85
3.3	Discussion	95
4	Caractérisation des propriétés mécaniques locales de l'humérus	97
4.1	Matériel et Méthodes	97
4.2	Résultats	99
4.3	Discussion	100
5	Caractérisation de l'endommagement fragile de l'os huméral	101
5.1	Matériel et Méthodes	101
5.2	Résultats	108
5.3	Discussion	113
6	Caractérisation des propriétés mécaniques microscopiques de l'humérus	114
6.1	Matériel et Méthodes	114
6.2	Résultats	119
6.3	Discussion	120
7	Conclusion	121
4	Modélisation du comportement de l'humérus sous impact	122
1	Introduction	122
2	Influence des paramètres initiaux de la modélisation	122
3	Identification des paramètres micromécaniques élastiques	125
3.1	La porosité initiale f_0	125
3.2	Le module d'élasticité de la matrice osseuse E_m	126
4	Comportement élastique de l'humérus humain	130
4.1	Les résultats numériques	130
4.2	Discussion des résultats	132
5	Formulation et identification locales des paramètres d'endommagement élastique	133
5.1	Formulation et identification en traction/compression	133
5.2	Formulation et identification en flexion	138
6	Prise en compte des effets de vitesse de déformation	141
7	Validation du modèle d'endommagement élastique sur humérus complet	143
8	Analyse des résultats	144
9	Conclusion	147
	Conclusion générale et perspectives	148
	Annexes	162
A	Caractérisation de la phase minérale de l'os cortical.	162
B	Règles algébriques dans la base de Walpole pour des tenseurs isotropes transverses.	163
C	Caractérisation de la résine expérimentale	164
D	Caractérisation mécanique globale de l'humérus	165

Liste des tableaux

1.1	Récapitulatif des DMO de l'os cortical humain issues de la littérature. (Les valeurs sont données en $g.cm^{-3}$)	10
1.2	Récapitulatif des taux de porosité de l'os cortical humain issus de la littérature. (Les valeurs sont données en %)	11
1.3	Tableau récapitulatif des propriétés élastiques de l'os cortical humain à l'échelle macroscopique	21
1.4	Tableau récapitulatif des propriétés à la rupture de l'os cortical humain à l'échelle macroscopique	22
1.5	Tableau récapitulatif des propriétés mécaniques de l'os cortical par nano-indentation	24
2.1	Fonctions d'interpolation linéaire des éléments finis	49
2.2	Tableau initial des matériaux utilisés pour la modélisation	62
2.3	Tableau récapitulatif de la discrétisation des différents sujets	72
2.4	Tableau récapitulatif des matériaux utilisés pour la modélisation	73
2.5	Récapitulatif des pas de temps (en ms) par matériau de la modélisation . .	73
3.1	Caractéristiques des sujets étudiés	76
3.2	Relevés biométriques des humérus étudiés	77
3.3	Résultats des essais dynamiques sur humérus	95
3.4	Valeurs de densitométrie mesurées sur les humérus	95
3.5	Relevés biométriques des éprouvettes destinées à la caractérisation locale .	98
3.6	Bilan des résultats de la caractérisation mécanique locale sur les humérus 362 et 395	100
3.7	Relevés biométriques des éprouvettes destinées à la caractérisation de l'endommagement	102
3.8	Présentation des taux de porosité par éprouvette	109
3.9	Résultats des essais d'endommagement en compression	109
3.10	Résultats des essais d'endommagement en flexion	110
4.1	Rappel de la vitesse d'impact et de la masse volumique des sujets utilisés .	125
4.2	Tableau récapitulatif des données pour l'estimation de la porosité initiale .	125
4.3	Propriétés apparentes et module d'élasticité de la matrice osseuse (en MPa) obtenus par la méthode analytique	127
4.4	Tableau récapitulatif des coefficients ξ obtenus	129
4.5	Propriétés apparentes et module d'élasticité de la matrice osseuse (en MPa) obtenus par la méthode EF	130
4.6	Écarts des résultats expérimentaux et numériques obtenus par la théorie des poutres	130
4.7	Écarts des résultats expérimentaux et numériques obtenus par la modélisation des essais statiques	132

LISTE DES TABLEAUX

4.8	Récapitulatif des résultats d'identification de paramètres d'endommagement pour les 6 éprouvettes.	138
4.9	Récapitulatif des résultats d'identification de paramètres d'endommagement pour les 2 éprouvettes en flexion	141
4.10	Récapitulatif des résultats d'identification de paramètres de déformation et d'endommagement critiques en dynamique pour les 2 éprouvettes en flexion	142
4.11	Comparaison des durées de l'effort d'impact avant rupture des trois humérus (485, 514 et 582)	145

Table des figures

1.1	Les os longs du corps humain. De gauche à droite : humérus, radius et ulna, fémur, tibia et fibula. Les zones en rose correspondent aux épiphyses et métaphyses de chaque os selon la loi du carré de Heim.	3
1.2	Ostéologie de l'humérus, schéma de l'université de Brest [1]	5
1.3	Coupe longitudinale d'un humérus humain	6
1.4	Macrostructure de l'os spongieux sous imagerie synchrotron [2]	7
1.5	Le système haversien de l'os cortical	8
1.6	Microstructure du tissu osseux	9
1.7	Illustration des essais quasi-statiques de Varghese et al.[3]	12
1.8	Illustration des essais de flexion de Sakellariou et al.[4]	17
1.9	Différentes géométries d'indenteurs : conique (b), Berkovich une pyramide à trois faces (c), Vicker's une pyramide à 4 faces (d). Ils sont généralement taillés dans du diamant ($E=1141$ GPa, $\nu=0.07$)	23
1.10	Schéma d'un test de ténacité	26
1.11	Illustration des différentes configurations des essais de ténacité réalisés par Li et al. [5]	27
1.12	Estimations du module d'élasticité de l'os cortical à partir de différentes lois allométriques	29
1.13	Modèles par Éléments Finis des trois fémurs étudiés par Schileo et al.[6] . .	30
1.14	Les différentes échelles homogénéisées par Hamed et al. [7] (Figure modifiée)	33
2.1	Les différentes géométries considérées pour les inclusions du modèle micro-mécanique	43
2.2	Étude de l'estimation des propriétés mécaniques de l'humérus par le modèle micromécanique	45
2.3	Les différents modes rigides (1 à 4) et hourglass (5 à 8) d'un élément hexaédrique d'après [8]	51
2.4	Schématisation de l'algorithme de la loi de comportement micromécanique de l'humérus	54
2.5	Extraction de la longueur utile de l'humérus	55
2.6	Illustration de la création du plan de coupe distal de l'humérus	55
2.7	Reconstruction de la géométrie de la diaphyse humérale	56
2.8	Maillage 3D de la diaphyse humérale	56
2.9	Prise en compte des jauges expérimentales lors du maillage de l'humérus .	57
2.10	Influence de la taille des éléments sur la qualité du maillage	57
2.11	Modélisation de l'impacteur. Les dimensions sont données en mm.	58
2.12	Modélisation des coquilles. Les dimensions sont données en mm.	58
2.13	Modélisation de la plaque humérus. Les dimensions sont données en mm. .	59
2.14	Modélisation de la cellule d'effort. Les dimensions sont données en mm. .	59
2.15	Modélisation du bâti du puits de chute. Les dimensions sont données en mm.	60
2.16	Modélisations des liaisons humérus-coquilles	60

TABLE DES FIGURES

2.17	Modélisation complète des essais globaux sur humérus	61
2.18	Modélisation simplifiée des essais globaux sur humérus	61
2.19	Modèle simplifiée : influence de la taille de maille sur les résultats numériques	64
2.20	Influence de la nature des contacts	65
2.21	Influence de la taille de maille des coquilles	66
2.22	Influence du frottement aux contacts coquilles/bâti	67
2.23	Influence de la taille de maille de la plaque humérus et de la cellule	68
2.24	Influence des propriétés mécaniques de la cellule	69
2.25	Influence de la masse de la plaque humérus	70
2.26	Qualité du maillage des différents sujets	71
2.27	Représentation des champs des champs de déformations et contraintes selon une vue supérieure et inférieure.	71
2.28	Récapitulatif de la discrétisation des différentes instances du modèle	72
3.1	Schéma d'un humérus et ses carrés de Heim	76
3.2	Positionnement de l'os au sein des coquilles, maintien par les vis de fixation et mise en résine	78
3.3	Illustration pour le placement de jauges (J1 à J5)	78
3.4	Description du puits de chute	79
3.5	Les différentes conditions aux limites de l'humérus durant l'essai dynamique	80
3.6	Découpe de l'humérus pour la mesure de masse volumique par zone	81
3.7	Détermination de la valeur expérimentale d'un essai statique	82
3.8	Application de différentes méthodes de filtrage au signal d'effort à l'impacteur	83
3.9	Évolution du déplacement de l'impacteur en fonction du temps	84
3.10	Résultats de l'étude méthodologique pour l'estimation de la vitesse d'impact	84
3.11	Courbes d'évolution des déformations longitudinales de l'humérus 535 sous les chargements appliqués	86
3.12	Évolution de la rupture durant l'impact de l'humérus 535	86
3.13	Évolution de l'effort (impacteur et plaque) en fonction du temps pour l'hu- mérus 535	87
3.14	Courbes des déformations mesurées lors du test d'impact sur l'humérus 535	87
3.15	Évolution de la rupture durant l'impact de l'humérus 492	88
3.16	Évolution de l'effort de réaction en fonction du temps pour l'humérus 492 .	89
3.17	Évolution des déformations longitudinales en fonction du temps pour l'hu- mérus 492	89
3.18	Récapitulatif des faciès de rupture	90
3.19	Courbes effort à l'impacteur en fonction du déplacement	91
3.20	Courbes effort de réaction en fonction du temps	92
3.21	Courbes des déformations en J1 en fonction du temps	92
3.22	Courbes des déformations en J2 en fonction du temps	93
3.23	Courbes des déformations en J3 en fonction du temps	93
3.24	Courbes des déformations en J4 en fonction du temps	94
3.25	Courbes des déformations en J5 en fonction du temps	94
3.26	Usinage des éprouvettes destinées à la caractérisation locale	98
3.27	Schéma de prélèvement des éprouvettes pour les essais d'endommagement .	102
3.28	Principe de fonctionnement de la micro-tomographie	103

TABLE DES FIGURES

3.29	Binarisation d'une section d'os cortical scannée au μ CT	104
3.30	Cycles de charge pour les essais de compression	105
3.31	Protocole expérimental pour l'endommagement en flexion	106
3.32	Cycles de charge pour les essais de flexion	106
3.33	Détermination des raideurs expérimentales lors d'essais d'endommagement	108
3.34	Distribution avant essais de la porosité le long des éprouvettes	108
3.35	Évolution de la raideur de l'os huméral durant des essais d'endommagement en compression	110
3.36	Évolution de la raideur de l'os huméral durant des essais d'endommagement en flexion	111
3.37	Évolution de la déformation et son influence sur l'endommagement de l'os huméral	112
3.38	Prélèvement des éprouvettes de nano-indentation pour l'UTC	115
3.39	Courbe expérimentale pour les essais de nano-indentation	117
3.40	Courbe expérimentale type pour la nano-indentation	118
3.41	Comparaison des zones d'essais programmées et effectives pour la nano- indentation	119
3.42	Module d'élasticité mesuré par nano-indentation au niveau des tissus os- téonal (TO) et interstitiel (TI)	120
4.1	Influence de la vitesse d'impact sur l'estimation de l'effort à l'impact	123
4.2	Influence du module d'élasticité de la matrice osseuse sur l'estimation de l'effort à l'impact	123
4.3	Influence du taux de porosité initial sur l'estimation de l'effort à l'impact .	124
4.4	Influence de la masse volumique de l'humérus sur l'estimation de l'effort à l'impact	124
4.5	Sections extraites de la reconstruction du sujet 535	126
4.6	Relation linéaire entre les modules d'élasticité apparents obtenus avec la théorie des poutres	127
4.7	Évolution de l'effort appliqué lors du calcul statique	128
4.8	Sélection des plages de données pour l'évaluation des déformations numé- riques	128
4.9	Détermination des coefficients ξ pour le sujet 535	129
4.10	Comparaison des résultats expérimental et numérique élastique du sujet 535	131
4.11	Modèle d'éprouvette d'humérus 1D en compression	133
4.12	Courbe type de caractérisation d'endommagement en compression	134
4.13	Résultat d'essai de compression sur éprouvette d'humérus	136
4.14	Comparaison des essais avec le modèle numérique d'endommagement pour l'éprouvette C1 en compression	137
4.15	Evolution de l'endommagement de l'éprouvette C1 en fonction de la défor- mation	137
4.16	Modèle d'éprouvette d'humérus 1D en flexion	138
4.17	Courbe type de caractérisation d'endommagement en flexion	139
4.18	Comparaison des essais avec le modèle numérique d'endommagement pour l'éprouvette F1 en flexion	140

TABLE DES FIGURES

4.19	Évolution de l'endommagement de l'éprouvette F1 en fonction de la déformation	141
4.20	Evolution de la vitesse de déformation moyenne au niveau de la jauge J_4 .	143
4.21	Comparaison de l'effort à l'impacteur et influence de l'endommagement sur la réponse de l'humérus	144
4.22	Faciès de rupture de l'humérus 485 obtenu par enlèvement d'éléments ayant atteint l'endommagement critique d_r^{dyn}	146
4.23	Faciès de rupture de l'humérus 514 obtenu par enlèvement d'éléments ayant atteint l'endommagement critique d_r^{dyn}	146
4.24	Faciès de rupture de l'humérus 582 obtenu par enlèvement d'éléments ayant atteint l'endommagement critique d_r^{dyn}	147

Introduction générale

Le corps humain est le résultat de millions d'années d'évolution amenant l'organisme unicellulaire à la mécanique hypersophistiquée que nous connaissons aujourd'hui. La question de son fonctionnement fait l'objet de recherche depuis l'antiquité avec une accélération durant la Renaissance [9, 10]. Dans cet ensemble, le squelette joue principalement le rôle de charpente sur laquelle s'insèrent les différents muscles. Il protège aussi certains organes (crâne, rachis et thorax) et peut devenir source de calcium selon les besoins de l'organisme.

Depuis plus de cinquante ans, le comportement mécanique du corps humain est étudié par les constructeurs automobiles soutenus par les pouvoirs publics afin de mieux appréhender le risque lésionnel de l'automobiliste ou de ses passagers en cas d'accident. Les connaissances obtenues ont permis le développement de technologies et infrastructures ayant un rôle préventif à l'arrivée d'accidents, d'équipements minimisant les conséquences d'un accident lorsqu'il se produit et améliorer la coordination des instances utiles à la prise en charge des personnes accidentées. Ces nouvelles technologies couplées aux différentes campagnes de prévention routière portent leurs fruits puisque le nombre de morts sur la route n'a cessé de diminuer ces dernières années comme le mentionnent les derniers rapports de l'Association Prévention Routière [11]. Depuis une quinzaine d'années, les Accidents de la Vie Courante (AcVC) sont également devenus une préoccupation puisque responsables de 19 000 décès chaque année [12]. On y recense notamment les chutes ou blessures liées à une activité sportive ou de loisir [13]. Les cas non létaux représentent chaque année plus de 140 000 prises en charge par les sept centres hospitaliers qui ont participé à l'étude menée en 2004 par l'Institut de Veille Sanitaire sur leurs activités entre 1999 à 2001 [14]. Avec 17% des cas recensés, la fracture est la troisième lésion observée après la contusion (30%) et la plaie (24%).

La compréhension des mécanismes de rupture est donc un enjeu majeur pour l'amélioration des équipements de sécurité mais également pour celle de la prise en charge des patients. Cette compréhension est supportée depuis plusieurs années par l'utilisation des modèles numériques dont les prédictions s'affinent grâce au développement de l'imagerie médicale et des outils de simulation. On a alors vu apparaître des modèles de corps entiers pour les simulations de crash-tests ou d'autres plus locaux simulant l'interaction entre le tissu osseux et un appareillage clinique tel que des clous et vis chirurgicaux ou encore lors de la pose de prothèses articulaires. Leur avantage réside principalement dans la diversité des configurations et conditions de sollicitations envisageables et donc de diminuer le caractère chronophage et coûteux d'une étude expérimentale. La fiabilité des prédictions est donc liée à celle de la description faite du comportement du tissu osseux. Les lois utilisées sont très largement issues de caractérisations expérimentales réalisées à l'échelle macroscopique. L'architecture du tissu osseux n'est alors pas prise en compte pourtant diverse d'un individu à l'autre ou d'un site d'étude à l'autre chez un même sujet. Face à ce constat, sa prise en compte dans les lois de comportement proposées pour les modèles numériques semble être un élément important pour leur biofidélité et pour améliorer la compréhension des mécanismes locaux mis en jeu et aboutissant à la

rupture du tissu.

Ce travail de thèse s'est intéressé au membre supérieur du corps humain, segment poly-articulé au niveau du coude, du poignet et rattaché au thorax par le complexe articulaire de l'épaule. L'étude portera plus particulièrement sur la modélisation du comportement de l'humérus sous des sollicitations dynamiques. Elle repose sur la mise en place d'un modèle basé sur les méthodes d'homogénéisation des propriétés mécaniques de l'os cortical qui le constitue en tenant compte de son architecture.

Cette thèse s'articulera ainsi en quatre chapitres :

- Le premier chapitre est consacré à une revue bibliographique des connaissances histologiques, mécaniques et numériques liées à l'humérus. Cet os ayant été rarement pris comme objet d'étude, cette revue a parfois été élargie aux études sur l'os cortical.
- L'objectif du second chapitre est le développement d'une loi de comportement de l'humérus humain avec la prise en compte des processus d'endommagement lors de tests d'impact. Dans la seconde partie est détaillée la modélisation de ces tests.
- Le troisième chapitre explore les caractéristiques mécaniques de l'humérus humain dans le cadre d'essais d'impact globaux sur pièces anatomiques. La caractérisation expérimentale de cet os huméral a également été faite aux échelles mésoscopique et microscopique.
- Le dernier chapitre présente tout d'abord les stratégies établies pour déterminer les paramètres nécessaires à la description du comportement de l'humérus. S'en suivra une comparaison entre les prédictions numériques issues de l'utilisation de la modélisation et les résultats expérimentaux obtenus lors de la campagne expérimentale.

Chapitre 1

État de l'art

1 Description de l'humérus

1.1 Ostéologie de l'humérus

L'humérus est l'os du bras qui participe à la chaîne articulaire reliant la main au tronc. Il est articulé avec la scapula et le complexe {radius,ulna} au niveau de ses extrémités proximale et distale. Parmi les différentes géométries d'os présentes au sein du corps humain, il appartient à la catégorie des os longs tout comme le radius et l'ulna au niveau du membre supérieur ainsi que le fémur, le tibia et la fibula au niveau du membre inférieur. En tant que tel, on lui reconnaît classiquement ses deux extrémités les *épiphyses* ainsi qu'une partie plus tubulaire appelée *diaphyse*, l'ensemble de ces parties étant délimité par les cols chirurgicaux (voir figure 1.1 et figure 1.2 pour un schéma détaillé de l'humérus).

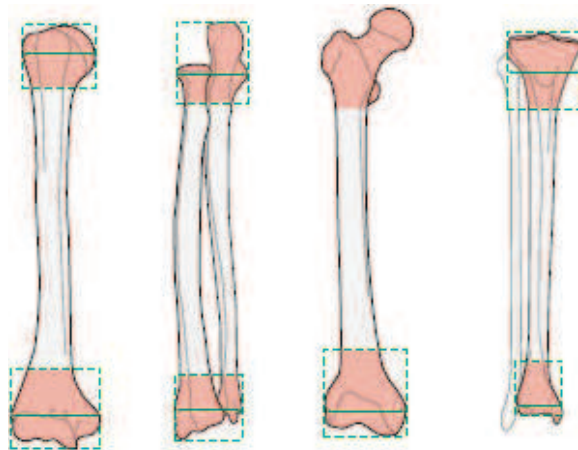


FIGURE 1.1: Les os longs du corps humain. De gauche à droite : humérus, radius et ulna, fémur, tibia et fibula. Les zones en rose correspondent aux épiphyses et métaphyses de chaque os selon la loi du carré de Heim.

1.1.1 L'épiphyse proximale

A l'extrémité de l'épiphyse proximale, la tête humérale s'articule avec la scapula au niveau de la cavité glénoïdale. Sa géométrie correspond à un tiers de sphère d'environ 30mm de rayon et regarde en dedans, en arrière et en haut. Elle présente un angle de rétroversion de 20 à 30° dans le plan transverse et un autre de 130° avec l'axe de la diaphyse selon une vue dans le plan frontal.

De par sa fonction articulaire, elle est recouverte de cartilage dont la limite marque le contour du col anatomique de l'épiphyse. En s'éloignant de l'articulation, on distingue le sillon inter-tuberculaire et de part et d'autre le tubercule mineur (ou trochin) en dedans et en avant et le tubercule majeur (ou trochiter) en dehors et en arrière.

1.1.2 L'épiphyse distale

L'épiphyse distale constitue la palette humérale et s'articule avec les os longs de l'avant-bras. Elle est recourbée antérieurement suivant un angle de 30° par rapport à l'axe longitudinal de l'humérus.

Sur son bord médial est développé l'épicondyle médial, un processus très saillant creusé sur sa face postérieure par la gouttière du nerf ulnaire. Sur sa partie centrale, on trouve la trochlée humérale avec sa forme de poulie de 300 à 320° qui s'articule avec l'incisure trochléaire de l'ulna mais également le capitulum, avec sa géométrie semi-sphérique, qui s'articule avec la tête radiale et enfin la zone capitulo-trochléaire entre les deux et dans laquelle se glisse le rebord médial biseauté de la fovea articulaire de la tête radiale. Finalement l'épicondyle latéral qui ne présente pas de particularité ostéologique.

Au dessus du condyle huméral est creusée la fosse coronoïdienne qui répond au processus coronoïde ulnaire. Sur la face postérieure de l'épiphyse, on trouve la fosse olécrânienne qui reçoit l'extrémité supérieure de l'olécrâne.

1.1.3 La diaphyse

La diaphyse présente une géométrie irrégulière le long de l'os avec une forme cylindrique sur son premier tiers proximal et triangulaire ensuite. On lui distingue trois bords (médial, latéral et antérieur) ainsi que trois faces (antéro-médiale, antéro-latérale et postérieure).

Le bord médial s'étend du tubercule mineur jusqu'à l'épicondyle médial et se compose d'une arête qui s'élargit jusqu'à former les lèvres antérieure et postérieure de la crête supracondylaire médiale. Le bord latéral s'étend de la face postérieure du tubercule majeur jusqu'à l'épicondyle latéral. Il est arrondi jusqu'à sa mi-longueur au dessus du passage du sillon du nerf radial et s'affine ensuite pour former une lèvre antérieure plus en avant. Le bord antérieur s'étend du tubercule majeur à la fosse coronoïdienne qu'il forme en se divisant en deux branches. Il présente la forme d'une arête sur sa partie supérieure jusqu'à la mi-diaphyse où il forme le bord antérieur de la tubérosité deltoïdienne.

La face antéro-médiale présente la partie caudale du sillon inter-tuberculaire au niveau de sa partie proximale ainsi qu'un foramen sur sa partie médiane permettant le passage d'une artère nourricière. La face antéro-latérale présente une crête rugueuse sur sa partie médiane, celle-ci formant le bord postérieur de la tubérosité deltoïdienne. La face postérieure est divisée en deux parties par le sillon du nerf radial qui la traverse selon une trajectoire oblique en bas et en dehors.

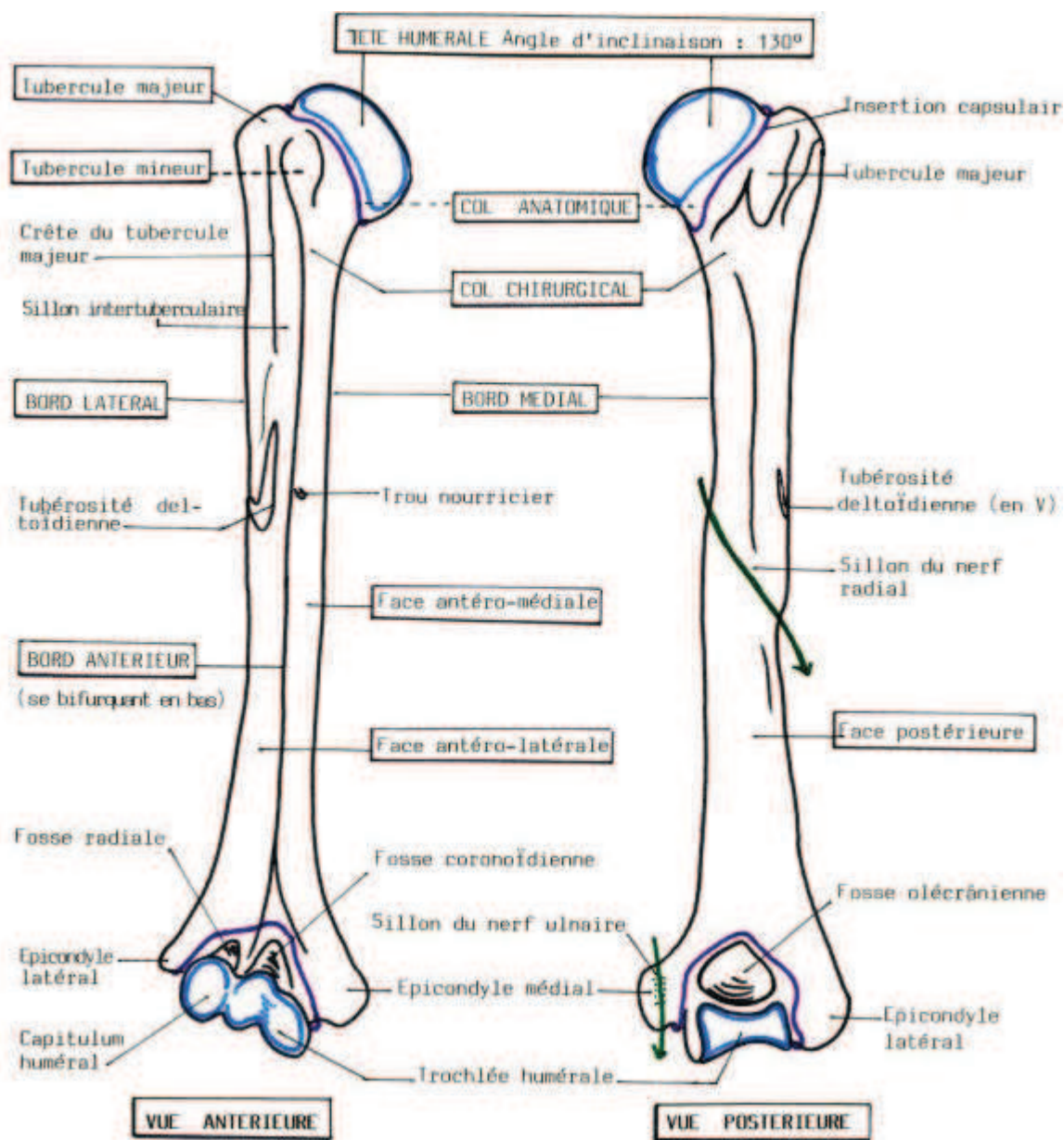


FIGURE 1.2: Ostéologie de l'humérus, schéma de l'université de Brest [1]

Une coupe longitudinale de l'humérus (figure 1.3) montre, creusée le long de la diaphyse, la présence de la cavité médullaire qui contient la moelle jaune. D'un point de vue histologique, on distingue l'os cortical sur l'extérieur de l'humérus, l'os spongieux au sein des épiphyses et le périoste en surface.

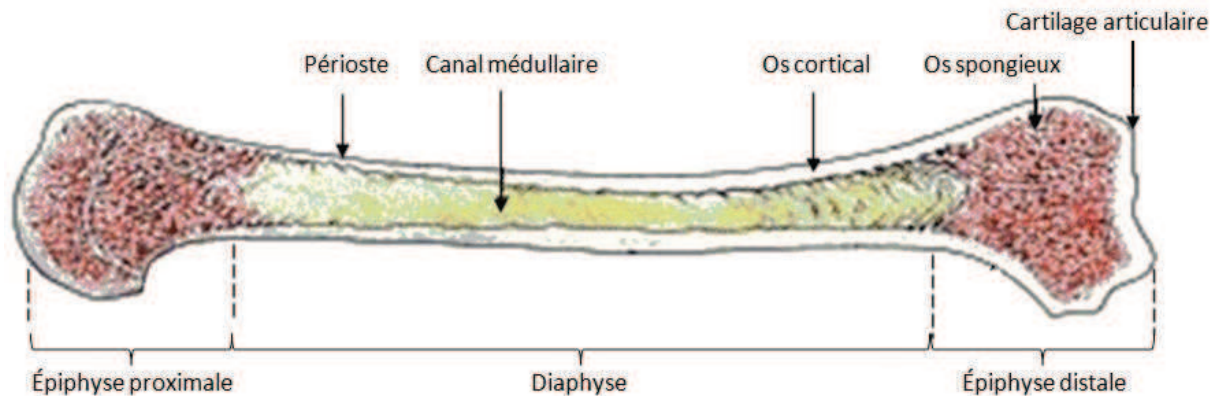


FIGURE 1.3: Coupe longitudinale d'un humérus humain

1.2 Histologie des os longs

1.2.1 Le tissu osseux périosté ou périoste

Ce tissu est d'avantage une membrane fibreuse et résistante qui recouvre l'ensemble de l'os hormis les parties articulaires. En externe, il est organisé en un ensemble de fibres collagéniques solidement ancrées au sein de l'os cortical appelées *fibres de Sharpey* et en interne d'une couche ostéoblastique principalement active dans les premières années du développement en jouant sur l'épaisseur de l'os. Il sert de zone d'insertion des ligaments, des tendons et des muscles et participe avec la dure-mère à la protection du système nerveux dans le cas particulier du crâne.

1.2.2 L'os spongieux

L'os spongieux est présent au sein des os longs, courts et plats avec une particularité pour l'os crânien dont la densité importante lui vaut le nom de diplôé. Il est constitué de lamelles plates et irrégulièrement disposées formant un labyrinthe de travées (figure 1.4). Important dans la résistance mécanique [15], sa configuration pourra varier en fonction du site anatomique et sa géométrie pourra adopter une forme plutôt cylindrique avec l'âge de la personne ou les sollicitations mécaniques auxquelles certaines cellules osseuses sont sensibles. Pour l'humérus, on le retrouve principalement au niveau des épiphyses mais également sous la forme d'une fine couche sur les parois de la cavité médullaire. Au niveau des épiphyses, une moelle rouge richement vascularisée occupe l'espace entre les travées et produit l'ensemble des cellules souches des éléments cellulaires du sang.

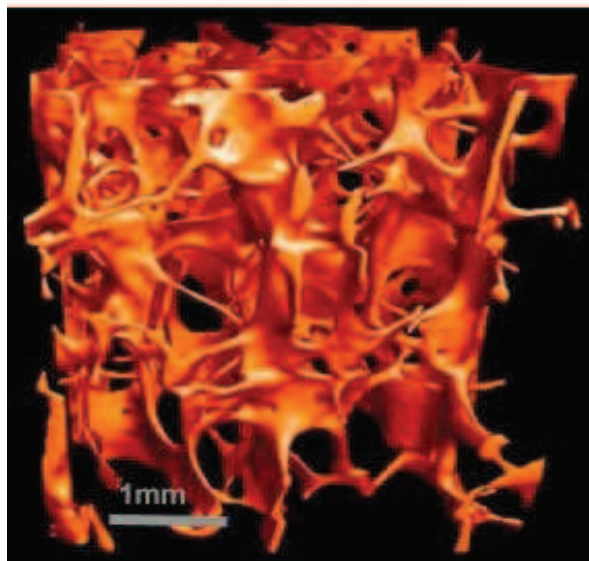


FIGURE 1.4: *Macrostructure de l'os spongieux sous imagerie synchrotron [2]*

Depuis plusieurs dizaines d'années, l'organisation structurale de l'os spongieux fait l'objet de nombreuses études. Leur objectif premier est la description de son architecture [16] avec notamment la détermination du nombre de travées présentes dans un volume donné, leur épaisseur, la distance qui les sépare [17] ou encore le degré d'anisotropie de l'échantillon [18, 19]. Le second est la recherche de corrélation entre ces paramètres et les propriétés mécaniques de l'échantillon [20, 21, 22].

1.2.3 L'os cortical

Le tissu cortical est un matériau dur, dense et homogène qui constitue 90% du tissu osseux présent au sein du corps. On le retrouve sur la partie extérieure des os où il a un rôle majeur en terme de propriétés mécaniques. Pour l'humérus il protège les régions plus sensibles occupées par l'os spongieux au niveau des épiphyses et par la moelle jaune au niveau de la cavité médullaire.

Il est traversé longitudinalement par les canaux de Havers mesurant $50\mu m$ de diamètre et par les canaux de Volkmann dans la direction transverse. L'ensemble constitue un réseau emprunté par les nerfs et vaisseaux sanguins qui réalisent d'importants échanges cellulaires entre le milieu périosté et la moelle osseuse. Il permet également l'acheminement rapide des cellules responsables de la formation d'os, des cellules sanguines ainsi qu'assurer l'équilibre ionique du corps humain : l'homéostasie. En effet, l'os représente la plus grosse réserve en sels minéraux, principalement des ions calcium Ca^{2+} présents sous la forme de cristaux d'hydroxyapatite $(Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2)$.

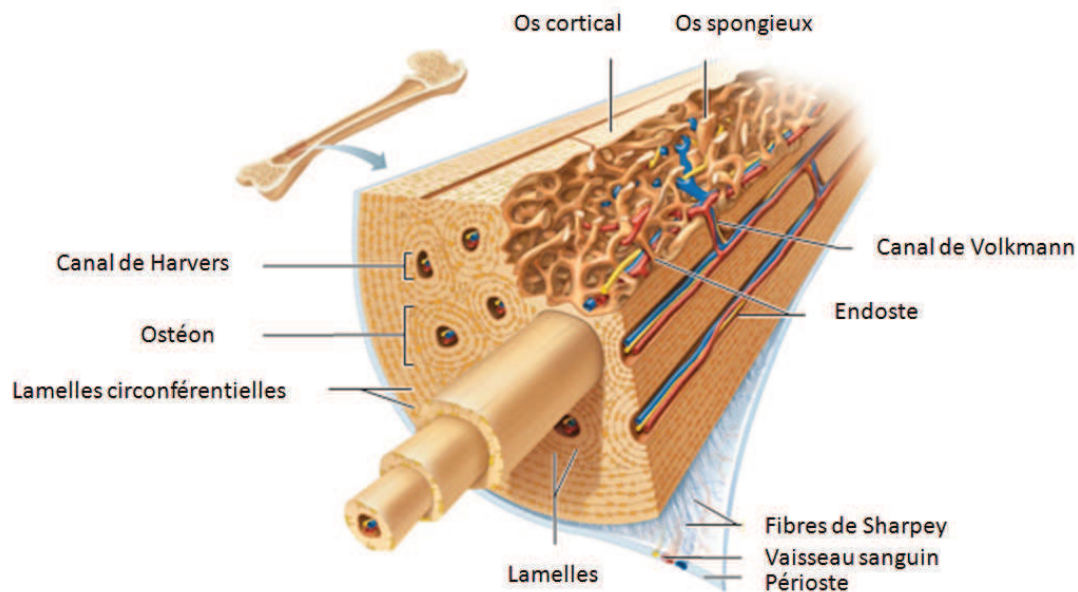


FIGURE 1.5: Le système haversien de l'os cortical

Au niveau de sa microstructure, l'os cortical est constitué de deux types de tissu. Le premier est la matrice interstitielle appelée aussi matrice primaire car elle est un reliquat de l'embryogenèse. Le second est l'os secondaire ou haversien qui l'a progressivement remplacée durant le processus du remodelage osseux. L'os haversien est constitué d'une juxtaposition d'ostéons, sous-unités structurales organisées en une succession de lamelles concentriques autour des canaux de Harvers (figure 1.6) dont la morphologie se rapproche de cylindres orientés dans la direction longitudinale de l'os [23]. Ces lamelles ont une épaisseur variant de 1 à 3 μm pour former un complexe pouvant atteindre 300 μm de diamètre. La dernière lamelle de l'ostéon marque la délimitation des deux types de tissu osseux et porte le nom de *ligne cimentante*. La classification de référence des ostéons est celle de Ascenzi et al. [24]. Il différencie trois types d'ostéon (I, II et III) en fonction de l'orientation des fibres de collagène au sein des lamelles. Pour les ostéons du groupe I, les fibres de collagène sont orientées dans la même direction que l'ostéon. Pour les ostéons du groupe II, les fibres seront alternativement orientées dans les directions longitudinales et transverses d'une lamelle à l'autre. Pour ceux du groupe III, on les retrouve dans la direction transverse.

Il est également observé la présence de logettes appelées *ostéoplastes* ou *lacunes* qui contiennent des ostéocytes pris au piège par la matrice osseuse lors du remodelage du tissu. Des canalicules les relient les uns aux autres formant un réseau secondaire au travers duquel du collagène continue à être produit dans une moindre mesure mais le rôle principal des ostéocytes consiste à maintenir l'intégralité du tissu en assurant les échanges de nutriments et de déchets entre l'os et le sang [25].

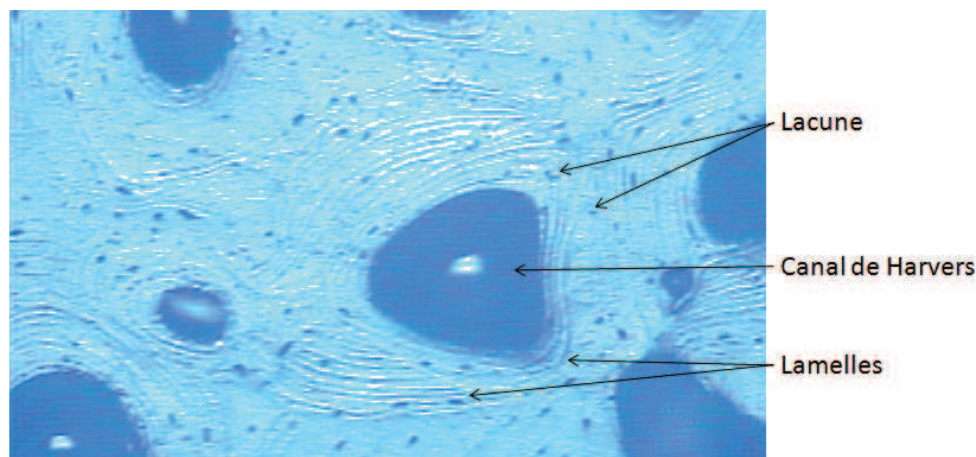


FIGURE 1.6: *Microstructure du tissu osseux*

A l'échelle sub-nanoscopique, les fibres sont organisées en un ensemble de fibrilles de collagène de $0,5\mu m$ de diamètre elles mêmes constituées de molécules de collagène de $1nm$ de diamètre présentant un arrangement périodique avec les cristaux d'hydroxyapatite. Leur organisation n'est pas encore établie mais il semblerait tout de même qu'elle varie d'une lamelle à une autre [26].

1.3 Variation des caractéristiques tissulaires

Cette section est destinée à montrer que les caractéristiques tissulaires de l'os cortical sont variables d'un individu à l'autre, mais également au sein d'un même sujet d'étude. Pour ce faire, nous nous intéresserons dans un premier temps à la densité de sa phase minérale. En réalité, plusieurs densités peuvent être introduites à savoir les densités réelle d , relative d_r , apparente d_{app} et minérale d_m dont les définitions sont rappelées en annexe A. Afin de correspondre à la pratique et aux mesures effectives, les données de la littérature sont présentées au travers des masses volumiques correspondantes ρ , ρ_r et ρ_{app} exprimées en $g.cm^{-3}$ et ρ_m en %. Dans le contexte de la recherche, les échantillons sont le plus souvent caractérisés à l'aide d'un densimètre dont la fonction est basée sur le principe d'Archimède ou au travers l'exploitation de l'imagerie aux rayons X comme le (micro)tomographe.

Le tableau 1.1 présente un récapitulatif de valeurs de densité minérale retrouvées dans la littérature. On y trouve un large éventail de valeurs illustrant la diversité intra- et inter-individuelle de la composante minérale au sein du tissu osseux. En 2000, Bousson et al. [27] ont étudié par tomographie la densité osseuse de 163 échantillons d'os cortical prélevés chez des sujets masculins et féminins. Le premier pan de l'étude concernait l'influence du sexe et de l'âge. Ils ont mesuré une densité minérale osseuse (DMO) plus élevée chez l'homme mais elle atteint, pour les deux sexes, son maximum entre 20 et 40 ans avant de décroître. Le second pan traitait de la variation de DMO au sein d'un même sujet. Ils ont établi qu'une variation moyenne de 2,50% pouvait être trouvée au sein d'une même section. En 2004 [28], ils précisent que cette variation est plus accentuée chez les femmes à cause de l'ostéoporose. La même année, Bensamoun et al. [29] généralisent ces

observations à l'ensemble de la diaphyse fémorale sur laquelle les plus hautes valeurs de DMO ont été détectées sur sa face postérieure. Selon la même démarche, Rohrbach et al.[30] déterminent en 2012 que les plus hautes densités sont présentes à mi-longueur de la diaphyse.

Tableau 1.1: Récapitulatif des DMO de l'os cortical humain issues de la littérature.
(Les valeurs sont données en $g.cm^{-3}$)

Auteur	Os	Zone	Technique	min	max	moy
Rohrbach et al. [30]	fémur	Diaphyse	Rayon X	-	-	1.11 ± 0.02
			ρ	-	-	1.93 ± 0.01
Wachter et al.[31]	fémur	Diaphyse	Rayon X	0.94	1.35	1.22 ± 0.10
Funk et al.[32]	tibia	Diaphyse	Rayon X	0.92	1.30	1.12 ± 0.13
Granke et al.[33]	fémur	Diaphyse	Rayon X	1.02 ± 0.06	1.16 ± 0.04	1.08
Keller et al.[34]	fémur	Diaphyse	ρ	0.34	1.89	1.41 ± 0.39
			ρ_{app}	0.92	1.22	0.84 ± 0.31
			ρ_m	17.40	66.20	58.3 ± 10.3
Bloebaum et al.[35]	fémur	Diaphyse	ρ	2.11	2.13	2.12
			ρ_m	70.1	70.7	70.4
Black et al.[36]	fémur	Diaphyse	ρ	1.407	2.55	1.86 ± 0.22
			ρ_{app}	0.80	1.95	1.25 ± 0.22
			ρ_m	57	76.3	67.02 ± 3.74
Schaffler et al. [37]	fémur/tibia	Diaphyse	ρ_m	-	-	69.4 ± 1.9

Le second critère est le taux de porosité de l'os cortical. Histologiquement, il s'agit des volumes occupés par les canalicules, canaux de Volkmann et Havers. Ces derniers étant majoritairement responsables du taux de porosité, ils sont généralement les seuls pris en compte [31, 38, 39, 40]. Étant reliée à la DMO, la porosité peut être quantifiée selon les mêmes méthodes énoncées plus haut. L'observation de lamelles d'os par microscopie optique permet également de quantifier les porosités. Ces mesures sont alors effectuées en deux dimensions et le taux de porosité de l'échantillon est alors calculé par sommation des valeurs trouvées par lamelle. Les taux de porosité recueillis de la littérature parcourent également un large éventail de valeurs comme le montre le récapitulatif présenté au tableau 1.2. Comme pour la DMO, la porosité n'est pas distribuée de manière homogène à travers l'os cortical mais présente des variations au sein d'une même section de fémur [41] et le long de sa diaphyse [27, 41]. D'après Stein et al. [42], la variation du taux de porosité ne serait pas une question de nombre mais de taille des porosités. Bousson et al. [43] vont dans le même sens en réalisant une étude comparative hommes/femmes. En 2006, Thomas et al. [44] réalisent une étude statistique qui estime que le taux de porosité est expliqué à 81% par la taille des porosités alors que la responsabilité de leur nombre ne serait comprise qu'entre 12 et 16%. Entre le taux de porosité et leur morphométrie, ils précisent que la taille des porosités explique le taux de porosité à 81% alors qu'il ne serait compris qu'entre 12 et 16% pour leur nombre.

Tableau 1.2: Récapitulatif des taux de porosité de l'os cortical humain issus de la littérature. (Les valeurs sont données en %)

Auteur	Os	Zone	Technique	min	max	moy
Wachter et al. [31, 38]	fémur	Diaphyse	Rayon X	1 4	31 26	10.3±7 9.1±5
Cooper et al. [40]	fémur	Diaphyse	Rayon X	2.1	35.9	-
Rohrbach et al. [30]	fémur	Diaphyse	Rayon X	-	-	10.1±4.8
Bousson et al. [43]	fémur	Diaphyse	Rayon X	-	-	8.26±0.68
Bayraktar et al. [39]	fémur	Diaphyse	caméra digitale	4.6	35.6	15.36±7.5
Schaffler et al. [37]	fémur/tibia	Diaphyse	microscopie optique	-	-	4.1±1.4

2 Caractérisation mécanique de l'humérus

Cette partie est consacrée l'évaluation des caractéristiques mécaniques de l'humérus. L'os huméral étant un matériau multi-échelle, ses propriétés seront présentées à travers des essais classiques (traction, compression, flexion,...) sur pièces anatomiques et sur échantillons. Puis nous parlerons de la caractérisation microscopique par nano-indentation des tissus ostéonal et interstitiel et terminerons en abordant les processus d'endommagement amenant à la rupture.

2.1 Caractérisation macroscopique de l'humérus

Pour la détermination des propriétés mécaniques de l'humérus humain et leur intégration aux modèles numériques, la caractérisation expérimentale de l'os huméral est nécessaire. En plus, les essais globaux sur des humérus humains sont également requis pour la validation des modèles d'os par rapport aux données expérimentales. Ainsi, différents types de chargement ont été investigués. Dans ce contexte, Qu [45] a étudié les effets d'une variété de forces mécaniques sur la morphologie de l'humérus de 46 sujets masculins. L'approche consistait à mesurer l'épaisseur corticale et le diamètre de l'humérus en sa partie proximale, intermédiaire et distale en utilisant des images radiographiques. D'après les résultats de ses travaux, le chargement statique semble favoriser une croissance plus élevée à l'os que les chargements dynamiques. On peut également citer les travaux de Sillar et al. [46] qui ont procédé à des tests biomécaniques comparatifs sur la résistance de la tête de fémurs et d'humérus sous chargement de type traction. Ces auteurs ont étudié les déformations élastiques et permanentes du cartilage articulaire sous sollicitation mécanique. Ils ont conclu que la déformation élastique est supérieure à la déformation permanente, mais que l'augmentation de la charge due à la déformation permanente devient plus importante. Dans la même démarche, Bry et al. [47] ont proposé un nouveau protocole expérimental pour tester des échantillons d'os huméral de même forme en traction et en compression dans les directions longitudinale et transverse et avec la même configuration initiale pour éviter l'intra-variabilité. La forme des échantillons a été spécialement conçue pour être proche d'une forme normalisée. Pour un autre type de chargement, Swanson et al. [48] ont mené une étude expérimentale avec des essais de fatigue en rotation sur des éprouvettes en porte à faux extraites dans la direction longitudinale à partir de cortex d'os humains. Des relations inverses entre l'amplitude de contrainte et la durée de vie en fatigue ont été

identifiées. Poulpique et Valverde [49] ont étudié, quant à eux, trois cas de fracture par fatigue d'humérus humains. Le premier cas, avec fracture spiroïde complète, suite à un exercice de grimper de corde au terme d'une période d'entraînement intense. Les suivants étaient survenus au début de l'entraînement. Les auteurs montrent qu'un entraînement intensif et des contraintes répétées peuvent causer la rupture de l'humérus de personnes sportives donc ayant une structure osseuse biomécaniquement adaptée. Concernant des essais dynamiques, on peut faire référence à l'étude de Duma et al.[50] qui ont caractérisé l'effort et la déformation à la rupture de 12 humérus féminins (âge moyen : 57 ± 11 ans) laissés dans leur chaire et soumis à des tests en flexion trois points. La vitesse d'impact était de 3,63m/s dans la direction antéro-postérieure des pièces anatomiques. La campagne expérimentale de Duprey et al. [51] a porté sur douze humérus humain de six sujets (quatre hommes, deux femmes, âge moyen : 76 ans). Le protocole de Varghese et al. [3] était beaucoup plus riche puisqu'il a caractérisé les déformations de 36 os longs prélevés de 6 sujets (2 hommes, 4 femmes) dont 10 humérus soumis à des essais quasi-statiques en flexion trois points (figure 1.7) à une vitesse de 1mm/min jusqu'à un effort de 1000N puis en torsion à une vitesse de $1^\circ/\text{s}$ jusqu'à rupture. L'étude la plus récente est celle de Mukherjee et al.[52] qui ont caractérisé le comportement de 22 humérus gauches et droits (âge : entre 40 et 60 ans) à l'aide d'essais quasi-statiques en flexion trois points (vitesse non mentionnée) puis en dynamiques à l'aide d'un puits de chute. La vitesse d'impact était régie par la hauteur de chute du puits, trois différentes ont été utilisées : 0,5, 1 et 1,5m.

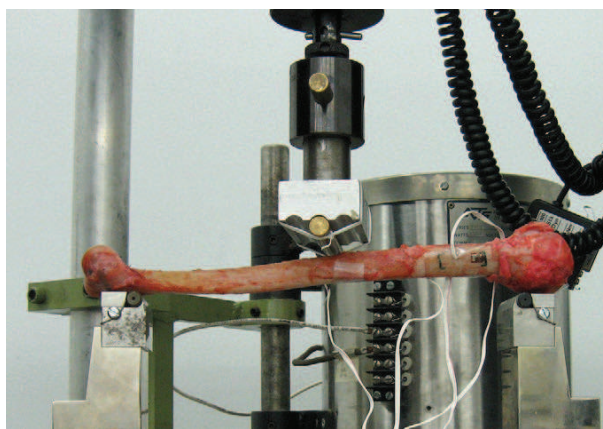


FIGURE 1.7: *Illustration des essais quasi-statiques de Varghese et al.[3]*

En ce qui concerne la rupture de l'humérus sous chargement physiologique, Simpson [53] a présenté une revue des différentes techniques de traitement de la rupture d'humérus. De plus, Court-Brown et McQueen [54] ont réalisé une classification des différents faciès de fractures d'humérus humains. Des corrélations entre les types de fracture et l'âge des sujets ont été proposées. Les résultats issus de cette étude ont montré que la gestion non-opératoire semble donner de meilleurs résultats dans le traitement des fractures de l'humérus proximal chez les patients âgés. Les auteurs n'ont pas réussi à trouver un type de fracture dans ce groupe de patients chez lesquels la chirurgie est bénéfique. Klenerman [55] a également présenté une étude de classement mécanique des différents faciès

de fracture de l'humérus humain des os longs. Il conclut que les fractures de la diaphyse humérale, ou généralement les os long, varient en fonction de la nature et de la violence des charges appliquées, tandis que les fractures des extrémités proximales dépendent de l'anatomie de l'os qui, à son tour, est liée au développement embryologique des épiphyses. De même, Youssef et al. [56] ont présenté une revue anatomique de l'humérus et de l'anatomie appliquée en ce qui concerne la classification des différents faciès de fracture et des approches chirurgicales dans chaque cas. Les auteurs ont également établi un diagnostic détaillé et une discussion des méthodes et des résultats du traitement de fractures d'humérus humains. Shrader et al. [57], quant à eux, ont mené une étude pour comprendre la variabilité des fractures de l'humérus. 113 images radio-graphiques de fractures proximales d'humérus ont été évaluées par trois cliniciens différents. Il a été demandé aux trois cliniciens de répondre indépendamment à neuf questions relatives aux fractures, de classer la fracture selon la classification de Neer et de recommander un traitement. Il a été conclu à la suite de cette investigation que pour améliorer la cohérence dans la compréhension des fractures d'humérus, l'imagerie des fractures complexes doit être renforcée. Pour le même objectif, Costan et Ashwood [58] ont présenté une analyse de différents cas de rupture d'humérus humains. Ils ont constaté que la plupart des ruptures de cet os survient chez les femmes âgées de plus de 60 ans qui souffrent d'ostéoporose et souffrent de fractures après une simple chute. Chez les jeunes individus ces fractures résultent de blessures à haute énergie (accidents de la circulation routière). Environ 75% sont des fractures non déplacées selon la classification de Neer et peut être traitée non-opératoire. Les 25% restants nécessitent une intervention chirurgicale sur la base de la connaissance de l'anatomie de l'extrémité proximale, du mécanisme de la blessure et de la qualité de l'os du patient. Alors que Callaghan et al. [59] se sont focalisés sur l'étude d'un cas rare de fracture d'humérus d'un lanceur de balle. Ils ont décrit les mécanismes de rupture d'os due à une action musculaire sévère qui représente une cause rare de fracture de l'humérus. Enfin, pour évaluer les effets des fractures sur les propriétés mécaniques de l'os huméral, Maldonado et al. [60] ont investigué les déformations de l'humérus proximal sain et fracturé avec des conditions de chargement physiologique. Deux humérus ont été choisis pour cette étude, le premier ostéoporotique et le deuxième sain pris comme une référence. Dans des conditions de chargement physiologiques, les déformations et contraintes de l'os ont été analysées. Cette étude démontre que la déformation dans l'os ostéoporotique (de mauvaise qualité) est considérablement plus élevée (jusqu'à +30%) que dans l'os sain. On peut aussi citer l'étude bibliographique présentée par Guggenbuhl et al. [61] pour recueillir des informations sur l'incidence des fractures de l'humérus proximal, du bassin et de la cheville et leurs liens possibles avec l'ostéoporose. Ces auteurs ont conclu que les fractures de l'humérus proximal répondent clairement aux critères de fractures ostéoporotiques. Globalement, l'incidence de ces fractures augmente avec l'âge.

D'autre part, avec l'avancée technologique des performances des ordinateurs, de nouvelles techniques permettant d'étudier les propriétés morphologiques de l'os ainsi que leur influence sur les propriétés mécaniques, ont vu le jour. Parmi ces méthodes, on peut citer la tomодensitométrie que Sumner et Andriacchi [62] ont utilisé pour évaluer des relations entre les propriétés géométriques des sections d'os et la longueur de l'humérus et du fémur humain. 83 paires d'humérus et fémurs ont été examinés dans la période entre la naissance et l'âge de 30 ans. Les propriétés géométriques des sections transversales ont

été déterminées au niveau de la diaphyse par des scanners. Un modèle de poutre a été développé pour prédire le maximum de déformation de flexion au milieu de diaphyse en fonction de l'âge. Avec ce modèle, les auteurs ont montré que l'effort maximal au niveau de la diaphyse que peut supporter le fémur est plus important que celui de l'humérus. Zhang et al. [63] ont également utilisé cette technique pour créer des modèles numériques d'humérus proximal de 180 sujets Chinois à partir des acquisitions de tomographie tridimensionnelle. Dans leur étude 77 sujets étaient masculins et 103 féminins dont l'âge varie entre 19 et 86 ans. Les paramètres anatomiques (diamètre de courbure de la tête, la hauteur de la tête, l'inclinaison,...) de tous les humérus ont été mesurées. Ces résultats de mesure ont été comparés avec quatre prothèses anatomiques couramment utilisés. Les auteurs concluent que l'utilisation d'un modèle tridimensionnel précis pour guider la chirurgie préopératoire peut améliorer les résultats de chirurgie dans certains cas graves de grande perte osseuse. Jacquot et al. [64] ont mené une étude pour évaluer l'utilité de la tomodensitométrie et mesurer la fiabilité intra-observateur et inter-observateur selon l'expérience de l'observateur. Une classification correcte des fractures de l'humérus distal a été obtenue dans 95% des cas avec les images issues de la tomographie comparées à 73% seulement des cas avec les radiographies. Les auteurs concluent que la technique de la tomodensitométrie améliore la précision du diagnostic et, dans certains cas, modifie la stratégie chirurgicale. En se basant toujours sur la tomodensitométrie, Diederichs et al. [65] ont mesuré la distribution de la densité minérale osseuse totale et celle de l'os trabéculaire ainsi que l'épaisseur de l'os cortical dans la partie distale de l'humérus. Les auteurs ont montré que la densité minérale osseuse diminue en permanence de la diaphyse distale à la trochlée. Les propriétés des os de l'humérus distal varient largement, offrant un plus fort capital osseux du côté médian. Cela peut améliorer la compréhension de la rupture des implants et les techniques du traitement chirurgical. De plus, la mesure de la densité osseuse par tomodensitométrie peut renseigner sur l'ostéoporose de l'os. Dans ce contexte, Park et al. [66] ont mené une étude sur 14 humérus distaux prélevés de cadavres avec une moyenne d'âge de 58,4 ans pour analyser les paramètres structurels tridimensionnels de l'os cortical et trabéculaire dans l'humérus distal et pour trouver des variations de régions et des différences selon l'âge. Les auteurs ont trouvé une faiblesse potentielle de la plaque de fixation dans la face postérolatérale du condyle distal en raison de l'insuffisance relative de la micro-architecture osseuse, ce qui peut affecter le traitement des fractures de l'ostéoporose de l'humérus distal surtout chez les patients âgés. Enfin, d'autres mesures plus récentes du nombre, de la taille, de la forme et de la surface articulaire des fragments de 48 fractures articulaires distales de l'humérus, ont été effectuées par Brouwer et al. [67] en utilisant une analyse quantitative des images issus de la tomodensitométrie tridimensionnelle. Les auteurs ont trouvé que pour chaque type de fracture, le nombre de petits fragments est corrélé avec le nombre total des fragments. Les fractures de colonnes avaient plus de fragments articulaires et plus de petits fragments que les fractures de trochlée et du condyle.

Par ailleurs, d'autres méthodes de mesure des propriétés morphologiques de l'os sont également utilisées. On peut citer, en premier lieu, la technique d'absorptiométrie double énergie à rayons X (DXA) que Mather et al. [68] ont utilisé pour décrire l'association entre les mesures radiographiques de l'épaisseur de l'os cortical de l'humérus proximal et la densité minérale de l'os afin de différencier les patients atteints d'ostéoporose. Dans

leur étude, les auteurs ont identifié une épaisseur moyenne de 6 mm comme étant une valeur de seuil pour prédire un potentiel d'ostéoporose. Les mesures moyennes de l'épaisseur de l'os cortical obtenue à partir des radiographies standards de face de l'épaule sont corrélés avec la technique de mesure DXA ce qui offre une méthode clinique, rapide, sensible et peu coûteuse pour exclure l'ostéoporose. En second lieu, on retrouve la technique d'imagerie par résonance magnétique (IRM). Avec cette méthode, Murdoch et al. [69] ont mené une étude sur l'humérus humain pour mesurer ses dimensions osseuses lors du développement d'un clou médullaire. Cette étude a montré que la technique d'IRM est une méthode efficace de collecte de données dimensionnelles à partir de n'importe quelle partie du squelette. De plus, les travaux de Taylor et al. [70] présentent d'autres techniques de mesure pour prédire la densité de la masse osseuse de l'humérus. Leur étude menée sur des joueurs de tennis de haute performance couvre une analyse complète de quatre niveau composée d'une analyse de la densité de masse osseuse par rayons X, d'une analyse de l'évolution de la densité par éléments finis, d'une analyse vidéo à haut débit et d'une analyse musculo-squelettique. Les auteurs ont conclu que cette analyse à plusieurs niveaux a un potentiel important pour fournir une meilleure compréhension des effets de la surcharge musculaire induite par le sport sur le développement squelettique et l'adaptation fonctionnelle. Soni et al. [71], quant à eux, ont effectué six mesures morphologiques de 80 humérus droit (40 hommes et 40 femmes). Les auteurs ont effectué une analyse discriminante de la largeur d'épicondylien avec une précision de 80% chez les mâles et 87,5% chez femmes et du diamètre de la tête verticale avec une précision de 87,5% chez les hommes et 70% de chez les femmes. La combinaison de la largeur d'épicondylien et le diamètre de la tête de l'axe vertical fournit de meilleurs résultats, avec 85% de précision chez les hommes et 90% de précision chez les femmes. En revanche, Young et al. [72] ont présenté une technique expérimentale et un appareil associé pour la mesure in vivo de l'impédance mécanique de l'ulna humain de trois sujets masculins et deux sujets féminins. Un excitateur électromagnétique a été utilisé pour appliquer une charge harmonique au cubitus et des mesures d'impédance ont été faites. Les informations de raideur et de fréquence de résonance ont été utilisées pour l'évaluation des caractéristiques mécaniques de l'os.

Concernant la mesure de la longueur de l'humérus, Singhal and Rao [73] ont calculé la longueur totale de 150 humérus secs d'adultes issus du sud en utilisant des mesures linéaire, transverse et sagittale. Les humérus ont été divisés en huit segments en utilisant des points saillants d'os et des repères musculaires et soumis à une analyse statistique. Un degré élevé de corrélation a été trouvé entre la longueur du segment et la longueur totale et ainsi des équations de régression ont été calculées pour estimer la longueur totale de l'humérus à partir de chaque segment. Mohanty et al. [74] ont estimé également la longueur de 200 humérus adultes dans un état séché et complètement ossifié à partir des mesures de leur fragments dans les populations du sud de l'Inde. Chaque humérus a été fragmenté en cinq fragments en traçant des lignes imaginaires en référence à leurs repères anatomiques spécifiques. Après l'application de l'analyse statistique nécessaire, une corrélation mathématique précis sous forme d'équations de proportion et de régression a été établie entre chaque fragment et la longueur totale de humérus. Toutes les formules ainsi obtenues pour chaque fragment d'os ne sont pas seulement importante, mais aussi possède un haut degré de prédiction. De plus, la mesure de la densité minérale osseuse a

également été investiguée dans plusieurs études vu son importance pour la prédiction des pathologies de l'os. En effet, Oh et al. [75] ont évalué les facteurs cliniques qui pourrait prédire l'ostéoporose locale de l'humérus proximal. Les auteurs ont démontré les différences régionales et bilatérales en densité minérale volumétrique osseuse au sein de la trochiter chez les patients avec une déchirure de la rotation unilatérale du poignet. Mis à part le sexe féminin, pas d'autres facteurs cliniques présentés comme des facteurs de risque pour une plus grande possibilité de l'ostéoporose. De plus, Hepp et Josten [76] ont mis l'accent sur la qualité de l'os sur le traitement chirurgical des fractures de l'humérus proximal. Ils ont aussi présenté une revue de la littérature sur les études biomécaniques et de la biologie de l'ostéosynthèse concernant l'humérus humain. Dans le même contexte, Diederichs et al. [77] ont mené une étude pour déterminer si la densité minérale osseuse de la tête humérale peut être prédite par les mesures de densité minérale osseuse de l'humérus distal ipsilatéral ou contralatéral l'humérus proximal. Les valeurs de densité minérale osseuse de l'os trabéculaire ont été obtenues à partir de 88 paires d'humérus droits de cadavres (âge $75,8 \pm 13,5$ années) à la tête de l'humérus et dans la zone métaphysaire distale. De faibles facteurs de corrélation montrent que les mesures ipsilatérales ne fournissent pas une bonne prédiction de la densité minérale osseuse de la tête humérale. On peut aussi citer les travaux de Zhang and Yokota [78] qui ont examiné les effets du chargement du coude de six souris femelles sur la croissance longitudinale du cubitus et l'humérus. Les résultats ont révélé que l'allongement de l'os est associé à une augmentation en poids de l'os, en densité minérale osseuse et en teneur minérale osseuse.

Un autre domaine de recherche qui a motivé plusieurs travaux ces dernières années, concerne l'analyse du comportement mécanique de l'humérus pour la mise en place des implants chirurgicaux et la prédiction des fractures qui en résultent. La littérature est abondante dans ce domaine vu son importance sur le plan médical. Selon le type de chargement, on peut citer les travaux de Penzkofer et al. [79] qui ont comparés les performances de différentes configurations de plaques anatomiques pour la fixation des fractures de l'humérus distal dans un système. Dans un modèle d'os artificiel deux configurations perpendiculaires et une parallèle à un système de coude ont été comparés par rapport à la rigidité du système (flexion et extension) et à la limite de fatigue dynamique (extension). Les auteurs ont observés de grandes différences de performances mécaniques entre les modes de chargement en flexion et extension. Les auteurs concluent que la défaillance du système d'implant est produite principalement à l'interface tournevis os ou par fatigue de la plaque autour des trous de vis et que les trois configurations de plaques fournissent une stabilité mécanique suffisante pour permettre la rééducation postopératoire avec un protocole de chargement réduit. Pour d'autres types de chargement, Füchtmeier et al. [80] ont étudié la stabilité biomécanique d'un clou huméral nouvellement développé pour le traitement des fractures de l'humérus proximal par rapport aux systèmes existants. Ils ont utilisé partir de 12 paires de humérus humains. Les humérus sains ont été caractérisés mécaniquement par un chargement cyclique de cinq cycles de flexion/torsion alternées. Le chargement a été appliqué à l'épiphyse distale et la déformation mesurée à l'épiphyse distale. Avant d'implanter le renfort, un défaut de 5 mm a été créé pour simuler une fracture d'humérus. Après comparaison, les auteurs ont conclu que l'humérus contenant le nouvel implant peut supporter plus de charge et surtout plus longtemps que les humérus avec des implants classiques. Dans le même contexte, Sakellariou et al. [4] ont

mené une étude pour comparer les données quantitatives sur des analyses biomécaniques de différentes techniques de fixation des défauts osseux intercalaires de l'humérus avec des modèles de composites. Un total de 25 échantillons d'humérus de modèles composites ont été utilisés. Un défaut intercalaire a été créé et reconstruit en utilisant des plaques, des clous médullaires, fixateurs externes et des implants segmentaires prothétiques. Les échantillons ont été chargés sous compression axiale, flexion quatre points (figure 1.8) et torsion en régime élastique linéaire. Les auteurs ont trouvé que les implants segmentaires modulaires et des clous médullaires étaient en mesure de compenser de façon significative des grandes quantités de charges de compression par rapport aux plaques à vis verrouillées et des fixateurs externes. Cependant, en flexion et torsion, les implants segmentaires modulaires et les fixateurs externes ont été significativement de meilleurs dispositifs par rapport aux clous et plaques intramédullaires. La mobilisation précoce du membre supérieur chez les patients avec des défauts des os diaphysaires de l'humérus pourraient probablement être plus sécuritaire et bien tolérée lors de leur reconstruction avec des implants modulaires segmentaires. Finalement, Kennedy et al. [81] ont mesuré l'effet du remplissage du vide par du ciment de calcium triphosphate sur les charges à l'interface os-implant d'une fracture de l'humérus proximal ostéosynthèse en utilisant une analyse par éléments finis. Les auteurs ont trouvé que l'augmentation du ciment de calcium triphosphate améliore la stabilité initiale et réduit les contraintes sur l'interface implant-os.

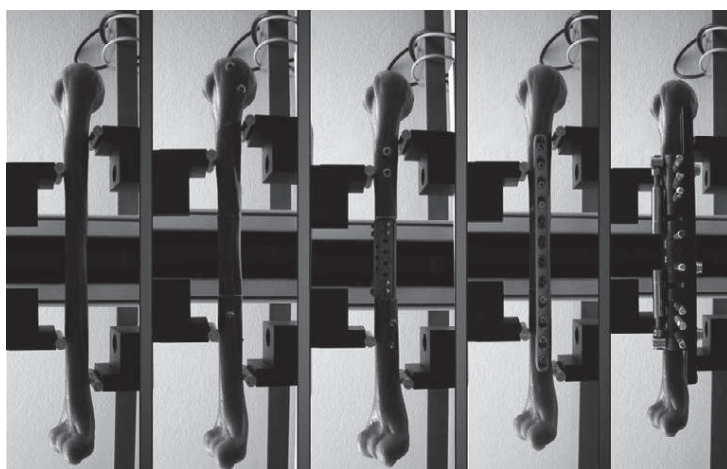


FIGURE 1.8: *Illustration des essais de flexion de Sakellariou et al.[4]*

D'autres auteurs se sont intéressés à l'étude de nouveaux implants et prothèses pour l'humérus. Dans ce contexte, on trouve, les travaux de Craik et al. [82] qui ont implantés une prothèse totale de coude Coonrad-Morrey dans six humérus synthétique Sawbone. qui ont été soumis à des charges physiologiques. La corrélation d'image a été utilisé pour mesurer les déformations du cortical distal et les résultats on été comparés à ceux de Sawbones entiers qui ont été testés dans les même conditions. Les auteurs ont observé des contraintes importantes dans le cortex de l'humérus distal après implantation de la prothèse sous compression axiale. En revanche, les déformations corticales augmentent après l'implantation

de la prothèse sous compression antéro-postérieure du condyle avec soutien. On peut citer également l'étude de Giannicola et al. [83] destinée à l'évaluation des résultats préliminaires du système de coude Discovery Elbow System (DES) utilisé pour les fractures aigus de l'humérus distal et états post-traumatiques. Ce système a réalisé d'excellents résultats dans la plupart des cas concernant le soulagement de la douleur, l'amélioration fonctionnelle, et la satisfaction du patient. Il peut représenter une option efficace d'implant lié pour prothèse totale de coude chez ces patients. Grover et al. [84], quant à eux, ont caractérisé le comportement structurel de la quatrième génération des humérus composites sous flexion physiologique simulée. Trois humérus ont été testés sous flexion quatre points et leur raideur et rigidité ont été calculées à partir des données charge-déplacement. Les déformations principales ont été déterminées aux surfaces mi-diaphysaires du plan transverse de l'humérus d'un spécimen à l'aide de rosettes superposées. Les auteurs fournissent de nouvelles données de contraintes et déformations pour la quatrième génération des humérus composites. Les résultats présentés prennent en charge la l'utilisation de cet os composite comme un outil pour la modélisation et l'expérimentation. Dunham et al. [85] ont également menée une étude pour aider au développement de prothèses et optimiser le placement des vis. Ils ont investigué une technique permettant de quantifier la force d'indentation et le module d'élasticité de l'os spongieux de la partie distale de l'humérus et d'identifier les variations locales.

Concernant le traitement des fractures par des implants, Ducrot et al. [86] ont évalué la récupération fonctionnelle et la morbidité des fractures complexes de l'humérus distal, chez 20 patients d'âge moyen de 80 ans traités avec des prothèse de coude, par le remplacement total de l'articulation. Les auteurs concluent que l'arthroplastie totale du coude peut être une alternative valable à l'arsenal thérapeutique du chirurgien pour des fractures complexes de l'humérus distal chez les patients âgés qui ont des exigences fonctionnelles modérées. Grawe et al. [87], quant à eux, ont investigué les conséquences du déplacement de 3 ou 4 parties des fractures complexes d'humérus proximal traité avec un plaque verrouillé et ont comparé les résultats avec le type de fracture et l'âge du patient au moment de l'accident. Les auteurs ont trouvé des conséquences similaires et satisfaisants après un traitement de plaque verrouillé des 3 et 4 parties des fractures complexes de l'humérus proximal chez les patients jeunes et les patients âgés de plus de 65 ans. Dans le même contexte, Sabalic et al. [88] ont examiné trois modèles différents d'ostéosynthèse pour les fractures extra-articulaires de l'humérus distal. Des simulations numériques en compression axiale, de flexion et de chargement varus ont été effectuées en utilisant la méthode des éléments finis. Les auteurs ont montré que les déplacements dans les trois systèmes de plaque sont minimes et dans les limites qui répondent aux exigences de la stabilité biomécanique suffisante pour la guérison des fractures dans cette région. La plaque en forme de Y nouvellement conçue pour les fractures extra-articulaires de l'humérus distal est une alternative possible à la méthode habituelle d'ostéosynthèse avec deux plaques. En revanche, Hildebrand et al. [89] ont présenté un cas où le double plaque a rompu en raison de la non prise de la vis dans l'os ostéoporotique. La fracture du patient a ensuite été révisée avec l'utilisation d'une allogreffe de péroné d'entretoise pour améliorer la stabilité et la prise de vis. Les auteurs concluent que cette méthode de fixation n'a pas été utilisée au parant dans l'humérus distal et peut s'avérer utile dans la fixation ouverte des fractures distales de l'humérus ostéoporotique. Obert et al. [90] ont évalué également les

complications de traitement des fractures de l'humérus distal traitées par un traitement conservateur, une fixation interne ou une arthroplastie totale du coude chez 497 patients âgés de plus de 65. Les auteurs ont identifiés trois principaux types de complications : neuropathies surtout du nerf cubital, complications osseuses en raison d'une défaillance mécanique après la fixation interne et les ossifications. On peut citer l'étude de Shulman et al. [91] qui ont investigué les effets de l'âge sur les résultats cliniques, fonctionnels et radiographiques des patients avec des fractures proximales de l'humérus traitées avec les plaques à vis verrouillées. Les auteurs concluent que le traitement des fractures de l'humérus proximal de manière opérationnelle avec des plaques verrouillées peuvent surmonter les défis de la mauvaise qualité de l'os qui se produisent souvent avec l'âge. Enfin, James et al. [92] ont mis en place un protocole chirurgical et une réhabilitation proactive pour gérer les fractures de l'humérus impliquant à la fois l'extrémité proximale et la diaphyse chez une population de patients âgés. Le traitement des fractures de fragilité metadiaphysal complexe avec une réduction anatomique, plaque angle fixe, et la physiothérapie précoce renvoie le patient âgé à une fonctionnalité optimisée avec un risque minimal de complication.

Pour le diagnostic des fractures et leur gestion, on peut citer plusieurs études biomécaniques. En premier lieu, les investigations de Limthongthang et Jupiter [93] pour faire un diagnostic préopératoire approprié, des indications, des expositions chirurgicales, ainsi que la fixation des fractures distales de l'humérus. Les complications courantes, y compris neuropathie ulnaire, pseudarthrose, la raideur du coude, et l'ossification hétérotopique, sont également abordées. Dans ce contexte, Benhima et al. [94] ont rapporté l'observation d'un patient de 24 ans qui a présenté une fracture de la diaphyse humérale droite au cours d'une partie de « bras de fer » et ont discutés les diagnostics différentiels qui devraient être évoqués face à ce mécanisme fracturaire ainsi que les modalités thérapeutiques de ce type de fracture. L'anamnèse ainsi que le bilan radiologique et biologique n'ont pas permis de trouver de facteur favorisant (fracture sur os pathologique ou fracture de fatigue). Un traitement orthopédique fut entrepris avec une bonne consolidation et bon résultat fonctionnel au dernier recul (1 an). Gaston et al. [95] ont présenté, quant à eux, le cas d'une fillette de quatre ans dans lequel le diagnostic initial d'une fracture du condyle huméral latéral a été omis, malgré des radiographies anormales. Sa gestion est abordée en insistant sur la nature des anomalies sur les radiographies initiales et les vues auxiliaires qui auraient pu être utiles à sa première consultation. Pour le cas d'un grand nombre de patients, Chantelot et al. [96] ont présenté une étude rétrospective sur 21 cas de pseudarthroses d'humérus. Tous les types de pseudarthroses ont été représentés, de même que les différents moyens mis en œuvre pour essayer d'y remédier. Leur but était d'analyser chaque technique pour en dégager les indications les mieux adaptées aux différents types de pseudarthroses rencontrées. En revanche, Thorsness et al. [97] ont utilisé une base de données représentatives au niveau national pour déterminer les différences des résultats dans 30 jours basés sur le type de procédure pour la gestion des fractures proximales de l'humérus y compris les complications, la réadmission, le temps opératoire et la durée du séjour. Les auteurs ont trouvé que les patients qui subissent une hémi-arthroplastie de la gestion des fractures de l'humérus proximal sont significativement plus âgés et souvent fonctionnellement dépendant. De plus, Isart et al. [98] ont analysé les facteurs associés à la mortalité et la capacité à effectuer des activités de la vie quotidienne chez les pa-

tients traités chirurgicalement pour des fractures proximales de l'humérus. Les auteurs ont trouvé qu'il y avait un taux de mortalité de 18,6% chez les patients traités chirurgicalement pour les fractures proximales de l'humérus. La majorité des patients traités chirurgicalement étaient totalement indépendant pour les activités de la vie quotidienne. Azevedo et al. [99] ont étudié, quant à eux, la combinaison de fracture et luxation de l'épaule chez les enfants. Les auteurs ont recommandé la réduction ouverte avec fixation de broches pour déplacer fracture-luxation de l'humérus proximal afin de parvenir à une réduction anatomique, la prévention de perte d'amplitude de mouvement et l'instabilité de l'épaule, et la diminution du risque de futures luxations de l'épaule. Enfin, Spross et al. [100] ont mené une étude pour trouver la meilleur et l'unique combinaison de projections radiographiques à détecter de manière fiable les découpes de vis de blocage de tête des plaques à vis verrouillées dans la fixation des fractures proximales de l'humérus. Les auteurs ont trouvé que pour tenir compte de toutes les découpes et la position du vis correcte, une combinaison de quatre projections était nécessaire.

2.2 Caractérisation mésoscopique de l'os cortical

A ce niveau ci, les paramètres d'intérêt seront les modules d'élasticité E et de cisaillement G exprimés en MPa , les contraintes σ et déformations ε exprimées en MPa et $\%$. Les indices X_e et X_r feront respectivement référence à la limite élastique et à la rupture de la grandeur X . L'ensemble des valeurs qui soutiennent les propos qui suivent est récapitulé dans le tableau (1.3).

Sur l'ensemble de la revue de littérature présentée, on trouve en moyenne un module E une contrainte σ_e et une déformation élastique ε_e respectivement égaux à 17.5 GPa, 91.7 MPa et 0.73 % ainsi qu'une contrainte σ_r et déformation ε_r à la rupture égales à 91.7 GPa et 2.47 % mais il est à noter que ces grandeurs varient en fonction du moyen d'essai et de la direction dans laquelle il a été réalisé.

En traction et dans la direction longitudinale de l'os, E varie entre 15,60 et 22,70 GPa, σ_e entre 83,9 et 122,3 MPa, ε_e entre 0,57 et 0,73 % alors que dans la direction transverse E varie entre 10,01 et 14,1 GPa, σ_e entre 83,9 et 122,3 MPa et ε_e entre 0,57 et 0,73 %. A la rupture, la contrainte est comprise entre 43,4 et 135 MPa et la déformation entre 1,29 et 3,10 %.

En compression et dans la direction longitudinale de l'os, E varie entre 18,20 et 21,31 GPa et σ_e entre 11,6 et 153 MPa, ε_e entre 0,53 et 0,86 % alors que dans la direction transverse E varie entre 11,7 et 1,76 GPa, σ_e vaut en moyenne d'après Wachter et al. [31], pour ε_e aucune valeur n'a pu être trouvée. Dans la direction longitudinale σ_r varie entre 109 et 205 MPa pour et ε_r entre 0,95 et 1,9 %. Dans la direction transverse, Reilly et Burstein [114] trouvent une moyenne de 131 MPa pour σ_r et ε_r variant entre 2,8 et 8,7 %.

En flexion, on trouve longitudinalement un E variant entre 12,10 et 18,60 GPa alors qu'en transverse $E= 5,99$ GPa et σ_e environ 47 MPa d'après Lotz et al. [107].

Tableau 1.3: *Tableau récapitulatif des propriétés élastiques de l'os cortical humain à l'échelle macroscopique*

Auteur	Os	Zone	Sollicitation		E (GPa)	σ_e (MPa)	ε_e (%)
Schaffler et al.[37]	fémur/tibia	Diaphyse	Traction	L	22.1 ± 3.7		
Currey et al.[101]	fémur	Diaphyse	Traction	L	16.7	122.3	0.72
Bayraktar et al.[39]	fémur	Diaphyse	Traction	L	19.9 ± 1.8	107.9 ± 12.3	0.73 ± 0.05
Pattin et al.[102]	fémur	Diaphyse	Traction	L	21.05 ± 2.13		0.38 ± 0.07
			Compression	L	21.31 ± 1.81		0.53 ± 0.09
Kaneko et al.[103]	fémur	Diaphyse	Traction	L	22.7 ± 1.7	83.9 ± 8.8	0.57 ± 0.03
			Compression	L	23 ± 1.8	153 ± 16.5	0.86 ± 0.08
Evans et al.[104]	tibia	Diaphyse	Compression		19.3 ± 5.55		
Keller et al.[34]	fémur	Diaphyse	Compression		16.2 à 17	172 à 176	
Wachter et al.[31]	fémur	Diaphyse	Compression	T	1.76 ± 0.72	11.64 ± 4.91	
Wachter et al.[38]	fémur	Diaphyse	Compression	L	1760 ± 720	11.64 ± 4.91	
Reilly et al.[105]	fémur	Diaphyse	Traction	L	15.6 ± 2.74 à 18.3 ± 4.57	114 ± 3.1	
				T	10.01 ± 2.35 à 14.1 ± 3.31		
			Compression	L	18.2 ± 0.85		
				T	11.7		
Jepsen et al.[106]	fémur	Diaphyse	Torsion	(G en GPa)	3.1 ± 0.38 à 3.71 ± 0.47		
				L	5.0 ± 0.2	55.8 ± 3.8	1.3 ± 0.1
Lotz et al.[107]	fémur	Diaphyse	Flexion 3 points	L	12.5 ± 2.14	128 ± 16	
				T	5.99 ± 1.52	47 ± 12	
Cuppone et al.[108]	fémur	Diaphyse	Flexion 3 points	L	18.6 ± 1.9		
Keller et al.[109]	fémur	Diaphyse	Flexion 4 points	L	12.1 ± 4.14	174 ± 84.1	
Ashman et al.[110]	fémur	Diaphyse	Ultrasons	L	20		
				radial	12		
				tangent	13.4		
Hobatho et al.[111]	fémur	Diaphyse	Ultrasons	L	19.9 ± 2.7		
				radial	11.7 ± 1.9		
				tangent	12.3 ± 2		
Rohrbach et al.[30]	fémur	Diaphyse	Ultrasons	L	26.1 ± 2.5		
				T	18.5 ± 1.8		
Hoffmeister et al.[112]	tibia	Diaphyse	Ultrasons	L	30.9 ± 2.1		
				T1	20.1 ± 1.9		
				T2	19.5 ± 2		
Turner et al.[113]	fémur	Diaphyse	Ultrasons	L	28.3 ± 0.3		
				T	22.4 ± 0.8		

Les mesures par ultrasons donnent un E variant entre 19,90 et 30,90 GPa dans la direction longitudinale et entre 11,7 et 22,4 GPa dans la direction transverse.

En torsion, Reilly et Burstein trouvent un module de cisaillement G compris entre 3,1 et 5 GPa, σ_e entre 68 et 74,1 GPa et ε_e égale 5,2 %.

A la lecture de cette revue bibliographique, l'ensemble des études réalisées montre une anisotropie de l'os cortical avec une préférence pour la direction longitudinale. On peut apprécier une certaine proximité dans les propriétés mesurées dans les directions radiale et tangente, ceci permet de considérer que l'os cortical est isotrope transverse. En revanche, la littérature est beaucoup plus pauvre concernant le relevé des limites élastiques, paramètres indispensables pour le passage de l'os de l'état intact à l'état endommagé. Il en est de même pour les propriétés à la rupture récapitulées dans le tableau 1.4.

Tableau 1.4: Tableau récapitulatif des propriétés à la rupture de l'os cortical humain à l'échelle macroscopique

Auteur	Os	Zone	Sollicitation		σ_r (MPa)	ε_r (%)
Reilly et al.[105]	fémur	Diaphyse	Traction	L	135±15.6	3.1±0.72
				T	53±10.7	0.7±0.14
			Compression	L	205±17.3	1.8±0.38 à 1.9±0.34
				T	131±20.7	2.8±0.29 à 8.7±2.48
Currey et al.[101]	fémur	Diaphyse	Traction	L	43.4	2.20
Kaneko et al.[103]	fémur	Diaphyse	Traction	L	95.6±10.9	1.29±0.47
			Compression	L	161.8±5.9	1.18±0.19
Evans et al.[104]	tibia	Diaphyse	Compression	L	109±43	0.95±0.57
Jepsen et al.[106]	fémur	Diaphyse	Torsion	L	74.1±3.2	5.2±0.9

D'autre part, la large palette de valeurs trouvées dans la littérature est liée aux conditions expérimentales mais également à la diversité inter et intra-individuelle. En effet une disparité est constatée au sein d'un même sujet avec des propriétés mécaniques différentes le long de la diaphyse avec un maximum au niveau de son tiers moyen [104] mais également un degré d'anisotropie (E_L/E_t avec E_L et E_t les modules d'élasticité dans les directions longitudinale et transverse de l'os) plus élevé [30]. Au sein d'une même section, les propriétés varieront également d'un quadrant à l'autre [29] et en fonction de la direction dans laquelle la mesure est effectuée [112]. Cuppone et al. [108] mesurent également une dispersion des propriétés mécaniques entre les différents quadrants de la section. Ils ajoutent que cette dispersion existe aussi sur l'épaisseur bien que les différences ne soient pas significatives et qu'aucun schéma de distribution ne puisse être déterminé.

Devant cette diversité de résultats dépendants de l'échantillon en lui même mais également du moyen expérimental utilisé, il semble incontournable de considérer la microstructure de l'os cortical comme une donnée influente de sa réponse mécanique aux sollicitations appliquées. Afin d'améliorer notre connaissance du comportement mécanique de l'os cortical, il est nécessaire de le considérer à une échelle plus petite et de le caractériser localement.

2.3 Caractérisation microscopique de l'os cortical humain

Initialement mise au point pour caractériser des films fins, la nano-indentation s'est très rapidement démocratisée pour caractériser les propriétés mécaniques du tissu interstitiel ou des lamelles de l'ostéon. Chaque mesure est un cycle de charge/décharge à la surface de l'échantillon étudié à l'aide d'une pointe ou *indenteur* pour lequel différentes géométries existent (voir figure 1.9). La détermination de son module d'élasticité par l'indentation E_{ind} et de sa dureté H réside dans l'exploitation de l'empreinte laissée par l'indenteur par application de la théorie mise en place par Oliver et Pharr [121]. Cette théorie a été développée pour des matériaux élastiques or l'influence visqueuse du collagène de l'os cortical est non négligeable à cette échelle [122, 123]. Afin de réduire cette influence, les études de nano-indentation sur os cortical appliquent un protocole intégrant une phase de maintien avant la décharge.

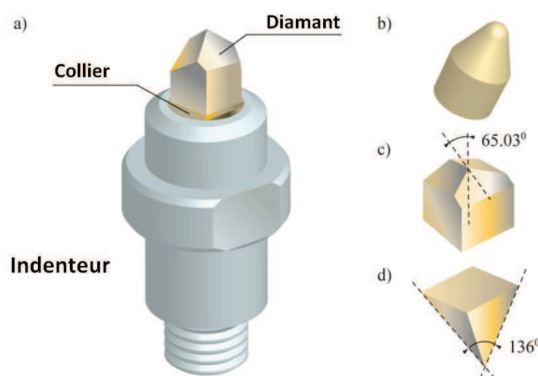


FIGURE 1.9: Différentes géométries d'indenteurs : conique (b), Berkovich une pyramide à trois faces (c), Vicker's une pyramide à 4 faces (d). Ils sont généralement taillés dans du diamant ($E=1141$ GPa, $\nu=0.07$)

On retrouve dans la littérature des valeurs de dureté et de module d'élasticité variant respectivement entre 0,23 et 0,8 GPa et entre 14,53 et 26,14 GPa en fonction de l'individu étudié et du site de prélèvement du tissu testé [119, 116] (voir tableau 1.5).

Les instruments de nanonindentation sont généralement couplés avec une technique d'imagerie permettant de distinguer les mesures réalisées au niveau du tissu ostéonal ou interstitiel. Les études de Rho et al. [115, 117] ou celle de Hoffler et al. [119] peuvent être citées en exemple pour avoir exploré les variations de propriétés mécaniques en fonction du type de tissu considéré. Leurs résultats s'accordent pour attribuer les plus grandes valeurs au tissu interstitiel dont le degré de minéralisation est plus important.

La distribution des propriétés mécaniques est également hétérogène au niveau d'un même tissu. Les études de Rho et al. précisent qu'elles varient en fonction de l'ostéon et de la lamelle considérée autour de lui [120, 117]. En 1999, ils précisent que la tendance est à leur décroissance en s'éloignant du canal de Havers [115]. En 2006, Gupta et al. [26] confirment ces résultats.

Tableau 1.5: *Tableau récapitulatif des propriétés mécaniques de l'os cortical par nano-indentation*

Auteur	Os	Zone	Orientation	H (Gpa)			E (Gpa)		
				TO	TI	Moy	TO	TI	Moy
Rho et al.[115]	Fémur	Diaphyse	L	0.80	0.61		18,42	26,14	
Zysset et al.[116]	Fémur	Diaphyse Col prox	L			0.23 à 0.76	19.1+-5.4 15.8±5.3	21.2±5.3 17.5±5.3	20.1±5.4
Rho et al.[117]	Fémur	Diaphyse	L	0.59±0.06 0.60±0.07 0.60±0.06	0.68±0.05 0.69±0.05 0.69±0.05		21.7±1.7 21.8±2.1 21.8±1.6	24.1±1.5 23.8±1.8 24.3±1.4	22.92±0.69
Reisinger et al.[118]	Fémur	Diaphyse	L 45deg maj 45deg min T				27.6±3.3 24.1±2.3 21.8±1.9 20.5±1.9		
Hoffler et al.[119]	Fémur	Col prox	L						14.53±1.41
	Radiüs	Diaphyse Distal	L						19.47±1.63
Rho et al.[120]	Tibia	Diaphyse	L	0.61±0.04 0.74±0.03					22.5±1.3 25.8±0.7

L'anisotropie du tissu osseux se retrouve également à l'échelle de l'ostéon. En 2006, Hofmann et al. [124] ont utilisé la microscopie acoustique pour déterminer les propriétés selon différentes directions entre 0 (direction longitudinale) et 90 ° (direction transverse) et ont trouvé un degré d'anisotropie de 1,16. En 2011, Reisinger et al. [118] ont directement réalisé des découpes d'ostéons à 45 ° pour effectuer des mesures en différenciant celles réalisées au dessus ou au dessous de l'ostéon. Les valeurs trouvées dans le premier cas se sont avérées 10% plus grandes. Cette différence s'explique par l'influence de l'architecture de l'os présente au dessous de l'indenteur sur les mesures réalisées. Dans le cas de cette étude, la présence ou absence du canal de Havers sous la zone indentée éclaircit les choses quant à la différence détectée.

2.4 Caractérisation de l'endommagement de l'os cortical

La caractérisation de l'endommagement de l'os cortical a été motivée pour l'amélioration des modèles numériques vers une capacité à décrire son comportement réel. L'objectif est ici de quantifier la propagation de l'endommagement considéré comme l'augmentation du volume occupé par les porosités et microfissures naturellement présentes au sein de l'os cortical [125, 126]. Différents types de protocole peuvent être utilisés pour évaluer l'endommagement à partir de l'évolution des propriétés mécaniques de l'os cortical.

Le premier est le test de fatigue. Un effort ou déplacement constant, correspondant généralement à une sollicitation physiologique, est appliqué de manière cyclique à un échantillon. Ce cas de figure peut correspondre à une sollicitation trop fréquente pour que le remodelage osseux soit capable de résorber l'endommagement avant que ce dernier ne poursuive son accroissement. L'étude de Pattin et al. [102] peut être citée en exemple. Ils ont réalisé jusqu'à rupture des cycles de traction-compression sur 32 éprouvettes d'os cortical prélevées sur le fémur de sujets masculins (âge : 18 à 49ans). Leurs résultats montrent une dégradation du module sécant avec l'augmentation du nombre de cycles subis, a contrario la dissipation de l'énergie élastique évolue en miroir des modules. Ils ont également observé que la dégradation des propriétés mécaniques dépend du type de sollicitation subie puisque la rupture survient trois fois plus vite en compression qu'en traction où la dégradation diminue linéairement.

Le second prévoit de réaliser des essais jusqu'à rupture avec une sollicitation croissante de cycle en cycle. Jepsen et Davy [106] ont réalisé des essais de torsion avec temps de maintien avant la décharge pour étudier l'influence de l'endommagement sur les paramètres visqueux de l'os cortical. Leurs résultats montrent que la limite élastique en contrainte et déformation, le taux de relaxation et le temps total de relaxation sont 5 à 10 fois plus sensibles à l'endommagement que la résistance et le module d'élasticité de l'os cortical. Ils concluent leur étude en estimant que l'os cortical est fort sensible au cisaillement et que la relaxation ou la limite élastique de l'os sont des critères plus sensibles pour caractériser l'endommagement de l'os cortical en torsion. En 1999, ils publient une étude similaire [127] enrichie par l'utilisation de la microscopie optique afin d'apprécier la répartition des microcracks au sein de l'os cortical. Leurs observations

montrent que les microcracks ne sont pas réparties de manière homogène dans l'ostéon (31.5%), la ligne cémentante (23.2%) ou dans le tissu interstitiel (45.3%). Ils précisent également que la ligne cémentante est une barrière qui empêche la propagation des microcracks entre les tissus interstitiel et ostéonal.

Plus récemment, Nyman et al. [128] ont publié les résultats d'un travail complet sur des tests incrémentaux en traction et en compression avec des phases de maintien avant la décharge. De leurs essais, ils exploitent l'évolution du module d'élasticité de l'os cortical, ses déformations permanentes, la contrainte et le temps de relaxation pendant la phase de maintien et les énergies de déformation élastique, post-élastique et celle liée aux hystérésis. Leurs résultats montrent que les processus d'endommagement de l'os cortical ne sont pas identiques en traction et en compression. Cette différence provient de la manière dont se propage l'endommagement en fonction de la sollicitation [129, 130]. En traction, l'endommagement sera plus diffus et constitué de fissures pouvant mesurer jusqu'à plusieurs centaines de μm et prenant naissance au niveau de la zone de rupture pour traverser la structure de l'os. En compression, il sera plutôt observé un réseau de microfissures présentes au sein du tissu interstitiel et autour de la zone de rupture [131]. Cela se traduit expérimentalement par une énergie dissipée liée aux déformations post-élastiques et visco-élastiques plus importante en compression et une énergie de surface libérée supérieure en traction. En compression, Nyman et al. ont trouvé que l'endommagement survient pour une contrainte plus élevée. Les énergies liées au comportement viscoélastique ou post-élastique sont également plus importantes en compression. En revanche, l'énergie dissipée liée au comportement élastique est plus importante en traction tout comme l'énergie de surface libérée. Les énergies dissipées sont liées aux liaisons que forment les molécules de collagène avec les cristaux d'hydroxiapatite [132]. Leurs variations ainsi que l'apparition de déformations permanentes s'expliquent par la rupture de certaines de ces liaisons appelées "ponts sacrificiels" [133, 134, 135, 136].

Pour la caractérisation de l'endommagement de l'os cortical, il est également possible de réaliser des tests de ténacité c'est à dire mesurer sa capacité à résister à sa fissuration. Ces essais sont généralement des essais en flexion trois points sur des éprouvettes préalablement entaillées (figure 1.10) afin de provoquer la localisation d'une concentration de contrainte au fond de cette entaille.

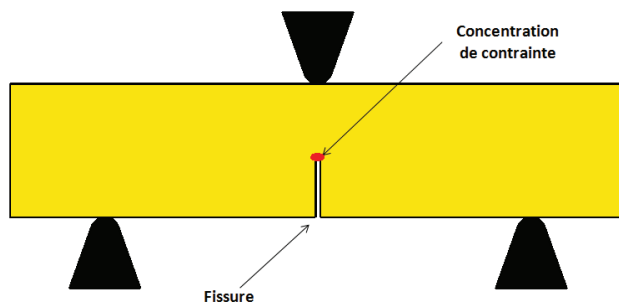


FIGURE 1.10: Schéma d'un test de ténacité

Les études de ce types sont plutôt récentes. On pourra citer celle de Li et al. [5] qui ont réalisé ces tests sur du fémur bovin. Ils ont étudié l'influence de l'orientation de l'entaille initiale faite dans les directions longitudinale, radiale et transverse. Ils trouvent des énergies plus importantes si l'entaille a été réalisée dans la direction radiale des ostéons. Ces différences montrent que le réseau haversien joue un rôle dans la préservation de l'intégrité du tissu. La figure 1.11 présente le schéma des différentes configurations testées et la direction de la propagation de la fissure.

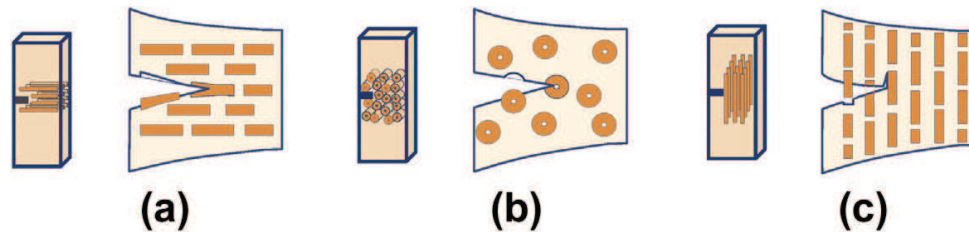


FIGURE 1.11: Illustration des différentes configurations des essais de ténacité réalisés par Li et al. [5]

L'observation au MEB des différentes surfaces de rupture montre que la composition du tissu est également un critère important puisque la facilité de progression de la rupture est corrélée avec la minéralisation du tissu. Ces résultats ont été confirmés par Zimmermann et al. [137] qui ont également investigué le rôle du réseau haversien dans la résistance à la rupture du tissu osseux au travers d'essais de ténacité à différentes vitesses de déformation. Leurs propres observations montrent que la ligne cémentante joue un rôle de barrière protectrice de l'ostéon pour une vitesse proche des conditions physiologiques en enrayant la progression de la rupture ou en la déviant dans le tissu interstitiel. En revanche ils n'observent aucune déviation à haute vitesse. Dans un cas comme dans l'autre, l'arrêt aura lieu lorsque survient une discontinuité dans le gradient des propriétés mécaniques notamment la capacité du tissu à absorber de l'énergie [138].

3 Modélisations de l'os cortical

Peu d'études ont porté sur la modélisation de l'humérus humain. On peut citer celle tirée du modèle HUMOS [139] et utilisée par Duprey et al. [51]. Elle est constituée d'éléments de type coque de 3mm d'épaisseur et les propriétés mécaniques sont fixées et différenciées en traction et compression. Ils concluent que les lois identifiées pourraient être utilisées dans les modèles globaux de l'épaule pour des applications de type choc latéraux de véhicules. Mukherjee et al. [52] ont, quant à eux, modélisé à partir de scanners par tomographie les humérus utilisés durant leur campagne expérimentale. 8500 éléments tétraédriques composent leurs maillages et les propriétés mécaniques des humérus sont estimées par une loi allométrique. Ils concluent leur étude avec la présentation des résultats numériques. Les efforts à l'impacteur en fonction du temps présentent les bonnes variations mais ne se situent pas au sein de leur corridor expérimental. D'autre part, Arun et al. [140] ont proposé une démarche originale en attribuant une loi de Drucker-Prager à un modèle d'humérus soumis à un essai d'impact en flexion.

L'utilisation de cette loi, couplée à un critère de rupture basé sur la déformation, leur permet de trouver un profil de rupture similaire à ce qu'il avait obtenu expérimentalement.

Bien que les études du comportement mécanique de l'os humain ont attiré beaucoup d'attention ces dernières années, la littérature reste assez pauvre concernant l'humérus. Il est donc nécessaire d'élargir cet état de l'art à la modélisation des os longs.

3.1 Modélisation macroscopique

L'approche macroscopique attribue classiquement les propriétés mécaniques mesurées expérimentalement. Sur ce point, on peut se référer à la revue bibliographique de Mackerle [141] qui a présenté les travaux de modélisation par éléments finis en orthopédie aussi bien théoriques qu'appliqués. Dans cette riche revue bibliographique 1264 références à des documents, actes de conférences et mémoires de thèses publiés entre 1998 et 2005 sont répertoriées. Pour la modélisation de pièces anatomiques, de nombreuses études ont fait usage de lois allométriques afin d'estimer les propriétés mécaniques de l'os cortical. Ces relations, établies à partir de résultats expérimentaux, donnent une estimation des modules d'élasticité longitudinal et transverse de l'os cortical à partir des caractéristiques du tissu osseux. Dans la littérature [142, 107, 143, 34, 144, 145], les recherches ont principalement établi des relations basées sur la densité de l'os cortical, paramètre tissulaire facilement quantifiable dans le cadre de l'activité clinique. On peut également citer les revues de Doblare et al. [146] ou de Helgason et al. [147] qui traitent du sujet. Des relations plus élaborées ont vu également le jour comme celle de Schaffler et al. [37] qui intègre le taux de porosité de l'os cortical ou celle de Rho et al. [117] qui propose d'intégrer la fraction de surface occupée par les ostéons du tissu secondaire ou encore l'âge du sujet. Dans cette approche, différentes études ont suivi la même procédure pour modéliser des pièces anatomiques entières ou partielles à partir de l'exploitation de scanners généralement obtenus par tomographie. Le premier intérêt est la possibilité de récupérer la géométrie de la pièce, élément important pour la biofidélité de la modélisation [148, 62, 149, 150]. Le second réside dans l'exploitation des images pour déterminer la distribution de la densité au sein de la pièce anatomique et ainsi être capable d'attribuer localement les propriétés mécaniques de la modélisation.

Certains des auteurs ayant adoptés cette démarche ont alors principalement étudié l'intérêt de considérer l'hétérogénéité de l'os cortical. On peut notamment citer Zannoni et al. [151] et leur modélisation de la partie distale d'un fémur soumise à un effort axial correspondant aux conditions physiologiques subies lors de la marche. Cette modélisation a été utilisée à plusieurs reprises en attribuant au tissu osseux une carte composée de 1 à 614 matériaux dépendant des intervalles de densités considérés. La comparaison de leurs résultats a montré que l'énergie de déformation maximale ne variait plus significativement au delà de 200 matériaux considérés. Les auteurs concluent en expliquant que 23 matériaux sont suffisamment représentatifs puisqu'en comparaison avec 614 matériaux la différence d'énergie de déformation maximale ne varie que de 1%. Plus récemment, Varghese et al. [3] ont étudié l'influence de l'hétérogénéité de l'os cortical dans le cadre de la modélisation de leurs essais quasi-statiques en torsion et en

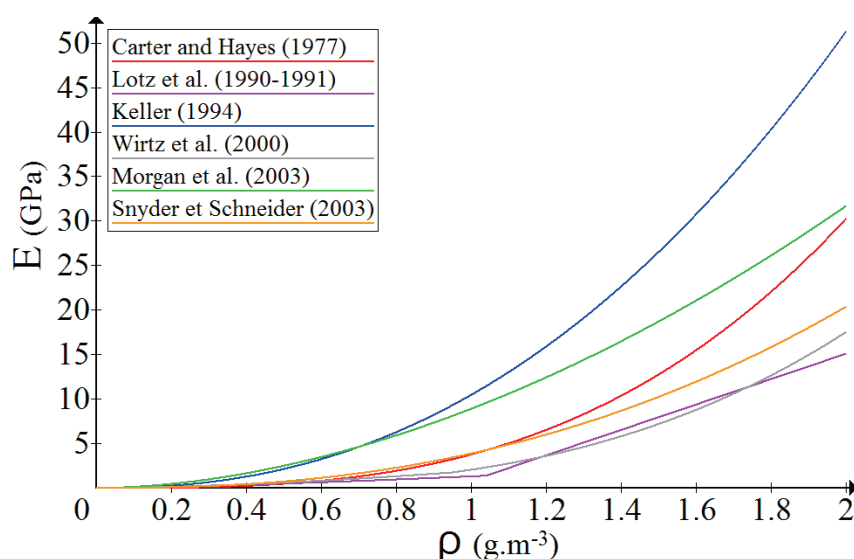


FIGURE 1.12: *Estimations du module d'élasticité de l'os cortical à partir de différentes lois allométriques*

flexion trois points sur des os longs dont 10 humérus. La comparaison des déformations numériques et expérimentales au niveau de quatre jauges de déformation utilisées montre que l'affectation précise des propriétés mécaniques n'est déterminante qu'en flexion et beaucoup moins en torsion.

Plusieurs études se sont intéressées à l'influence de l'anisotropie de l'os cortical. Wirtz et al. [152] ont proposé une étude méthodologique investiguant comment intégrer l'orthotropie en faisant correspondre les directions principales des raideurs avec l'orientation du tissu osseux. En 2006, Peng et al. [153] ont cherché à comparer des modèles isotrope et orthotrope dans le cadre de la modélisation d'une tête fémorale sous sollicitation physiologique. La comparaison des estimations de la contrainte de von Mises montre que l'intégration de l'orthotropie n'enrichit pas la modélisation. Baca et al [154] ont investigué l'intérêt de l'hétérogénéité et de l'orthotropie de l'os cortical dans le cadre de la modélisation d'un échantillon d'os et d'une tête fémorale soumis à un effort local. Leurs résultats présentent une variation significative du déplacement maximal entre les modèles homogène et hétérogène. En revanche l'orthotropie semble négligeable pour la modélisation à échelle macroscopique mais indispensable localement. Plus récemment, Yang et al. [150] ont étudié l'influence de l'anisotropie de l'os cortical pour la modélisation d'une tête fémorale soumise à un effort local appliqué successivement dans différentes directions. Les résultats sont comparés selon l'estimation de la contrainte équivalente de von Mises et du déplacement au niveau de 8 points de repères (4 au niveau du col fémoral et 2 sur la diaphyse). Pour une même configuration, ils trouvent une différence pouvant atteindre 13,25% pour la contrainte et 15,04% pour le déplacement. San Antonio et al. [155] réalisent une étude similaire à celle de Yang et al. mais s'en distinguent en ne faisant plus correspondre l'orientation des propriétés mécaniques de l'os cortical avec celle de son architecture mais avec celle des contraintes principales calculées. Après comparaison des champs de contraintes et déformations équivalentes, une différence inférieure à 7,6%

a été estimée en contrainte mais pouvant atteindre 27% en déformation. Les auteurs précisent que les plus grandes différences en déformation sont situées sur la face interne de l'os rendant difficile toute validation de la méthode expérimentalement. Sepehri et al. [156] ont étudié l'influence de la nature de l'os dans le cadre d'une modélisation d'impact latéral d'un tibia discrétisé à l'aide d'éléments de type coque. Ils comparent l'estimation de la contrainte maximale dans les cas où l'os cortical présente des propriétés isotrope, isotrope transverse ou visco-élastique. Leurs résultats ne montrent pas de différences significatives entre les différentes estimations illustrant la non-pertinence de considérer l'os cortical comme un matériau visco-élastique.

Certaines recherches publiées portent sur un comparatif des résultats numériques obtenus en utilisant différentes lois allométriques de la littérature afin de déterminer la mieux adaptée à leur problème. Schileo et al. [6] ont adopté cette démarche pour modéliser trois fémurs (figure 1.13) soumis à un effort physiologique appliqué selon 6 orientations différentes. Les déformations numériques sont comparées aux mesures expérimentales de Taddei et al. [157]. Les auteurs concluent que la relation de Morgan et al. [145] est la mieux adaptée à leur problème avec une erreur de 9,78%. Austman et al. [158] ont réalisé la même étude avec la modélisation de trois ulna soumises à un effort de 20N en flexion simple. Avec une erreur de 15%, ils trouvent également que l'utilisation de la loi allométrique de Morgan et al. est la mieux adaptée pour estimer les déformations expérimentales mesurées par 8 jauges de déformation durant les essais réalisés en parallèle.



FIGURE 1.13: *Modèles par Éléments Finis des trois fémurs étudiés par Schileo et al. [6]*

Bien que ces approches macroscopiques présentent l'avantage d'être facilement mises en place, leurs prédictions sont encore éloignées des mesures expérimentales. Estimer les propriétés mécaniques de l'os cortical à partir de sa densité seule semble alors être trop simpliste pour rendre compte de son comportement réel. Pour illustrer ce constat, on peut citer les travaux de Mullins et al. [159] qui ont présenté des modèles par éléments finis à base de voxels pour étudier l'effet de la morphologie de la microstructure sur les propriétés macroscopiques de l'os cortical. Ils ont investigué en particulier les effets de

la porosité vasculaire, le pourcentage d'ostéons et l'orientation des canaux de Havers sur les modules élastiques macroscopiques et des coefficients de Poisson. Leurs résultats ont permis d'aboutir à des relations locales précises qui peuvent s'appliquer à l'échelle macroscopique en prenant en compte une variation de porosité. Ils ont abouti également à la conclusion que l'orientation moyenne des canaux de Havers, ne peut pas être négligée dans des calculs macroscopiques globaux. Il est également possible de faire référence aux travaux de Deligianni et al. [160] qui ont développé des modèles par éléments finis de l'os cortical fémoral à l'échelle de la lacune en intégrant également les canaux de Havers et de Volkmann. Les champs mécaniques y sont étudiés dans le cas d'une sollicitation physiologique correspondant la phase d'appui du cycle de la marche. Leurs résultats avancent des concentrations de contrainte et de déformation jusqu'à six fois supérieures au niveau des parois des lacunes que dans la matrice extracellulaire. L'influence de la pression au sein des lacunes sur les valeurs maximales de ces champs a également été mise en exergue. Afin de tenir compte de la nature multi-échelle de l'os humain, les plus récents modèles par éléments finis sont associés à des approches micromécaniques.

3.2 Modélisation micromécanique

Dans ce contexte, il est possible de faire référence à Smit et al. [161] qui ont développé un modèle poroélastique basé sur le modèle de Biot dans lequel sont intégrées les porosités vasculaire et lacunaire tout comme l'influence de la pression du fluide extracellulaire présent au sein du réseau formé par les canalicules. L'intérêt de ce modèle est la prise en compte du rôle des ostéocytes dans le système mécano-sensoriel de l'os cortical. Il est régi par les caractéristiques mécaniques de l'os cortical supposées isotropes, son taux de porosité et la conductivité hydraulique du réseau lacunaire. De leur côté, Predoi-Racila et Crolet [162] ont développé un modèle baptisé SiNuPrOs où une approche complète a été étudiée : elle présente cinq niveaux d'échelles de modélisation multiphysique. L'aspect multi-échelle est modélisé à l'aide de 18 paramètres structurels par la théorie d'homogénéisation et 10 autres paramètres physiques pour l'aspect multi-physique. Le collagène a été modélisé comme un milieu piézoélectrique avec une loi de comportement reproduisant le processus de minéralisation. Dans cette étude le modèle numérique SiNuPrOs a été appliqué pour le calcul des propriétés élastiques à l'échelle macroscopique de l'os cortical par les techniques d'homogénéisation. Grimal et al. [163], quant à eux, ont étudié les relations entre les propriétés microscopiques de l'os et son élasticité à l'échelle du millimètre ou échelle mésoscopique. Les auteurs ont proposé une méthode pour estimer les propriétés mésoscopiques de l'os cortical, en particulier, basé sur une distribution spatiale des propriétés acoustiques à l'échelle microscopique obtenu par microscope à balayage acoustique. D'après cette étude, les propriétés mésoscopiques obtenues sont en accord avec les données expérimentales et il semblerait que l'anisotropie de l'os à l'échelle microscopique ait un effet majeur sur son anisotropie mésoscopique. Ils concluent qu'en fonction des hypothèses que les pores soient vides ou remplies d'un fluide incompressible, cela conduit à des propriétés mésoscopiques sensiblement différentes.

D'autres études ont considéré une approche conceptualisant l'os cortical comme un matériau composite et lui ont appliqué les modèles associés. Ji et Gao [164] ont modélisé

par élément finis un volume représentatif d'os cortical sollicité en compression et comparé les résultats numériques obtenus dans les cas où les paramètres mécaniques sont estimés à partir de valeurs expérimentales issues de la littérature ou à l'aide des bornes de Voigt, de Reuss, de Hashin-Shtrikman et de Hill ou les modèles TSC (tension-shear chain), de Halpin-Tsai et de Mori-Tanaka. L'anisotropie de l'os cortical est retrouvée avec l'ensemble des modèles avec une orientation privilégiée dans sa direction longitudinale. Ils trouvent des modules d'élasticité longitudinal et transverse respectivement proches des bornes de Voigt et Reuss. Cette dernière permet également la meilleure estimation du module de cisaillement de la nanostructure. Ils concluent leur étude par le constat de la difficulté que représente l'estimation des propriétés apparentes de l'os cortical à cause de l'influence des différents niveaux de son architecture. Le schéma de Mori-Tanaka a également été appliqué par Hamed et al. [7] qui se sont appliqués à estimer les propriétés mécaniques de l'os cortical de la fibrille de collagène minéralisée jusqu'à l'échantillon mésoscopique. Pour chaque étape intermédiaire (figure 1.14), la comparaison des propriétés calculées avec les mesures expérimentales publiées dans la littérature a confirmé l'efficacité de ce modèle pour l'os cortical. Face aux différentes conceptualisations du tissu osseux présentes dans la littérature, Hellmich et al. [165] avaient déjà utilisé le schéma de Mori-Tanaka pour investiguer le rôle du collagène dans l'os cortical et ses propriétés mécaniques. Pour ce faire, trois conceptualisations ont été comparées. La première considère les molécules de collagène comme des inclusions dans une matrice minéralisée contenant des molécules d'eau et des matériaux organiques non-collagéniques. Pour la seconde, le tissu osseux est une structure organisée comme un réseau interconnecté de molécules de collagène et d'eau avec des cristaux d'hydroxyapatite. La troisième se veut plus proche de la réalité en modélisant l'os cortical comme une matrice minéralisée dans laquelle sont incluses des fibrilles déjà minéralisées. La comparaison des propriétés mécaniques homogénéisées calculées dans les trois cas a montré une forte influence de l'anisotropie des molécules de collagène et des fibrilles mais également de l'orientation de ces dernières au sein du milieu extrafibrillaire. L'homogénéisation a également été utilisée par Vaughan et al. [166] dans le cadre d'une procédure à deux étapes pour décrire le comportement mécanique d'un ostéon scanné par microtomographie. La première modélise la fibrille de collagène minéralisée comme une molécule de collagène renforcée par une distribution périodique de cristaux d'hydroxyapatite. Dans la seconde, les propriétés mécaniques déterminées précédemment sont attribuées aux lamelles orientées de manière à respecter l'inclinaison par rapport à l'axe longitudinal de l'ostéon observée sur les scanners. Avec ce modèle, ils ont étudié l'influence de la fraction volumique occupée par la phase minérale de l'os cortical et celle du rapport d'aspect et de la distribution des cristaux d'hydroxyapatite qui la constituent. La connaissance des propriétés micromécaniques des molécules de collagène et des cristaux d'hydroxyapatite mesurées par nanoindentation [167] est également nécessaire. Les prédictions de ce modèle montrent lors des deux étapes que l'estimation des propriétés mécaniques augmente avec la fraction volumique de la phase minérale, le rapport d'aspect des cristaux ou encore la diminution de l'espace entre eux et celle du diamètre du canal de Harvers.

De son côté, Anne Devulder a opté dans son travail de thèse [168] pour une approche micromécanique du remodelage osseux de l'os cortical afin d'améliorer la compréhension

des ruptures par fatigue. Cette approche repose sur la connaissance, à différentes échelles, des propriétés mécaniques du tissu osseux ainsi que des lois décrivant l'évolution de son endommagement par fatigue. La première étape de ce modèle est une homogénéisation temporelle des dégradations subies. Il s'agit ici de considérer séparément l'endommagement issu de sollicitations dites hautes fréquences ou rapides de celles dites basses fréquences ou lentes qui s'apparentent plus à un chargement quasi-statique. La seconde est un équilibrage entre l'endommagement global déterminé à la première étape avec le remodelage osseux déclenché par mécanotransduction.

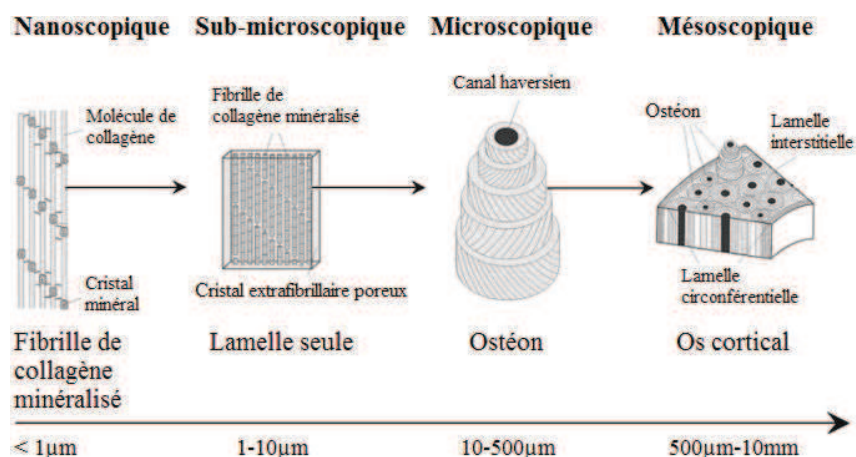


FIGURE 1.14: Les différentes échelles homogénéisées par Hamed et al. [7] (Figure modifiée)

4 Conclusion

Ce chapitre dresse un état de l'art des connaissances actuelles liées à l'humérus en passant en revue son ostéologie, son histologie, son comportement mécanique sous les sollicitations appliquées et enfin ses modélisations. Il a été rapidement constaté qu'une ouverture à l'ensemble des os longs était nécessaire pour établir une base de connaissances plus générale et relative à l'os cortical. Ce premier chapitre est finalement articulé en trois parties. La première est consacrée à la présentation de l'ostéologie et l'histologie de l'humérus. On a notamment pu voir qu'il présentait un certain nombre de bords et de faces et que sa diaphyse était principalement constitué d'os cortical, un tissu minéralisé et poreux. Les différentes études présentées traitant de la densité minérale osseuse ou de la porosité de l'os cortical rapportent des mesures pouvant être très différentes les unes des autres illustrant ainsi la variabilité inter- et intra-individuelle qui existe à travers l'architecture de l'os cortical.

La seconde partie était consacrée à la caractérisation mécanique de l'humérus. A l'échelle macroscopique, la littérature possède une riche collection d'articles scientifiques traitant de cet os dans le cadre d'essais quasi-statiques, dynamiques ou encore de sa tolérance à la pose d'instruments chirurgicaux. Aux échelles inférieures, un élargissement aux autres os longs était nécessaire. On a alors pu de nouveau constater le large éventail de

valeurs à propos des propriétés mécaniques de l'os cortical à l'échelle mésoscopique. Des points semblent toutefois être communs à savoir son anisotropie ainsi que le fait qu'il ne présente pas les mêmes propriétés en fonction de la sollicitation subie. A l'échelle microscopique, on retrouve des propriétés mécaniques anisotropes au niveau de l'ostéon ainsi qu'une variation de ces dernières d'une lamelle à l'autre mais également entre les tissus ostéonal et interstitiel. Dans l'organisation histologique de l'os cortical, on a distingué la lamelle qui définit la frontière entre ces deux types de tissus. Lorsque nous avons abordé l'endommagement de l'os cortical, elle s'est avérée être un élément primordial dans l'arrêt ou la déviation de fissures dans le cas d'une sollicitation physiologique.

Les modélisations de l'os cortical ont été présentées dans la dernière partie de ce chapitre en commençant avec la présentation de celles spécifiques à l'humérus dont la pertinence des résultats varie d'une étude à l'autre. Dans un second lieu, on a présenté les différentes modélisations de pièces anatomiques entières ou partielles numérisées à partir de scanners par tomographie et dont les propriétés mécaniques sont estimées à partir de la densité osseuse via une loi allométrique. L'ensemble des résultats réunis semblent indiquer l'importance d'intégrer l'anisotropie de l'os cortical dans les modèles mais également de considérer l'humérus comme un matériau hétérogène. A ce niveau de la revue de la littérature, il ne fait plus aucun doute que l'architecture de l'os cortical a une influence sur ses propriétés mécaniques. C'est pour cette raison que le dernier paragraphe concerne les modèles numériques basés sur des approches multi-échelles telles que le modèle de Mori-Tanaka.

Ce dernier ayant fait ses preuves dans le domaine de la biomécanique, il a été retenu pour modéliser le comportement de l'humérus dans la suite de ce travail de thèse.

Chapitre 2

Modélisation par éléments finis d'essais globaux sur humérus humain

1 Introduction

Dans ce qui suit, nous allons présenter la modélisation numérique par éléments finis (EF) de l'humérus humain sous chargement dynamique. L'approche adoptée est basée sur les techniques multi-échelles pour l'estimation du comportement élastique anisotrope de l'humérus humain. La modélisation micromécanique des processus d'endommagement des microfissures dans l'os huméral consiste à combiner les résultats issus des schémas d'homogénéisation avec le raisonnement thermodynamique usuellement considéré pour la construction des lois d'évolution macroscopiques de l'endommagement. Une procédure de modélisation du système humérus et son environnement par la méthode des EF en utilisant l'approche dynamique explicite d'ABAQUS[®] sera présentée. Elle reprendra la présentation des différentes instances mises en jeu ainsi que des lois utilisées pour écrire leurs comportements. Une justification sera apportée pour chacune d'entre elles au travers de connaissances issues de la littérature et de simulations qui ont pu être réalisées.

2 Modélisation micromécanique de l'élasticité macroscopique et de l'endommagement de l'humérus humain

2.1 Homogénéisation linéaire des milieux poreux

2.1.1 Principes de base des méthodes de changement d'échelle

Cette section est destinée à rappeler quelques résultats issus de l'application des techniques de changement d'échelle aux milieux poreux et en particulier à l'os huméral. L'approche d'homogénéisation choisie permet d'estimer les propriétés mécaniques macroscopiques d'un matériau hétérogène à partir de celles des différentes phases qui le composent et de paramètres décrivant leur orientation et forme. Son application permet de considérer un matériau homogène équivalent au matériau hétérogène initial. Pour ce faire, la procédure à suivre nécessite trois étapes [169] :

- La représentation servant à définir et décrire les différentes phases présentes au sein du matériau hétérogène.
- La localisation dont l'objectif est d'établir les relations entre les champs microscopiques et macroscopiques.

- L'homogénéisation durant laquelle le comportement macroscopique est établi par le biais de moyennes réalisées sur des solutions de l'étape précédente.

Pour la représentation, un Volume Élémentaire Représentatif (VER) V de frontière ∂V du matériau étudié doit tout d'abord être défini. Il doit être assez grand pour être représentatif des différentes phases microscopiques φ du matériau mais pas trop pour conserver la séparation des différentes échelles. Lors de cette première étape, il s'agit de décrire les différentes phases supposées homogènes présentes dans le VER que ce soit par le biais de leur géométrie, leur fraction volumique f_φ au sein du matériau ou leurs propriétés mécaniques. Pour chacune d'elles, la loi de comportement locale s'écrit de la manière suivante :

$$\sigma(x) = \mathbb{C}(x) : \varepsilon(x) \quad (2.1)$$

avec σ et ε les champs de contraintes et de déformations locaux et $\mathbb{C}$ le tenseur d'élasticité. A l'échelle macroscopique, la loi de comportement macroscopique est la suivante :

$$\Sigma = \mathbb{C}^{hom} : E \quad (2.2)$$

avec Σ et E les tenseurs de contraintes et de déformations macroscopiques et $\mathbb{C}^{hom}$ le tenseur d'élasticité macroscopique homogénéisé.

Pour la localisation, deux conditions aux limites sont envisageables à savoir l'application d'un champ homogène de contraintes ou de déformations sur ∂V . Dans le cadre de ce travail de thèse, nous nous sommes placés dans le deuxième cas. La condition de déformation homogène à la frontière du VER se traduit par la continuité du champ de déplacement défini par la relation (2.3). La définition du comportement homogénéisé nécessite également l'hypothèse d'équilibre de l'ensemble des sollicitations appliquées sur ∂V . L'ensemble de ces considérations est décrit par le système suivant :

$$\begin{cases} u(x) = E.x & \text{sur } \partial V \\ \text{div}(\sigma(x)) = 0 & \forall x \in V \end{cases} \quad (2.3)$$

La déformation macroscopique E appliquée au niveau du contour du VER est équivalente à la moyenne spatiale des déformations locales ε . Les deux champs peuvent donc être reliés de la manière suivante :

$$\langle \varepsilon \rangle = \frac{1}{|V|} \int_V \varepsilon(x) dV = E \quad (2.4)$$

où $\langle X \rangle = \sum_\varphi f_\varphi X^\varphi$ désigne l'opérateur moyenne de la variable X sur V .

Dans le cas d'un matériau élastique linéaire, le problème de localisation est un problème d'élasticité linéaire à force de volume nulle entre les champs ε et E . Il admet une unique solution de la forme :

$$\varepsilon(x) = \mathbb{A}(x) : E \quad (2.5)$$

où $\mathbb{A}$ est un tenseur d'ordre 4 appelé tenseur de localisation en déformation.

En associant (2.4) et (2.5), il est facile de montrer que :

$$\langle \mathbb{A} \rangle = \mathbb{I} \quad (2.6)$$

où $\mathbb{I}$ est le tenseur d'identité d'ordre 4.

Pour l'étape finale, l'homogénéisation repose sur deux hypothèses : $\sigma(x)$ doit être un champ de contrainte statiquement admissible ($\text{div}(\sigma(x)) = 0$) qui vérifie les conditions de contraintes homogènes sur ∂V et $\varepsilon(x)$ un champ de déformation cinématiquement admissible qui vérifie les conditions de déformations homogènes sur ∂V . En associant les équations (2.1)(2.2) et (2.4) tout en appliquant le lemme de Hill-Mandel, il est alors possible de relier les différents champs locaux et globaux au travers de :

$$\Sigma = \langle \sigma \rangle_V = \langle \mathbb{C} : \varepsilon \rangle_V = \langle \mathbb{C} : \mathbb{A} : E \rangle_V = \langle \mathbb{C} : \mathbb{A} \rangle_V : E = \mathbb{C}^{hom} : E \quad (2.7)$$

Le tenseur homogénéisé est donc fonction des différentes phases qui composent le VER. Selon l'idée que chaque phase influe équitablement sur le comportement global du matériau, le problème de l'homogénéisation linéaire d'un matériau à N phases s'exprime de la manière suivante :

$$\mathbb{C}^{hom} = \sum_{\varphi=1}^N f_{\varphi} \mathbb{C}^{\varphi} : \mathbb{A}^{\varphi} \quad (2.8)$$

avec $\mathbb{C}^{\varphi}$, $\mathbb{A}^{\varphi}$ et les tenseurs relatifs à la phase φ du matériau et f_{φ} sa fraction volumique dans le VER.

Déterminer l'expression des tenseurs homogénéisés revient donc à déterminer celle des tenseurs de localisation qui permettent de relier les champs micro- et macroscopiques. Développée initialement pour les matériaux composites, cette méthode a vu apparaître de nombreux modèles comme solutions à ce problème.

2.1.2 Résolution du problème d'homogénéisation

2.1.2.1 Problème de l'inclusion d'Eshelby

On considère à présent que notre VER est constitué d'un milieu infini et homogène M , la *matrice*, présentant des propriétés mécaniques élastiques linéaires $\mathbb{C}^m$ au sein duquel est délimité un domaine I , l'*inclusion*, de forme ellipsoïdale et de propriétés mécaniques élastiques linéaires $\mathbb{C}^i$. L'ensemble du milieu est soumis à un champ de déformations homogène E tel qu'à l'échelle microscopique les champs de déplacement u , de déformations ε et de contraintes σ sont solutions du problème. La présence de l'inclusion induit une perturbation de ces champs au sein du milieu que l'on peut exprimer par :

$$\begin{cases} \varepsilon(x) = E + \tilde{\varepsilon}(x) \\ \sigma(x) = \Sigma + \tilde{\sigma}(x) \end{cases} \quad (2.9)$$

où $\tilde{\varepsilon}(x)$ et $\tilde{\sigma}(x)$ sont les perturbations en déformation et contrainte produites par l'inclusion. Dans le cas du champ de déformation homogène au bord du VER, le comportement

élastique du matériau peut alors s'écrire :

$$\begin{cases} \sigma(x) = \mathbb{C}^m : (E + \tilde{\varepsilon}) & \forall x \in M \\ \sigma(x) = \mathbb{C}^i : (E + \tilde{\varepsilon}) & \forall x \in I \end{cases} \quad (2.10)$$

Afin de résoudre ce problème, Eshelby [170] a proposé de considérer un problème équivalent où I ne serait soumis à aucune contrainte mais à une déformation homogène libre ε^L qui représente la déformation que le domaine subirait en cas d'absence de la matrice. L'état d'équilibre du milieu peut être exprimée de la manière suivante :

$$\begin{cases} \sigma(x) = \mathbb{C}^m : (E + \tilde{\varepsilon}) & \forall x \in M \\ \sigma(x) = \mathbb{C}^m : (E + \tilde{\varepsilon} - \varepsilon^L) & \forall x \in I \end{cases} \quad (2.11)$$

En supposant que la déformation macroscopique à l'infini est non-affectée par la présence de l'inclusion, l'apport majeur d'Eshelby vers la résolution de ce problème d'inclusion a été l'établissement de la relation suivante :

$$\tilde{\varepsilon} = \mathbb{S}^{esh} : \varepsilon_L \quad (2.12)$$

avec $\mathbb{S}^{esh}$ un tenseur d'ordre 4 appelé *tenseur d'Eshelby* [171, 172] qui dépend des propriétés mécaniques et de la géométrie de l'inclusion.

Si on reconsidère maintenant le cas où l'inclusion est une phase hétérogène à la matrice, la solution d'Eshelby présentée en (2.11) doit être cohérente avec les équations générales présentées en (2.10) ce qui conduit aux égalités suivantes :

$$\sigma(x) = \mathbb{C}^i : \varepsilon_i = \mathbb{C}^m : (E + \tilde{\varepsilon} - \varepsilon_L) \quad (2.13)$$

Le développement de cette égalité amène à pouvoir établir une relation entre les champs de déformations micro- et macroscopiques telle que :

$$\varepsilon = [\mathbb{I} + \mathbb{P}^i : (\mathbb{C}^i - \mathbb{C}^m)]^{-1} : E \quad (2.14)$$

avec $\mathbb{P}^i$ le tenseur d'ordre 4 appelé tenseur de polarisation ou tenseur de Hill relatif à l'inclusion i et dont l'expression est liée au tenseur d'Eshelby par la relation suivante : $\mathbb{S}^{esh} = \mathbb{C}^m : \mathbb{P}^i$. Il dépendra donc également de la géométrie et de l'orientation de l'inclusion ainsi que des propriétés du milieu de référence $\mathbb{C}^m$.

En identifiant l'équation (2.14) avec l'équation (2.5), l'expression du tenseur de localisation $\mathbb{A}$ est la suivante :

$$\mathbb{A}^i = [\mathbb{I} + \mathbb{P}^i : (\mathbb{C}^i - \mathbb{C}_m)]^{-1} \quad (2.15)$$

2.1.2.2 Le schéma dilué d'Eshelby

Ce schéma est une généralisation du problème de l'inclusion unique d'Eshelby au cas d'un VER constitué d'une matrice infinie élastique linéaire de tenseur $\mathbb{C}^m$ au sein de laquelle sont noyées N familles d'inclusions. Pour chaque famille i , les inclusions présentent les mêmes géométrie et orientation. La densité des inclusions est suffisamment faible pour

considérer qu'elles n'interagissent pas entre elles ce qui permet de concevoir ce problème comme analogue au précédent. Sous ces conditions, il est possible d'établir pour chaque famille d'inclusions l'expression du tenseur de localisation en déformation suivante :

$$\mathbb{A}_{dil} = [\mathbb{I} + \mathbb{P}^i : (\mathbb{C}^i - \mathbb{C}^m)]^{-1} \quad (2.16)$$

En intégrant cette expression à l'équation (2.8), le tenseur d'élasticité homogénéisé selon le schéma dilué d'Eshelby s'écrit :

$$\mathbb{C}_{dil}^{hom} = \mathbb{C}^m + \sum_{i=1}^N f_i (\mathbb{C}^i - \mathbb{C}^m) : [\mathbb{I} + \mathbb{P}^i : (\mathbb{C}^i - \mathbb{C}^m)]^{-1} \quad (2.17)$$

Négliger l'interaction entre les inclusions permet d'aboutir à un schéma que l'on peut facilement mettre en place. Son utilisation reste cependant très restreinte à cause de la condition sur la fraction volumique.

2.1.2.3 Le schéma de Mori-Tanaka

Ce schéma est une extension du schéma dilué d'Eshelby par la prise en compte de l'interaction entre les inclusions. Il considère également que le VER est constitué d'une matrice infinie élastique linéaire caractérisée par le tenseur $\mathbb{C}^m$ au sein de laquelle sont noyées N famille d'inclusions ellipsoïdales de même orientation et de tenseur d'élasticité $\mathbb{C}^r$ ($r=1,2,...,N$). A la différence du schéma dilué, on considère ici que la matrice n'est plus soumise à une déformation macroscopique E mais à une déformation E_0 qu'il s'agira de déterminer.

Pour chaque famille d'inclusion r , la déformation moyenne de ces inclusions est exprimée par :

$$\varepsilon^r = [\mathbb{I} + \mathbb{P}^r : (\mathbb{C}^r - \mathbb{C}^m)]^{-1} : E_0 \quad (2.18)$$

L'application de la règle de moyenne $\langle \varepsilon \rangle = E$ permet alors d'établir :

$$E_0 = \left[f_m \mathbb{I} + \sum_{s=1}^N f_s [\mathbb{I} + \mathbb{P}^s : (\mathbb{C}^s - \mathbb{C}^m)]^{-1} \right] : E \quad (2.19)$$

et d'en déduire pour la $r_{ième}$ famille d'inclusions une estimation de son tenseur de localisation en déformation selon le schéma de Mori-Tanaka [173, 174] :

$$\mathbb{A}_{MT} = \mathbb{A}^r : \left[f_m \mathbb{I} + \sum_{s=1}^N f_s \mathbb{A}^s \right]^{-1} \quad (2.20)$$

En intégrant cette expression à l'équation (2.8), le tenseur d'élasticité homogénéisé selon le schéma de Mori-Tanaka s'écrit :

$$\mathbb{C}_{MT}^{hom} = \mathbb{C}^m + \sum_{r=1}^N f_r [(\mathbb{C}^r - \mathbb{C}^m)^{-1} + \mathbb{P}^r]^{-1} : \left[f_m \mathbb{I} + \sum_{s=1}^N f_s \mathbb{A}^s \right]^{-1} \quad (2.21)$$

avec $\mathbb{A}^s = [\mathbb{I} + \mathbb{P}^s : (\mathbb{C}^s - \mathbb{C}^m)]^{-1}$ le tenseur de localisation de la famille d'inclusions de phase s . Même si ce schéma prend en compte l'interaction entre les inclusions, il ne tient pas compte de leur répartition spatiale [175].

Pour cette étude le modèle de Mori-Tanaka a été choisi afin de s'inscrire dans la continuité des études existantes sur le tissu osseux [7, 176, 177]. La détermination du tenseur d'élasticité présenté à l'équation (2.21) selon ce schéma revient à déterminer l'expression du tenseur de Hill qui dépend de la forme et de l'orientation des inclusions. Ceci est l'objectif de la section suivante.

2.1.3 Détermination du tenseur de Hill pour un milieu isotrope transverse

2.1.3.1 Cas de l'inclusion sphéroïdale

La forme ellipsoïdale de l'inclusion est définie dans le repère principal $(\vec{e}_1, \vec{e}_2, \vec{e}_3)$ par la relation suivante :

$$\frac{x_1}{a^2} + \frac{x_2}{b^2} + \frac{x_3}{c^2} \leq 1 \quad (2.22)$$

On définit alors le tenseur caractéristique de la taille et l'orientation de cette inclusion par :

$$\mathbb{Z} = a\bar{e}_1 \otimes \bar{e}_1 + b\bar{e}_2 \otimes \bar{e}_2 + c\bar{e}_3 \otimes \bar{e}_3 \quad (2.23)$$

avec a , b et c la longueur des demi-axes de l'ellipsoïde (figure 2.1(a)). Par convention, nous prendrons l'orientation de $\vec{e}_3$ comme axe de révolution de l'inclusion ce qui implique $a=b$ et nous introduirons $\omega = \frac{c}{a}$ le rapport d'aspect de l'inclusion. Cette dernière sera donc une sphère si $\omega=1$, un sphéroïde aplati si $\omega < 1$ ou allongé si $\omega > 1$.

La détermination du tenseur de Hill est déterminée par intégration sur la sphère unité centrée à l'origine de l'espace (ξ_1, ξ_2, ξ_3) définie par $|\xi|=1$ [178] :

$$\mathbb{P} = \frac{\det(\mathbb{Z})}{4\pi} \int_{|\xi|=1} \mathbb{H}(\bar{\xi}) |\mathbb{Z}|^{-3} dS(\xi) \quad (2.24)$$

avec

$$\mathbb{H}(\bar{\xi}) = \xi_i [K^m(\xi)]^{-1} \xi_q |_{(ij)(pq)} \quad \text{et} \quad K^m(\xi) = \mathbb{C}_{ijpq}^m \xi_j \xi_p \quad (2.25)$$

où $|_{(ij)(pq)}$ désigne la symétrisation par rapport aux couples (i, j) et (p, q) et $K^m(\xi)$ le tenseur acoustique qui s'exprime en fonction des propriétés mécaniques de la matrice du matériau. Sous la forme indicielle, le tenseur de Hill se présente sous la forme suivante [179, 180] :

$$\mathbb{P}_{ijpq} = \frac{\omega a^3}{4\pi} \int_{|\xi|=1} \frac{\xi_i [K^m(\xi)]^{-1} \xi_q |_{(ij)(pq)}}{\left[\sqrt{a^2(\xi_1^2 + \xi_2^2 + \omega^2 \xi_3^2)} \right]^3} dS(\xi) \quad (2.26)$$

Une évaluation analytique de $\mathbb{P}$ est possible en effectuant le calcul dans la base de Walpole [181], base constituée par un ensemble de 6 tenseurs d'ordre 4 ($\mathbb{E}_1, \mathbb{E}_2, \mathbb{E}_3, \mathbb{E}_4, \mathbb{E}_5, \mathbb{E}_6$) définis dans l'annexe B. Dans cette base, on note le tenseur de Hill de manière générale comme suit [175] :

$$\mathbb{P} = (2k_p, n, 2\mu_p, 2\mu_n, l, l) \quad (2.27)$$

où k_p est le module de compression, n le module axial sous déformations axiales, μ_p et μ_n les modules de cisaillement longitudinal et transverse et l le module croisé.

Le calcul analytique de ces composantes conduit à, selon [175], :

$$\left\{ \begin{array}{l} 2k_p = \frac{[7J(\omega) - 2\omega^2 - 4\omega^2 J(\omega)]\mu^m + 3[J(\omega) - 2\omega^2 + 2\omega^2 J(\omega)]k^m}{4(1 - \omega^2)\mu^m(4\mu^m + 3k^m)} \\ n = \frac{[6 - 5J(\omega) - 8\omega^2 + 8\omega^2 J(\omega)]\mu^m + 3[J(\omega) - 2\omega^2 + 2\omega^2 J(\omega)]k^m}{2(1 - \omega^2)\mu^m(4\mu^m + 3k^m)} \\ 2\mu_p = \frac{[15J(\omega) - 2\omega^2 - 12\omega^2 J(\omega)]\mu^m + 3[3J(\omega) - 2\omega^2]k^m}{8(1 - \omega^2)\mu^m(4\mu^m + 3k^m)} \\ 2\mu_n = \frac{2[4 - 3J(\omega) - 2\omega^2]\mu^m + 3[2 - 3J(\omega) + 2\omega^2 - 3\omega^2 J(\omega)]k^m}{4(1 - \omega^2)\mu^m(4\mu^m + 3k^m)} \\ l = \frac{[\mu^m + 3k^m][-J(\omega) + 2\omega^2 - 2\omega^2 J(\omega)]}{4(1 - \omega^2)\mu^m(4\mu^m + 3k^m)} \end{array} \right. \quad (2.28)$$

où J est une fonction qui dépend de la géométrie de l'inclusion :

$$J(\omega) = \left\{ \begin{array}{ll} \frac{\omega [\arccos(\omega) - \omega\sqrt{1 - \omega^2}]}{(1 - \omega^2)^{\frac{3}{2}}} & \text{si } \omega < 1 \quad (\text{ellipsoïde aplati}) \\ \frac{2}{3} & \text{si } \omega = 1 \quad (\text{sphère}) \\ \frac{\omega [\omega\sqrt{1 - \omega^2} - \cosh^{-1}(\omega)]}{(1 - \omega^2)^{\frac{3}{2}}} & \text{si } \omega > 1 \quad (\text{ellipsoïde allongé}) \end{array} \right. \quad (2.29)$$

2.1.3.2 Cas de l'inclusion cylindrique

Dans le cas de l'inclusion cylindrique à base elliptique, nous supposons que c tend vers l'infini. La relation (2.22) devient alors :

$$\frac{x_1}{a^2} + \frac{x_2}{b^2} \leq 1 \quad (2.30)$$

En suivant le raisonnement présenté dans la section précédente, le tenseur de Hill pour des inclusions cylindriques est déterminé par intégration sur le cercle unité centré à l'origine de l'espace $(\xi_1, \xi_2, 0)$ et sa forme indicielle devient :

$$\mathbb{P}_{ijpq} = \frac{\alpha}{2\pi} \int_{|\bar{\xi}|=1} \frac{\xi_i [K^m(\bar{\xi})]^{-1} \xi_q |_{(ij)(pq)}}{\xi_1^2 + \alpha^2 \xi_2^2} dS(\xi) \quad (2.31)$$

avec $\alpha = \frac{b}{a}$ le rapport d'aspect de la section de l'inclusion où a et b sont respectivement les petit et grand rayons de l'ellipse (figure 2.1(b)). En tenant en compte la règle de symétrisation, on a [179, 182] :

$$\mathbb{P}_{ijpq} = \frac{1}{4} (M_{ijpq}^m(\bar{\xi}) + M_{jipq}^m(\bar{\xi}) + M_{ijqp}^m(\bar{\xi}) + M_{jiqp}^m(\bar{\xi})) \quad (2.32)$$

avec M le tenseur défini par :

$$M_{ijpq}^m(\bar{\xi}) = \frac{\alpha}{2\pi} \int_{|\bar{\xi}|=1} \frac{\xi_i [K^m(\bar{\xi})]_{jp}^{-1} \xi_q}{\xi_1^2 + \alpha^2 \xi_2^2} \quad (2.33)$$

où K^m est le tenseur acoustique.

L'isotropie de la matrice du matériau permet d'écrire ses propriétés mécaniques de la manière suivante :

$$\mathbb{C}^m = 3k^m \mathbb{J} + 2\mu^m \mathbb{K} \quad (2.34)$$

avec k^m et μ^m les modules de compression et de cisaillement de la matrice et $\mathbb{J}$ et $\mathbb{K}$ les parties sphérique et déviatorique du tenseur d'identité d'ordre quatre $\mathbb{I}$ tel que $\mathbb{I} = \mathbb{J} + \mathbb{K}$. Alors l'inverse du tenseur acoustique s'écrit :

$$[K^m(\bar{\xi})]^{-1} = \frac{1}{\mu^m |\bar{\xi}|^2} \left(|\bar{\xi}|^2 \bar{I} - \left(\frac{3k^m + \mu^m}{3k^m + 4\mu^m} \right) \bar{\xi} \otimes \bar{\xi} \right) \quad (2.35)$$

En intégrant l'équation (2.35) dans l'équation (2.33), le tenseur $\mathbb{M}$ devient :

$$M_{ijpq}^m(\bar{\xi}) = \frac{\alpha}{2\pi} \int_{|\bar{\xi}|=1} \frac{\xi_i \delta_{jp} \xi_q}{\mu^m (\xi_1^2 + \alpha^2 \xi_2^2)} - \frac{3k^m + \mu^m}{\mu^m (3k^m + 4\mu^m)} \frac{\xi_i \xi_j \xi_p \xi_q}{(\xi_1^2 + \alpha^2 \xi_2^2)} dS(\bar{\xi}) \quad (2.36)$$

Le tenseur de Hill présente des composantes en fonction du tenseur M de la forme suivante :

$$\mathbb{P} = (M_{1111} + M_{1122}, M_{3333}, M_{1111} - M_{1122}, \frac{1}{2}(M_{2332} + M_{3223} + 2M_{2323}), M_{1133}, M_{1133}) \quad (2.37)$$

Dans le cas des inclusions cylindriques, la résolution analytique des différentes intégrales conduit aux expressions suivantes des composantes du tenseur de Hill dans la base de Walpole :

$$\begin{cases} 2k_p = \frac{\alpha}{1+\alpha} \frac{3}{3k^m + 4\mu^m} \\ n = 0 \\ 2\mu_p = \frac{\alpha}{(1+\alpha)^2} \frac{3k^m + \mu^m(3\alpha + 4)}{\mu^m(3k^m + 4\mu^m)} \\ 2\mu_n = \frac{1}{1+\alpha} \frac{1}{2\mu^m} \\ l = 0 \end{cases} \quad (2.38)$$

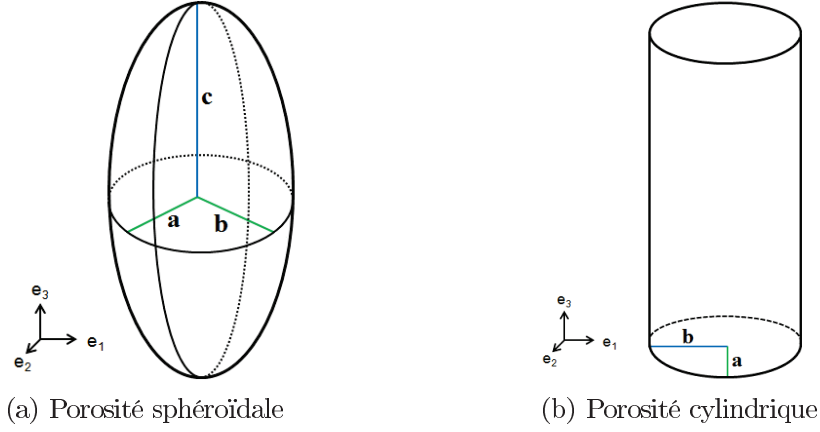


FIGURE 2.1: Les différentes géométries considérées pour les inclusions du modèle micromécanique

2.1.3.3 Détermination du tenseur d'élasticité

Une fois l'expression du tenseur de Hill déterminée, celle du tenseur d'élasticité homogénéisé $\mathbb{C}^{hom}$ est obtenue à partir de l'égalité présentée dans l'équation (2.21). Dans la base de Walpole, ses composantes peuvent être écrites de la manière suivante :

$$\mathbb{C}^{hom} = (2k_p^{hom}, n^{hom}, 2\mu_p^{hom}, 2\mu_n^{hom}, l^{hom}, l^{hom}) \quad (2.39)$$

Selon l'écriture matricielle classique, les composantes du tenseur $\mathbb{C}^{hom}$ s'écrivent :

$$\begin{aligned} C_{1111} &= k_p^{hom} + \mu_p^{hom} & C_{1122} &= k_p^{hom} - \mu_p^{hom} \\ C_{2323} &= \mu_n^{hom} & C_{3333} &= n^{hom} & C_{1133} &= l^{hom} \end{aligned} \quad (2.40)$$

Les modules de Young conventionnels dans les directions longitudinale (E_l) et transverse (E_t) sont donnés par :

$$E_l = n^{hom} - \frac{(l^{hom})^2}{k_p^{hom}} \quad \text{et} \quad E_t = \frac{4\mu_p^{hom}k_p^{hom}E_l}{k_p^{hom}E_l + n^{hom}\mu_p^{hom}} \quad (2.41)$$

Comme nous le verrons dans la section suivante, le modèle avec inclusions cylindriques sera utilisé pour l'os huméral. Le développement des relations (2.41) montre alors que le module longitudinal pour des cylindres à base elliptique est égal à :

$$E_l = \frac{9k^m\mu^m(1-f)}{3k^m + \mu^m} \quad (2.42)$$

En plus, dans le cas d'un cylindre régulier à section circulaire, l'expression du module transverse à partir des paramètres micromécaniques est ainsi proposée :

$$E_t = \frac{18k^m\mu^m(1-f)(3k^m + \mu^m)}{9fk^m(3k^m + 4\mu^m) + 2(3k^m + \mu^m)^2} \quad (2.43)$$

En considérant la même hypothèse des vides cylindriques à base circulaire, le calcul des composantes du tenseurs d'élasticité $\mathbb{C}^{hom}$ donne :

$$\left\{ \begin{array}{l} C_{1111} = C_{2222} = \frac{\mu^m(1-f)(3k^m + \mu^m)(2f+1)(3k^m + 4\mu^m)}{(3\mu^m + f\mu^m + 3fk^m)(3k^m + \mu^m + 3fk^m + 7f\mu^m)} \\ C_{1122} = \frac{\mu^m(1-f)(3k^m + \mu^m)(3k^m - 2\mu^m + 6f\mu^m)}{(3\mu^m + f\mu^m + 3fk^m)(3k^m + \mu^m + 3fk^m + 7f\mu^m)} \\ C_{1133} = C_{2233} = \frac{\mu^m(3k^m - 3fk^m - 2\mu^m + 2f\mu^m)}{3\mu^m + f\mu^m + 3fk^m} \\ C_{3333} = -\frac{\mu^m(-3k^m - 6fk^m - 4\mu^m + 4f\mu^m + 9f^2k^m)}{3\mu^m + f\mu^m + 3fk^m} \\ C_{2323} = C_{1313} = \frac{2\mu^m(1-f)}{1+f} \\ C_{1212} = -\frac{\mu^m(-3k^m - 6fk^m - 4\mu^m + 4f\mu^m + 9f^2k^m)}{3k^m + \mu^m + 3fk^m + 7f\mu^m} \end{array} \right. \quad (2.44)$$

2.1.3.4 Justification du modèle avec inclusions cylindriques pour l'os huméral

Le modèle d'homogénéisation appliqué à l'os cortical nécessite, dans sa mise en équation initiale, quatre paramètres que sont le module d'élasticité (E_m) et le coefficient de Poisson (ν_m) de la matrice osseuse, le taux de porosité initiale du tissu (f) et le rapport d'aspect (ω) attribué aux inclusions supposées sphéroïdales. Afin de justifier du choix de la forme des inclusions, une étude analytique est réalisée par comparaison des modules d'élasticité macroscopiques estimés dans les directions longitudinale (E_L^{num}) et transverse (E_T^{num}) avec ceux mesurés sur des éprouvettes prélevées d'un même humérus lors d'essais de traction et compression (voir le chapitre suivant pour plus de détails). Les grandeurs mesurées sont la masse volumique des éprouvettes à l'aide du principe d'Archimède à partir de leurs masses dans l'air (m_{air}) puis dans l'eau (m_{eau}) et un module d'élasticité moyen de 21 305 MPa et de 12 365 MPa dans les directions longitudinale (E_L) et transverse (E_T) de l'os.

Pour l'étude, le coefficient de Poisson ν_m n'est pas étudié et fixé à 0.3 comme on le retrouve fréquemment dans les modélisations d'os longs [153, 154, 156]. Leur taux de porosité f est calculé à partir de leur densité relative d_r :

$$f = 1 - d_r = 1 - \frac{m_{air} - m_{eau}}{V \times \rho_{eau}} \quad (2.45)$$

avec V le volume de l'éprouvette et ρ_{eau} la masse volumique de l'eau (10^3Kg.m^{-3}). Leurs taux étaient compris entre 1 et 4.5% pour une moyenne de 1.6%, valeur que nous conserverons pour la suite de ce paragraphe. Pour la suite, E_m est considéré entre 15 000 et 25 000 MPa par pas de 100 MPa et ω entre 1.001 et 100 par pas de 1. Pour chaque jeu de paramètres est calculée une erreur moyenne d'estimation (ξ) en se basant sur la méthode des moindres carrées :

$$\xi = \frac{(E_L^{num} - E_L)^2 + (E_T^{num} - E_T)^2}{2} \quad (2.46)$$

Les résultats obtenus montrent une influence de E_m et ω sur le modèle comme le montre la variation de l'erreur en fonction de ces deux paramètres (figure 2.2(a)) avec une valeur minimale pour un E_m de 18 600 MPa et un ω de 99.001. Pour chaque valeur de E_m , la plus grande erreur est trouvée lorsque ω vaut 1.001 et la plus faible lorsqu'il est de 99.001 ce qui confirme la nécessité d'utiliser un modèle anisotrope pour estimer les propriétés mécaniques de l'humérus. L'erreur d'estimation est fortement influencée par le rapport d'aspect de la porosité pour une valeur comprise entre 1 et 5 (figure 2.2(b)), au delà ξ continue de diminuer mais plus lentement. Cette décroissance continue signifie que l'erreur serait nulle pour un ω très grand qui tendrait vers l'infini ce qui correspond à la définition initiale du modèle avec porosités en forme de cylindres à base elliptique. De plus, cette conception se rapproche des observations histologiques [23]. Toutefois, nous ne sommes pas en mesure d'identifier la valeur de α caractérisant au mieux la géométrie des porosités. Nous nous placerons donc de manière arbitraire dans le cas où il vaut 1 afin de se ramener à des porosités cylindriques à base circulaire.

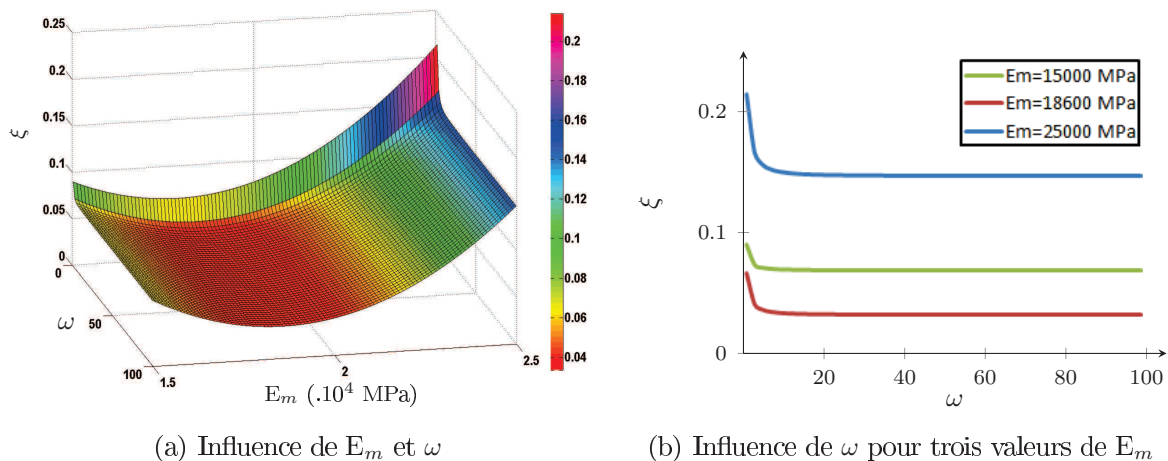


FIGURE 2.2: Étude de l'estimation des propriétés mécaniques de l'humérus par le modèle micromécanique

2.2 Approche micromécanique de l'endommagement progressif

Il s'agit, dans cette section, de proposer une approche permettant de décrire l'évolution de l'endommagement au sein de l'humérus. Il faut d'abord déterminer le type d'endommagement à considérer et les variables internes qui lui sont associées, puis évaluer son influence sur le comportement macroscopique de l'humérus sous impact et enfin décrire son évolution. Dans notre étude, le taux de porosité f au sein de l'humérus sera considéré comme variable d'endommagement et sera noté d pour plus de commodité pour la suite.

Le raisonnement thermodynamique sur lequel repose notre modèle est en tout point similaire à celui classiquement adopté dans le contexte des modélisations macroscopiques. Sa théorie s'initie avec l'expression de l'énergie libre ψ , fonction à valeurs positives qui représente le travail que peut fournir notre système lors d'une sollicitation réversible à

température constante. Elle s'exprime en fonction de la déformation macroscopique E et le taux de porosité d considéré ici comme variable d'endommagement :

$$\psi = \frac{1}{2} E : \mathbb{C}^{hom}(d) : E \quad (2.47)$$

où $\mathbb{C}^{hom}(d)$ est le tenseur d'élasticité du matériau estimé en fonction de son endommagement à l'aide du schéma d'homogénéisation linéaire de Mori Tanaka :

$$\mathbb{C}^{hom}(d) = \mathbb{C}^{(m)} + d(\mathbb{C}^{(p)} - \mathbb{C}^{(m)}) : \mathbb{A}_p : \left((1-d)\mathbb{I} + d\mathbb{A}_p \right)^{-1} \quad (2.48)$$

et $\mathbb{A}_p$ le tenseur de localisation en déformation :

$$\mathbb{A}_p = \left[\mathbb{I} + \mathbb{P}^{(p)} : (\mathbb{C}^{(p)} - \mathbb{C}^{(m)}) \right]^{-1} \quad (2.49)$$

D'après la première loi d'état, il est possible d'exprimer la contrainte macroscopique Σ par dérivation de ψ par rapport à E :

$$\Sigma = \frac{\partial \psi}{\partial E} = \mathbb{C}^{hom}(d) : E \quad (2.50)$$

et la seconde loi d'état permet d'introduire la force thermodynamique associée à d qui s'obtient par dérivation de ψ par rapport à d :

$$F^d = -\frac{\partial \psi}{\partial d} = -\frac{1}{2} E : \frac{\partial \mathbb{C}^{hom}(d)}{\partial d} : E \quad (2.51)$$

F^d représente un taux de restitution de l'énergie c'est à dire l'énergie associée à la déformation subie par les porosités. On remarque que son expression présente une ressemblance importante avec celle que l'on retrouve habituellement en mécanique linéaire de la rupture où l'aire de la fissure est plus généralement considérée à la place du taux d'endommagement d .

Il convient maintenant de présenter les éléments permettant de détecter l'initiation de l'endommagement et de décrire son évolution. Afin de respecter la démarche multi-échelle annoncée, le taux de restitution macroscopique de l'os devrait être établi à partir de celui de ses porosités. Les moyens techniques existant ne permettant pas d'obtenir ces informations, une démarche alternative doit être mise en place. Il s'agit ici de combiner l'estimation des propriétés mécaniques de l'os par homogénéisation à l'approche thermodynamique que l'on retrouve habituellement dans les formulations macroscopiques. Commençons par rappeler l'expression de la dissipation macroscopique D du milieu poreux lorsque la croissance des porosités est possible :

$$D = F^d \dot{d} \quad (2.52)$$

Mettons maintenant en place une fonction g qui fera office de critère d'endommagement. Elle représente la différence entre le taux de restitution calculé plus haut et une fonction R qui caractérise, d'un point de vue énergétique, les capacités de l'os à supporter les déformations :

$$g(F^d, d) = F^d - R(d) \leq 0 \quad (2.53)$$

$R(d)$ traduit donc la résistance que l'os est capable d'opposer à la propagation de l'endommagement, capacité qui dépend également du taux d'endommagement du matériau. Nous supposons qu'ils sont reliés l'un à l'autre de manière linéaire correspondant ainsi à un modèle d'endommagement isotrope [183] :

$$R(d) = k(1 + \eta d) \quad (2.54)$$

où k correspond à la variable initiale du seuil d'endommagement et η représente l'écrouissage d'endommagement. Ces deux paramètres étant propres au matériau considéré, une campagne expérimentale devra être consacrée à leur détermination [184]. On remarquera également que le cas où η est nul conduit à un modèle à valeur fixe correspondant à un matériau purement fragile. Le critère s'interprète finalement de la façon suivante :

$$\begin{cases} \text{si } F^d < R(d), & \text{alors } \dot{d} = 0 & (\text{pas de propagation d'endommagement}) \\ \text{si } F^d = R(d), & \text{alors } \dot{d} \geq 0 & (\text{propagation possible d'endommagement}) \end{cases} \quad (2.55)$$

Un schéma standard est repris pour donner la forme de la loi d'évolution de la variable d qui se présente alors sous la forme :

$$\dot{d} = \dot{\lambda} \frac{\partial g(F^d, d)}{\partial F^d} \quad (2.56)$$

avec $\dot{\lambda}$ le multiplicateur d'endommagement. Cette loi se traduit par :

$$\dot{d} = \begin{cases} 0 & \text{si } g(F^d, d) < 0, \text{ ou } g = 0 \text{ et } \dot{g} < 0 \\ \dot{\lambda} & \text{si } g(F^d, d) = 0, \text{ et } \dot{g} = 0 \end{cases} \quad (2.57)$$

La condition de consistance $\dot{g} = 0$ détermine la valeur de λ . En effet, on a :

$$\dot{g} = \frac{\partial g}{\partial d} \dot{d} + \frac{\partial g}{\partial E} : \dot{E} = \frac{\partial g}{\partial d} \dot{\lambda} \frac{\partial g}{\partial F^d} + \frac{\partial g}{\partial F^d} \frac{\partial F^d}{\partial E} : \dot{E} = 0 \quad (2.58)$$

ce qui permet d'écrire :

$$\dot{\lambda} = \frac{1}{H} \frac{\partial F^d}{\partial E} : \dot{E} = -\frac{1}{H} \left(\frac{\partial \mathbb{C}^{hom}(d)}{\partial d} : E \right) : \dot{E} \quad (2.59)$$

avec

$$H = -\frac{\partial g}{\partial d} = k\eta + \frac{1}{2} E : \frac{\partial^2 \mathbb{C}^{hom}(d)}{\partial d^2} : E \quad (2.60)$$

La formulation en vitesse de la loi d'endommagement s'obtient par différentiation de l'équation 2.50 qui donne :

$$\dot{\Sigma} = \dot{\mathbb{C}}^{hom}(d) : E + \mathbb{C}^{hom}(d) : \dot{E} \quad (2.61)$$

or

$$\dot{\mathbb{C}}^{hom}(d) = \frac{\partial \mathbb{C}^{hom}(d)}{\partial d} \dot{d} \quad (2.62)$$

En tenant compte de la loi d'évolution de d , on peut alors aboutir à la formulation tangente de la loi :

$$\dot{\Sigma} = \mathbb{L} : \dot{E} \quad (2.63)$$

dans laquelle $\mathbb{L}$ est l'opérateur tangent de la loi et s'écrit de la manière suivante :

$$\mathbb{L} = \mathbb{C}^{hom}(d) - \frac{1}{H} \frac{\partial F^d}{\partial E} \otimes \frac{\partial F^d}{\partial E} = \mathbb{C}^{hom}(d) - \frac{1}{H} \left(\frac{\partial \mathbb{C}^{hom}(d)}{\partial d} : E \right) \otimes \left(\frac{\partial \mathbb{C}^{hom}(d)}{\partial d} : E \right) \quad (2.64)$$

On notera que $\mathbb{L}$ dépend du schéma d'homogénéisation choisi, non seulement à travers l'estimation de $\mathbb{C}^{hom}(d)$ mais également de ses dérivées par rapport à d et E .

Cette loi de comportement est donc destinée à décrire le comportement de l'humérus humain dans le cadre d'une modélisation d'impact. Il a été choisi de résoudre ce problème par la méthode des éléments finis basée sur le principe d'équilibre des énergies mécaniques. Abordons maintenant les notions théoriques mises en jeu avec cette méthode.

3 Formulation variationnelle par éléments finis du système humérus sous chargement statique et dynamique

3.1 Équilibre du système

La résolution d'un problème par la méthode aux éléments finis est la recherche des champs de déplacements $\langle u \rangle$ et de contraintes $\{\sigma\}$ pour lesquels l'état d'équilibre du problème est obtenu. Cet équilibre peut être exprimé à partir du principe des puissances virtuelles à partir de la relation suivante :

$$W = \sum_e W^e = 0 \quad \forall \{u^*\} \text{ et } \{u\} \text{ cinématiquement admissible} \quad (2.65)$$

avec W le travail de la structure et W^e le travail élémentaire. Ce dernier est égal à la différence entre les travaux élémentaires interne (W_{int}^e) et externe (W_{ext}^e) qui s'expriment respectivement de la manière suivante :

$$\begin{aligned} W_{int}^e &= \int_{v^e} \{\sigma\} : \langle \varepsilon^* \rangle dv \\ W_{ext}^e &= \int_{v^e} \langle u^* \rangle \{f_v\} dv + \int_{S_f^e} \langle u^* \rangle \{f_s\} ds - \int_{v^e} \rho \langle u^* \rangle \{\ddot{u}\} dv \end{aligned} \quad (2.66)$$

avec : v^e : le volume de l'élément à l'instant considéré,
 S_f^e : la surface de l'élément à l'instant considéré,
 $\{\sigma\}$: le vecteur de contraintes de Cauchy,
 $\{\varepsilon^*\}$: le vecteur des déformations virtuelles,
 $\{\rho\}$: la masse volumique,
 $\{u^*\}$: le vecteur des déplacements virtuels,
 $\{\ddot{u}_i\}$: le vecteur des accélérations,
 $\{f_v\}$: les forces volumiques imposées au système,
 $\{f_s\}$: les forces surfaciques imposées au système.

Par combinaison des équations (2.65) et (2.66), l'équation de l'équilibre du problème selon le principe des puissances virtuelles s'écrit :

$$\int_{v^e} \{\sigma\} : \langle \varepsilon^* \rangle dv = \int_{v^e} \langle u^* \rangle \{f_v\} dv + \int_{S_f^e} \langle u^* \rangle \{f_s\} ds - \int_{v^e} \rho \langle u^* \rangle \{\ddot{u}\} dv \quad (2.67)$$

3.2 Approximation nodale

La résolution de l'équation (2.67) est obtenue au niveau des points d'intégration des éléments. Pour ce faire il alors est nécessaire de réaliser une discrétisation spatiale du problème c'est à dire pouvoir exprimer les déplacements réels et virtuels, les accélérations et les déformations en chacun de ces points q à partir d'interpolations de ces mêmes grandeurs au niveau des nœuds de l'élément :

$$\begin{aligned} \langle u_q \rangle &= [N(\xi, \eta, \zeta)] \langle u_n \rangle \text{ et } \langle u_q^* \rangle = [N(\xi, \eta, \zeta)] \{u_n^*\} \\ \langle \ddot{u}_q \rangle &= [N(\xi, \eta, \zeta)] \langle \ddot{u}_n \rangle \text{ et } \langle \varepsilon_q^* \rangle = [L][N(\xi, \eta, \zeta)] \langle u_n^* \rangle = [B] \langle u_n^* \rangle \end{aligned} \quad (2.68)$$

avec $\{u_n\}$ et $\{u_n^*\}$ les vecteurs des variables nodales réelles et virtuelles de l'élément. $[N(\xi, \eta, \zeta)]$ est la matrice des fonctions de forme qui dépend de la géométrie de l'élément et des coordonnées spatiales de ses nœuds et $[L]$ la matrice d'opérateurs différentiels. Dans notre modélisation seront utilisés des éléments quadrangles, tétraédriques et hexaédriques, leurs fonctions d'interpolation linéaire exprimées dans les espaces de référence sont :

Tableau 2.1: Fonctions d'interpolation linéaire des éléments finis

Quadrangle	Tétraèdre	Héxaèdre
$N_1 = \frac{1}{4}(1-\xi)(1-\eta)$	$N_1 = 1-\xi-\eta-\zeta$	$N_i = \frac{1}{8}(1 + \xi\xi_i)(1 + \eta\eta_i)(1 + \zeta\zeta_i)$ pour i=1 à 8 ξ_i, η_i, ζ_i sont les coordonnées paramétriques du noeud i
$N_2 = \frac{1}{4}(1+\xi)(1-\eta)$	$N_2 = \xi$	
$N_3 = \frac{1}{4}(1+\xi)(1+\eta)$	$N_3 = \eta$	
$N_4 = \frac{1}{4}(1-\xi)(1+\eta)$	$N_4 = \zeta$	

Si l'on introduit ces interpolations dans chaque intégrale de l'équation 2.67, on obtient pour chacune d'elles :

$$\begin{aligned}
 \int_{v^e} \{\sigma\} : \langle \varepsilon^* \rangle dv &= \langle u_n^* \rangle^t \{f_{int}(\langle u_n \rangle)\} \\
 \int_{v^e} \rho \langle u^* \rangle \{\ddot{u}\} dv &= \langle u_n^* \rangle^t \int_{v^e} \rho [N]^t [N] dv \langle \ddot{u}_n \rangle = \langle u_n^* \rangle^t [M_e] \langle \ddot{u}_n \rangle \\
 \int_{v^e} \langle u^* \rangle \{f_v\} dv + \int_{S_f^e} \langle u^* \rangle \{f_s\} dS &= \langle u_n^* \rangle^t \left[\int_{v^e} [N]^t \{f_v\} dv + \int_{S_f^e} [N]^t \{f_s\} dS \right] \\
 &= \langle u_n^* \rangle^t \{F_e\}
 \end{aligned} \tag{2.69}$$

avec $[M_e]$ la matrice masse élémentaire, $\{F_{int}(\langle u_n \rangle)\}$ les efforts internes à l'élément et $\{F_e\}$ les efforts qui lui sont extérieurs. L'équation 2.65 peut désormais s'écrire :

$$[M_e] \langle \ddot{u}_n \rangle + \{F_{int}(\langle u_n \rangle)\} = \{F_e\} \tag{2.70}$$

Dans le cas d'un problème linéaire, le vecteur des forces internes $\{F_{int}\}$ peut s'écrire sous la forme suivante :

$$\{F_{int}(\langle u_n \rangle)\} = \int_{v^e} [B]^t [C] [B] dv \langle u_n \rangle = [K_e] \langle u_n \rangle \tag{2.71}$$

avec $[K_e]$ la matrice de raideur élémentaire.

L'assemblage sert maintenant à établir l'équation équivalente pour le système complet, cette étape repose sur la sommation des termes correspondant au travail virtuel calculé pour les n_e éléments de la modélisation :

$$\begin{aligned}
 \sum_{e=1}^{n_e} \langle u_n^* \rangle^t [M_e] \langle \ddot{u}_n \rangle &= \langle U^* \rangle^t [M] \langle \ddot{U} \rangle & \sum_{e=1}^{n_e} \langle u_n^* \rangle^t [K_e] \langle \ddot{u}_n \rangle &= \langle U^* \rangle^t [K] \langle U \rangle \\
 \sum_{e=1}^{n_e} \langle u_n^* \rangle^t \{F_e\} &= \langle U^* \rangle^t \{F\}
 \end{aligned} \tag{2.72}$$

Cette opération consiste plus simplement à "ranger" les différentes termes des matrices élémentaires dans une matrice globale. afin d'amener l'expression finale de l'équilibre du système :

$$[M] \langle \ddot{U} \rangle + [K] \langle U \rangle = \{F\} \tag{2.73}$$

Dans le contexte de notre modélisation d'impacts sur humérus, $\{F\}$ correspondra aux efforts engendrés par le contact entre l'impacteur et l'humérus et $[K] \langle U \rangle$ sera associé aux contacts coquilles/plaque-humérus ainsi qu'à l'ensemble des liaisons mises en jeu.

Dans le cas d'un problème statique, les vitesses et accélérations sont négligées ce qui induit une simplification de l'équation (2.73) pour donner :

$$[K] \langle U \rangle = \{F\} \tag{2.74}$$

3.3 Les modes rigides et parasites

Un élément possède un certain nombre de modes rigides c'est à dire un état de déformation nulle ou d'énergie nulle sous sollicitation (figure 2.3). Chacune de ces configurations est associée mathématiquement à une valeur propre de la matrice $[K_e]$ caractérisant l'élément. L'utilisation d'un élément sous-intégré présente l'avantage de demander moins de temps de calcul puisque l'équilibre doit être établi pour un unique point d'intégration mais permet en même temps l'apparition de modes rigides supplémentaires appelés *mode d'hourglass*. Afin de contrer chaque mode m , il est nécessaire d'introduire un champ de déplacement $\{u_n^m\}$ tel que :

$$[K_e]\{u_n^m\} = \{0\} \quad (2.75)$$

Cela peut se traduire au niveau de l'équation 2.73 par l'introduction d'une énergie d'hourglass E_{hgl} . Dans la pratique, il s'agit plutôt ici d'indiquer à ABAQUS® une raideur d'hourglass K_{hgl} . Cette dernière vaut par défaut et pour un matériau isotrope transverse comme l'os :

$$K_{hgl} = \frac{1}{3}(K_{44} + K_{55} + K_{66}) \quad (2.76)$$

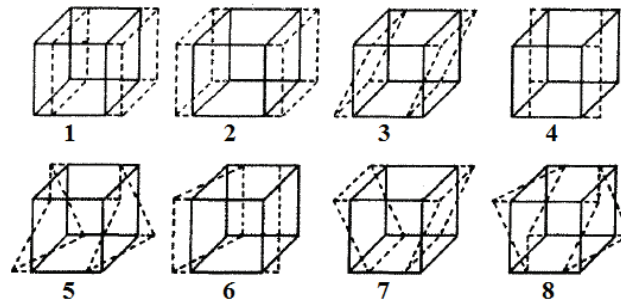


FIGURE 2.3: Les différents modes rigides (1 à 4) et hourglass (5 à 8) d'un élément hexaédrique d'après [8]

3.4 Les schémas de résolution

Plusieurs techniques existent pour résoudre des équations non linéaires décrivant l'équilibre du problème. Dans les paragraphes suivants, nous aborderons les deux procédures permettant la résolution qui seront utilisées dans le cadre de ce travail à savoir les schémas statique implicite et dynamique explicite.

3.4.1 Le schéma statique implicite

Ce schéma utilise la méthode itérative de Newton-Raphson pour la résolution du système d'équations non linéaires en cherchant à réduire le résidu R qui dépend du champ de déplacement $\{u_i\}$ considéré à l'itération i et s'écrit à partir de l'équation 2.74 :

$$R(\{u_i\}) = [K]\{u_i\} - \{F\} \quad (2.77)$$

Nous supposons maintenant que la solution à l'itération $i-1$ est $\{u_{i-1}\}$ et que la différence entre cette solution approchée et la solution du problème discrétisé décrit par (2.74) est $\{\Delta u_i\}$. Le résidu peut alors être écrit de la manière suivante :

$$\{R(\{u_{i-1}\} + \{\Delta u_i\})\} = \{0\} \quad (2.78)$$

Un développement en série de Taylor d'ordre 1 permet une linéarisation de cette équation autour de la solution approchée $\{u_{i-1}\}$ grâce à :

$$\{R(\{u_{i-1}\} + \{\Delta u_i\})\} = \{R(\{u_{i-1}\})\} + \frac{\partial \{R(\{u_{i-1}\})\}}{\partial \{u_{i-1}\}} \{\Delta u_i\} = 0 \quad (2.79)$$

où

$$\{R(\{u_{i-1}\})\} = -[K(\{u_{i-1}\})]^T \cdot \{\Delta u_i\} \quad (2.80)$$

avec

$$[K(\{u_{i-1}\})]^T = -\frac{\partial \{R(\{u_{i-1}\})\}}{\partial \{u_{i-1}\}} : \text{matrice tangente} \quad (2.81)$$

L'approximation de la résolution du système linéarisé est actualisée :

$$\{u_i\} = \{u_{i-1}\} + \{\Delta u_i\} \quad (2.82)$$

Les itérations se poursuivent selon cette méthode jusqu'à ce qu'un paramètre d'arrêt soit satisfait.

3.4.2 Le schéma dynamique explicite

Ce schéma est une méthode incrémentale basée sur l'utilisation de petits incréments de temps. Il est dit explicite car il détermine les champs solutions du problème à l'instant $t_i + \Delta t$ en fonction des grandeurs déjà connues $\{u_i\}$, $\{\dot{u}_i\}$, $\{\ddot{u}_i\}$ à l'instant t_i et solutions du système d'équations (2.73) :

$$[M]\{\ddot{u}_i\} + [K]\{u_i\} = \{F_i\} \quad (2.83)$$

Un schéma d'intégration temporelle de type différences finies centrales est introduit afin de résoudre le problème. Ce schéma consiste à chercher $\{u_i\}$, $\{\dot{u}_i\}$, $\{\ddot{u}_i\}$ vérifiant (2.70), en utilisant :

$$\{\ddot{u}_i\} = \frac{1}{\Delta t^2} (\{u_{i+1}\} - 2\{u_i\} + \{u_{i-1}\}) \quad (2.84a)$$

$$\{\dot{u}_i\} = \frac{1}{2\Delta t} (\{u_{i+1}\} - \{u_{i-1}\}) \quad (2.84b)$$

En combinant (2.83) et (2.84a), il est alors possible de calculer $\{u_{i+1}\}$ à partir de $\{u_i\}$ et $\{u_{i-1}\}$ à l'aide de la relation suivante :

$$\frac{1}{\Delta t^2}[M]\{u_{i+1}\} = \{F_i\} - [K]\{u_i\} + \frac{1}{\Delta t^2}[M](2\{u_i\} - \{u_{i-1}\}) \quad (2.85)$$

Et $\{\dot{u}_i\}$ est finalement déterminé en utilisant la relation (2.84b). Pour entamer la résolution, il faut connaître la solution initiale. A cet instant, elle est tributaire des conditions initiales imposées par l'utilisateur. Connaissant u_0 et $\dot{u}_0$, la résolution démarre avec les relations suivantes :

$$\begin{aligned} \{u_{-1}\} &= \{u_0\} - \Delta t\{\dot{u}_0\} + \frac{\Delta t^2}{2}\{\ddot{u}_0\} \\ \dot{u}_0 &= [M]^{-1}\{F_0 - [K]\{u_0\}\} \end{aligned} \quad (2.86)$$

Une fois que les déplacements, vitesses et accélérations ont été actualisées, les déformations sont déterminées puis les contraintes via la loi de comportement du matériau.

Ce schéma présente l'avantage d'être remarquablement simple et de ne pas nécessiter la construction d'une matrice tangente ce qui diminue le temps de calcul. En revanche il ne vérifie jamais l'équilibre, les résultats trouvés sont donc fortement dépendant du choix du pas de temps Δt utilisé. Sa valeur influence également la stabilité du schéma, en effet celle ci n'est pas assurée pour une valeur limite dépendant du maillage et du matériau au travers de la relation :

$$\Delta t_{max} = \frac{2}{\omega_{max}} = \min \left(\frac{L_e}{c_d} \right) \quad (2.87)$$

avec L_e la longueur caractéristique de l'élément et c_d la vitesse du son dans le matériau définie pour un solide par :

$$c_d = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (2.88)$$

avec ρ la masse volumique du matériau considéré et E son module d'élasticité.

4 Schématisation de l'algorithme de la loi de comportement micromécanique

La résolution d'un problème par les éléments finis nécessite la quantification de l'énergie interne à l'élément considéré (équation 2.66) et donc des contraintes mises en jeu. Ces contraintes sont calculées à partir des déformations du matériau via sa loi de comportement. Pour l'humérus, le modèle d'homogénéisation avec endommagement a été implémenté au sein d'une VUMAT compatible avec le solveur explicite d'ABAQUS qui l'appellera à chaque itération. Son objectif est le calcul de l'incrément de contrainte ($\dot{\sigma}$)

subie lors de l'itération pour ensuite estimée la contrainte totale (σ_{t+1}) à partir de de celle déterminée lors de l'itération précédente (σ_t) telles que :

$$\sigma_{t+1} = \sigma_t + \dot{\sigma} \quad (2.89)$$

σ_t est une donnée d'entrée de la VUMAT, les six paramètres nécessaires à notre modèle ($E_m, \nu_m, d, \alpha, k, \eta$) doivent l'être également pour l'estimation de $\dot{\sigma}$. Le taux d'endommagement d étant voué à évoluer, il est nécessaire de définir un espace de stockage supplémentaire où sa valeur mise à jour sera enregistrée. L'implémentation réalisée est découpée en plusieurs étapes où les différents tenseurs mécaniques sont tout d'abord déterminés afin de tester le critère d'endommagement. L'algorithme ainsi mis en place est schématisé figure (2.4).

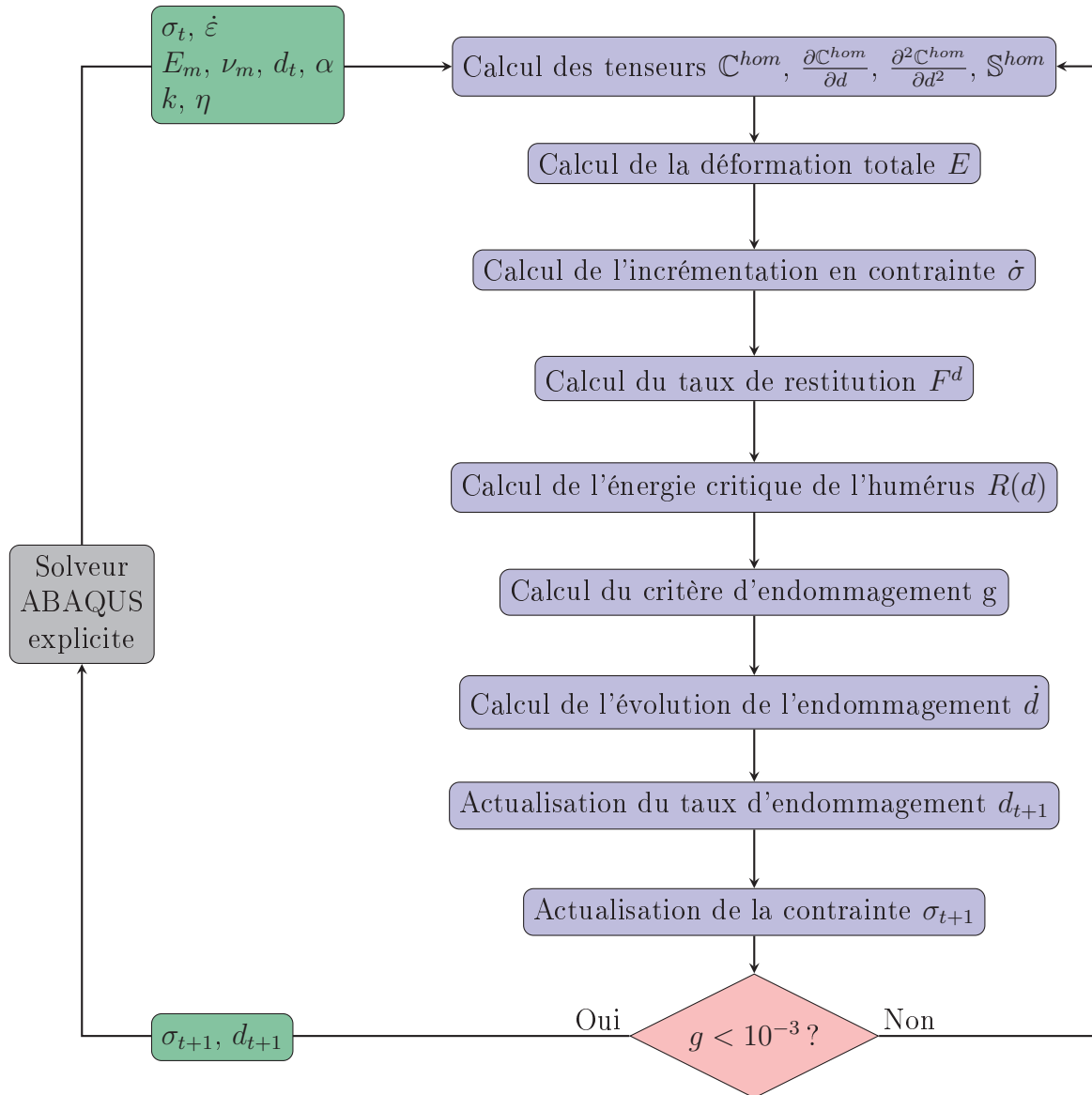


FIGURE 2.4: Schématisation de l'algorithme de la loi de comportement micromécanique de l'humérus

La résolution d'un problème par la méthode des éléments finis dépend de la discrétisation qui est faite du problème. La taille et la géométrie des éléments qui la composent sont donc des critères auxquels une attention particulière a été portée pour la modélisation des essais sur pièce anatomique.

5 Modélisation globale des essais

5.1 Les différentes instances de la modélisation

5.1.1 Traitement CAO de l'humérus

5.1.1.1 Reconstruction des surfaces de l'humérus

Le scanner du membre supérieur réalisé au sein de l'Hôpital Roger Salengro fournit la géométrie de l'humérus sous la forme d'un nuage de points au format STL. Pour en extraire la longueur utile d'humérus, deux plans doivent être définis afin de découper la géométrie en trois parties distinctes et isoler la partie utile.

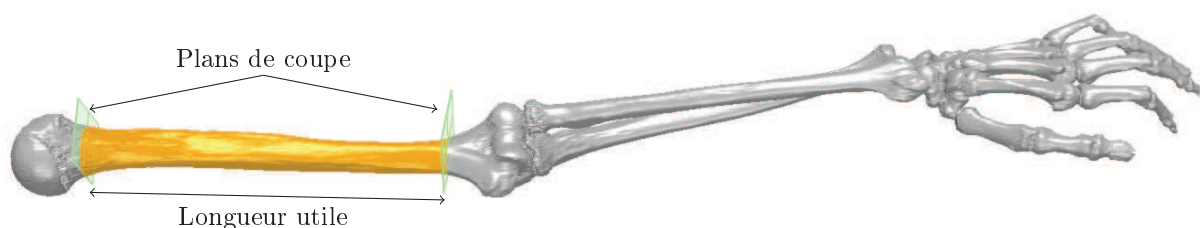


FIGURE 2.5: *Extraction de la longueur utile de l'humérus*

Des scanners surfaciques de chaque encastrement expérimental de l'humérus ont été réalisés. On y distingue la diaphyse humérale de la coquille au sein de laquelle elle est maintenue. Ces scanners sont positionnés au niveau de celui du membre supérieur par correspondance géométrique entre leurs parties osseuses. Les plans de coupe sont ensuite définis de manière à être coplanaires avec les surfaces correspondant à la résine expérimentale (figure 2.6).

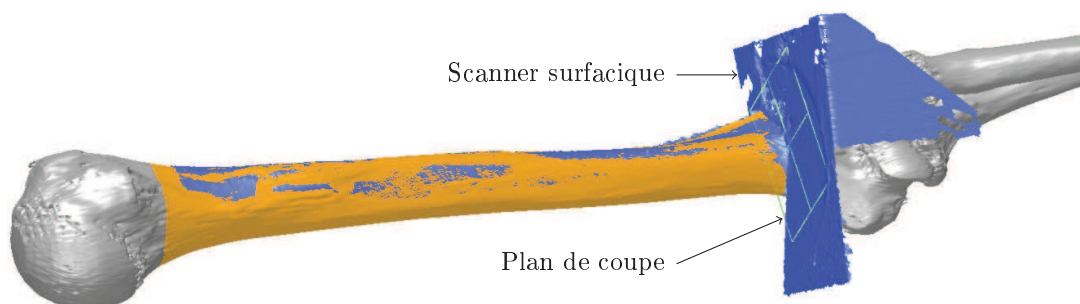
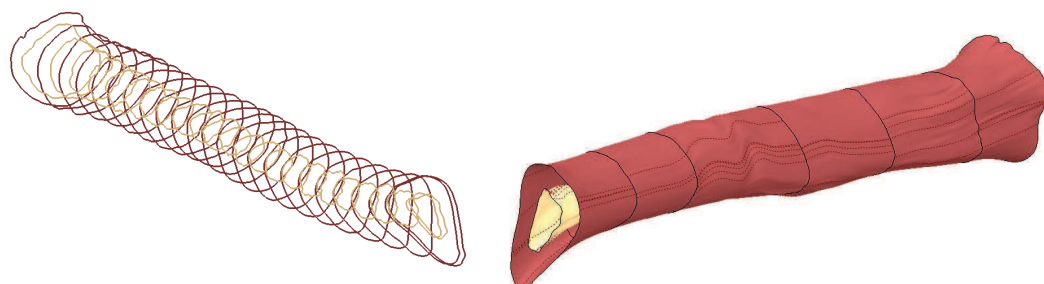


FIGURE 2.6: *Illustration de la création du plan de coupe distal de l'humérus*

La longueur utile de l'humérus est isolée puis importée dans le logiciel CATIA[®] pour la reconstruction de sa géométrie. Pour cela, des sections des surfaces interne et externe sont dessinées aux extrémités puis tous les 5mm le long de la diaphyse (figure 2.7(a)) puis reliées les unes aux autres par interpolation (figure 2.7(b)).

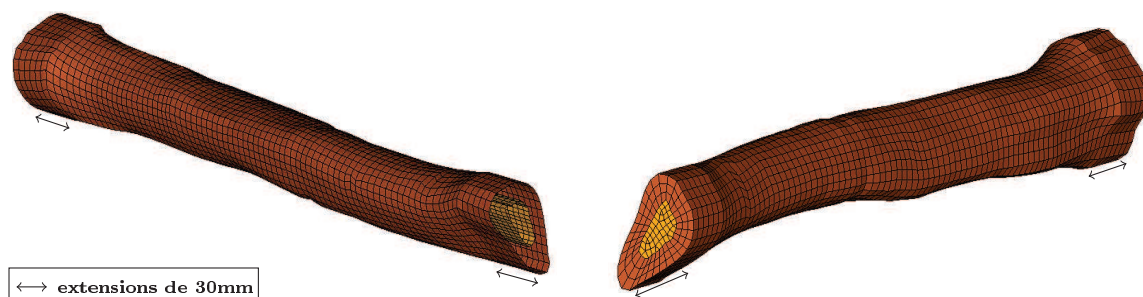


(a) Reconstruction des sections de l'os (b) Reconstruction des surfaces interne et externe

FIGURE 2.7: *Reconstruction de la géométrie de la diaphyse humérale*

5.1.1.2 Maillage de l'humérus

Les surfaces reconstruites sont enregistrées au format IGS et importées dans le logiciel de maillage HYPERMESH[®]. Elles sont tout d'abord nettoyées des lignes de construction puis repositionnées de sorte que les extrémités distales soient confondues avec le plan (yOz) et que le bord latéral soit orienté vers le haut pour être impacté. Les extrémités sont alors prolongées de 30mm dans la direction $\vec{x}$ en prévision de la modélisation et chaque surface est maillée d'éléments coques (figure 2.8(a)). La partie osseuse de l'humérus est discrétisée d'éléments hexaédriques générés par projection des éléments de la surface externe sur ceux de l'interne. Finalement le volume représentant la moelle osseuse est discrétisé d'éléments hexaédriques et tétraédriques (figure 2.8(b)). Cette méthode permet d'avoir une continuité du maillage entre l'os et la moelle évitant ainsi d'avoir à définir plus tard des interactions entre les deux.

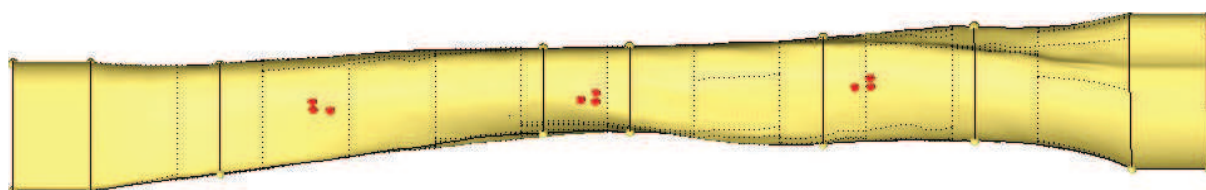


(a) Maillage des surfaces interne et externe

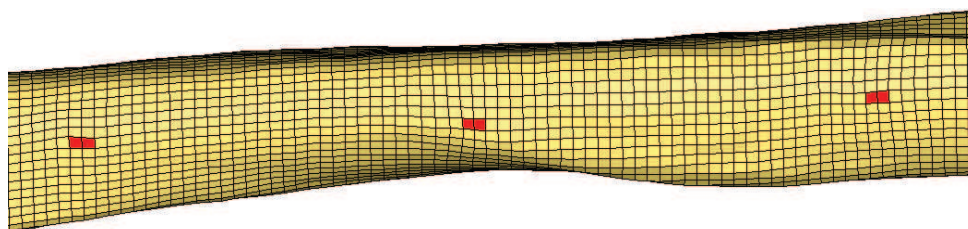
(b) Maillage volumique de la partie diaphysaire

FIGURE 2.8: *Maillage 3D de la diaphyse humérale*

Afin de comparer par la suite les déformations numériques et expérimentales, les surfaces correspondantes à celles occupées par les jauges de déformations lors des essais sont délimitées par l'ajout de *points* au niveau de la surface externe reconstruite. De cette manière, des nœuds sont créés là où ils ont été positionnés. L'intérêt est d'obtenir ensuite des éléments 3D qui ne couvriront ensuite que la zone de mesure des jauges expérimentales (figure 2.9).



(a) Délimitation des zones correspondantes aux jauges



(b) Illustration des éléments 3D générés au niveau de ces zones

FIGURE 2.9: *Prise en compte des jauges expérimentales lors du maillage de l'humérus*

L'approche présentée ci-dessus permet de générer un maillage de la partie osseuse composé uniquement d'éléments hexaédriques plus indiqués pour tendre vers de meilleurs résultats numériques. En revanche, son application à l'humérus présente une limite quant à la taille des éléments pouvant être considérée. En effet, utiliser des éléments coques de taille inférieure à 2mm a pour conséquence la création d'éléments 3D tordus dont la qualité remettrait en question celle des résultats. Ce phénomène est observable au niveau de la partie distale de la diaphyse où la surface externe tend vers une géométrie moins circulaire (figure 2.10). Une solution aurait été de lisser la surface externe mais cette option n'a pas été retenue ici pour être au plus près de la géométrie de l'humérus.

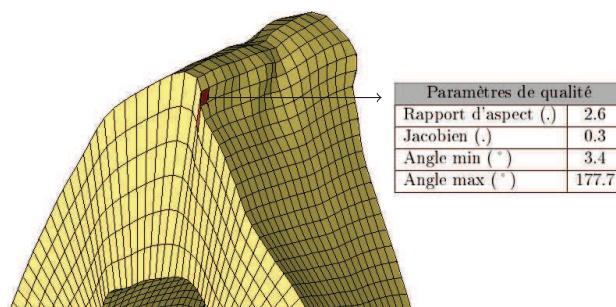


FIGURE 2.10: *Influence de la taille des éléments sur la qualité du maillage*

L'ensemble des éléments hexaédriques et tétraédriques créés est exporté dans le CAE

d'ABAQUS, environnement dans lequel sont conçues les autres instances modélisant les essais globaux sur l'humérus.

5.1.2 L'impacteur

L'impacteur est modélisé par une coque représentant un demi-cylindre de 20 mm de diamètre pour 40 mm de long (figure 2.11). L'ensemble de l'impacteur est rendu solidaire d'un Point de Référence (PR) non matériel placé à mi-longueur de deux de ses sommets opposés et sur lequel seront appliquées les conditions aux limites de l'instance.

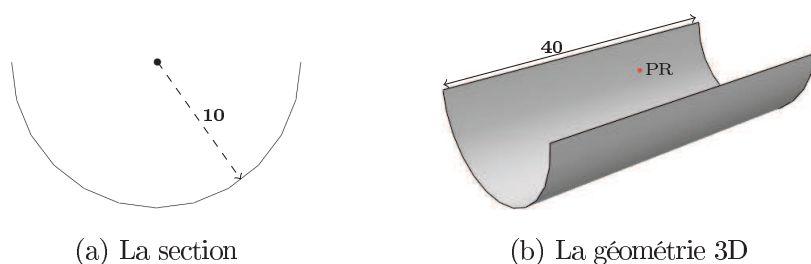


FIGURE 2.11: Modélisation de l'impacteur. Les dimensions sont données en mm.

5.1.3 Les coquilles

Les coquilles sont des solides obtenus par extrusion sur 96 mm d'une section représentant un rectangle de 60×100 mm au dessus d'un segment de disque dont le centre est confondu avec celui du rectangle (figure 2.12). Au centre de chaque coquille est délimité un cube de 71 mm de côté pour 55 mm de profondeur qui correspondra à la résine. Le volume qui lui est en réalité destiné est un cylindre de 80 mm de diamètre sur 55 mm de profondeur, les dimensions du cube ont été choisies pour conserver la profondeur et le volume de résine par coquille. De plus, considérer un cube permet qu'il reste solidaire du reste de la coquille et de la discrétiser par la suite avec uniquement des éléments hexaédriques.

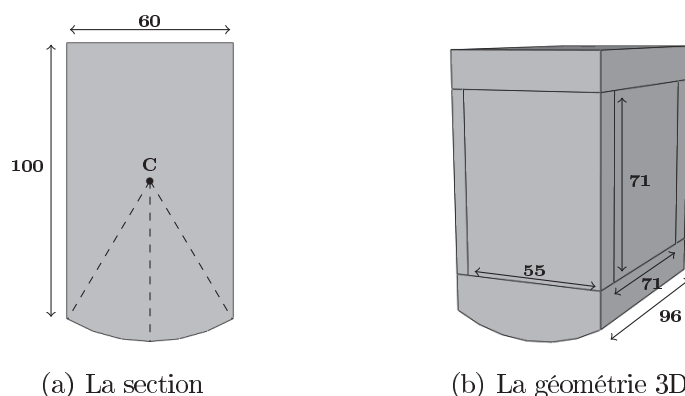


FIGURE 2.12: Modélisation des coquilles. Les dimensions sont données en mm.

5.1.4 La plaque humérus

La plaque humérus est constituée d'une partie horizontale de $400 \times 150 \times 10$ mm et d'un retour vertical de $150 \times 40 \times 10$ mm (figure 2.13). L'ensemble de la plaque est rendue solidaire d'un Point de Référence (PR) non matériel placé au centre de sa table supérieure et sur lequel seront appliquées les conditions aux limites de l'instance.

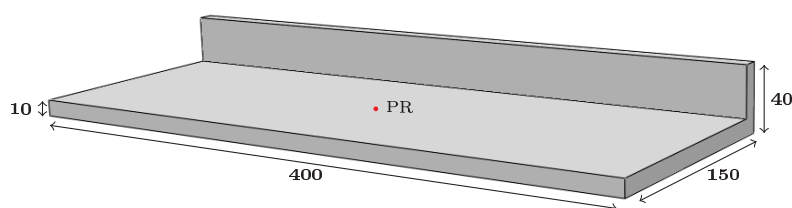


FIGURE 2.13: Modélisation de la plaque humérus. Les dimensions sont données en mm.

5.1.5 La cellule d'effort

La cellule d'effort numérique est un parallélépipède de 46×46 mm de section et de hauteur 30 mm de haut (figure 2.14). Elle représente les trois cellules utilisées lors des essais expérimentaux en reprenant la même hauteur tout en présentant une section égale à la somme de celles des cellules expérimentales. Une telle géométrie a été préférée à une géométrie cylindrique plus proche de la réalité afin de pouvoir la discrétiser avec des éléments hexédriques et simplifier les liaisons futures avec les autres pièces.

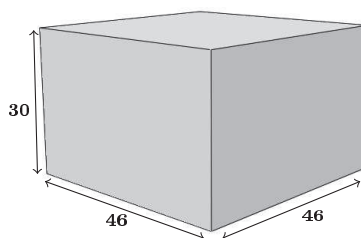


FIGURE 2.14: Modélisation de la cellule d'effort. Les dimensions sont données en mm.

5.1.6 Le bâti

Le bâti du puits de chute est modélisé par une plaque de type analytique. Ce type de géométrie présente l'avantage de simplifier la création de la pièce, de réduire les problèmes de contact et de diminuer le temps de calcul puisqu'elle ne nécessite pas d'être maillée. Elle aura une forme carrée de 200 mm de côté pour la modélisation complète (figure 2.15(a)) et une forme rectangulaire de 350×120 mm pour la modélisation simplifiée (figure 2.15(b)). Dans les deux cas, l'ensemble du bâti est rendu solidaire d'un Point de Référence (PR) non matériel placé au centre de sa géométrie et sur lequel seront appliquées les conditions aux limites de l'instance.

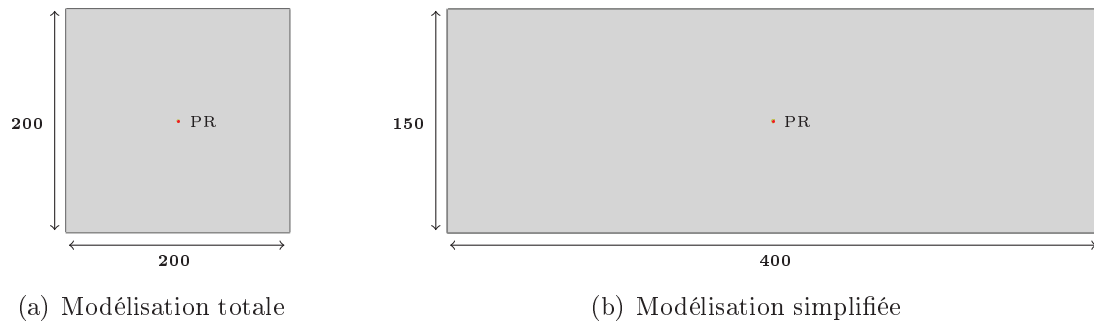


FIGURE 2.15: *Modélisation du bâti du puits de chute. Les dimensions sont données en mm.*

5.2 L'assemblage

La modélisation débute par le placement de l'humérus puis des deux coquilles à chaque extrémité de sorte que les extensions de l'humérus soient intégrées aux coquilles. Pour solidariser ces éléments durant le calcul, une liaison de type "encastrement" est imposée entre l'extension et la partie "résine" à chaque extrémité de l'os (figure 3.5(b)). Cette liaison est celle se rapprochant au mieux de l'encastrement expérimental tout en permettant la solidarité cinématique des trois éléments durant une sollicitation.

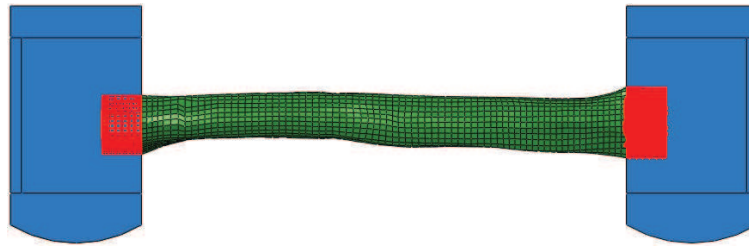


FIGURE 2.16: *Modélisations des liaisons humérus-coquilles*

La modélisation se poursuit par la mise en place successive de la plaque humérus, de la cellule d'effort et du bâti de telle sorte que la face supérieure de la plaque soit au niveau des coquilles et que la cellule soit au contact de la plaque et du bâti par ses faces supérieure et inférieure (figure 2.17). Pour les essais dynamiques, l'impacteur est rajouté à mi-distance entre les coquilles et 1mm au-dessus de l'humérus. Une attention a été portée pour que les centres de ces quatre instances soient alignés verticalement.

Concernant les conditions aux limites, seul le déplacement vertical est autorisé pour l'impacteur, la plaque humérus et les faces latérales de la cellule. Une vitesse initiale correspondant à celle déterminée expérimentalement est attribuée à l'impacteur, les extrémités de l'humérus sont laissées libres afin de permettre leur translation et rotation durant la simulation et enfin le bâti est encasté pour maintenir l'ensemble.

Pour les liaisons entre deux instances comme pour les contacts qui seront abordés dans la section suivante, un duo *maître/esclave* est défini tel que l'instance *maître* impose sa

cinématique à l'*esclave*. De cette manière, la cellule d'effort dont les surfaces supérieure et inférieure sont respectivement solidarisées à la face inférieure de la plaque humérus et au bâti est paramétrée en tant qu'*esclave* puis qu'elle subit le déplacement de la plaque humérus par le haut et est maintenue via l'encastrement du bâti par le bas.

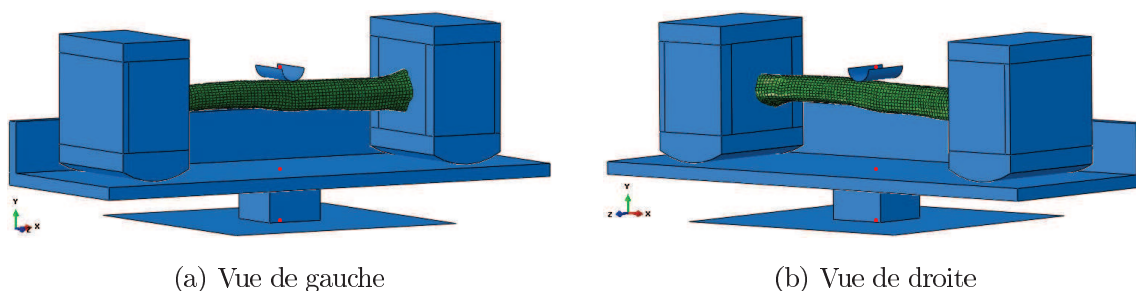


FIGURE 2.17: *Modélisation complète des essais globaux sur humérus*

Dans le cas où l'on ne souhaite pas traiter les efforts de réaction au niveau du bâti lors d'un essai d'impact ou s'ils sont inutiles comme dans le cas des essais statiques, une modélisation simplifiant le système sous l'humérus a été mise en place. Elle consiste à placer le bâti rectangulaire directement au niveau des coquilles à la place de la plaque humérus et un encastrement reste appliqué au niveau du PR du bâti. L'intérêt de cette simplification est de diminuer le nombre d'éléments et de contacts au sein de la modélisation afin de réduire le temps de résolution du calcul. Dans le cas des essais statiques, l'impacteur est également supprimé et remplacé par la répartition sur plusieurs nœuds d'un effort correspondant à la masse expérimentale appliquée. Ces nœuds ont été identifiés comme étant les premiers avec lesquels l'impacteur entre en contact lors d'une modélisation d'essai dynamique.

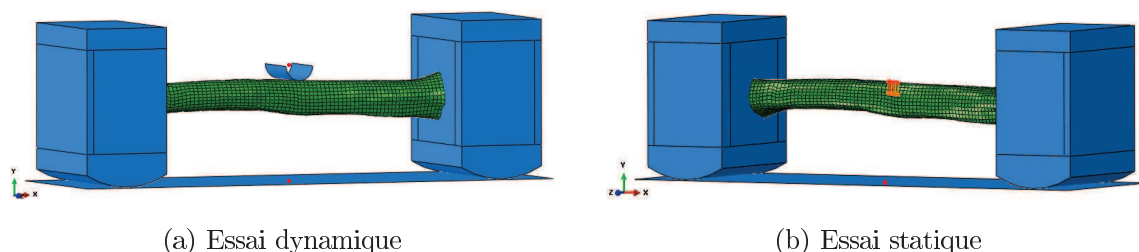


FIGURE 2.18: *Modélisation simplifiée des essais globaux sur humérus*

5.3 Discrétisation et paramétrage

5.3.1 Démarche générale

La modélisation d'essai d'impact proposée reprend un grand nombre d'instances constituant le système expérimental. Cette richesse permet une amélioration des résultats numériques mais rend également la modélisation sensible à la discrétisation, aux propriétés individuelles de chaque instance ainsi qu'aux liaisons et contacts entre elles. Fort de ce constat, une démarche a été mise en place afin d'étudier ces critères. Par simplification, ce procédé s'est déroulé en deux temps en considérant tout d'abord la modélisation simple pour s'affranchir de l'influence de la plaque humérus et de la cellule. Ces instances ont ensuite été réintégrées afin d'être capable d'exploiter les efforts de réaction au niveau du bâti.

A ce niveau de l'étude, une modélisation provisoire est utilisée. L'impacteur et la plaque humérus y sont considérés comme étant en acier et l'extérieur de la coquille en aluminium. La masse volumique de la résine est fournie par le fabricant et ses propriétés élastiques ont été déterminées au travers des tests de compression (voir annexe C). La masse volumique de la cellule d'effort est telle que sa masse représente la somme de celles des trois cellules d'effort expérimentales et ses propriétés mécaniques sont arbitraires. La moelle osseuse est modélisée comme un solide de masse volumique équivalente à l'eau [185] et présentant des propriétés mécaniques faibles [186, 187]. Sept matériaux différents sont donc introduits et définis par une masse volumique ρ , un module d'élasticité E et un coefficient de Poisson ν sauf pour la partie osseuse de l'humérus pour laquelle le modèle d'homogénéisation présenté plus haut est appliqué. La personnalisation des paramètres micromécaniques de l'humérus n'ayant pas encore été abordée, des valeurs en accord avec celles existant dans la littérature ont été considérées (tableau 2.2).

Tableau 2.2: Tableau initial des matériaux utilisés pour la modélisation

Pièce du modèle	ρ ($Kg.m^{-3}$)	E (MPa)	ν (.)		
Impacteur	6900	210000	0.3		
Coquille	2700	69000	0.3		
Résine	1500	490	0.3		
Plaque humérus	6900	210000	0.3		
Cellule	7900	500	0.3		
Moelle	1000	1	0.3		
	ρ ($Kg.m^{-3}$)	E_m (MPa)	ν_m (.)	f_0 (%)	α (.)
Humérus	1857	22000	0.3	10	1

La formulation *maître/esclave* présentée plus tôt est conservée ici pour définir les contacts de surfaces impacteur/humérus et coquilles/bâti ou coquilles/plaque humérus. Quand à leur nature, un contact sans frottement dit "hard" leur est attribué. Il est défini dans l'algorithme de gestion des contacts d'ABAQUS comme ne pouvant permettre aucune pénétration entre les instances lors de la résolution. Finalement une vitesse initiale de $1,77 \text{ m.s}^{-1}$ est imposée à l'impacteur correspondant à la vitesse moyenne mesurée par Duprey et al.[51] lors de ses essais.

Des différents résultats numériques obtenus, les déformations longitudinales de l'humérus sur sa face inférieure en vis à vis de l'impacteur sont traitées en premier lieu pour représenter le comportement global de l'humérus. La variation de la raideur définie comme le ration des efforts à l'impacteur F_{imp} par son déplacement U_{imp} a également été un critère d'étude. En dernier lieu, l'évolution de F_{imp} et des efforts de réaction F_r en fonction du temps a été analysée et une attention a été portée à l'estimation des pics locaux. La modélisation proposée a pour objectif d'apporter des solutions équivalentes aux essais expérimentaux notamment pour l'estimation de ces pics. Dans ces conditions, l'analyse de l'évolution des efforts ne peut être découplée de celle mesurée expérimentalement. Dans le cadre de ce manuscrit et de la possibilité de critique de la modélisation, il semble alors nécessaire d'anticiper sur les résultats expérimentaux. Ceux associés au sujet 517 ont été choisis car aucune rupture n'avait été observée après l'impact. Par conséquent, les résultats obtenus sont les moins influencés par l'endommagement de l'humérus s'il a eu lieu.

5.3.2 La modélisation simplifiée

La première étape consiste à établir une solution de référence fonction de la taille d'élément. Des modélisations où toutes les instances du système ont été maillées avec des éléments de 2, 3 et 4mm ont été testées et les résultats sont présentés figure 2.19. Celle avec des éléments à 2mm est conservée car sa prédiction des déformations est différente des deux autres or un maillage plus fin est supposé donner des résultats qui le sont aussi. Sa raideur est proche de celle obtenue pour le maillage à 3mm montrant une convergence des résultats. Au niveau des variations de l'effort, ses deux premiers pics sont encore une fois proches de ceux du maillage à 3mm mais la chute entre les deux n'est pas aussi importante et éloignée de la courbe expérimentale. Au delà de ce deuxième pic, sa courbe présente également les oscillations les plus faibles.

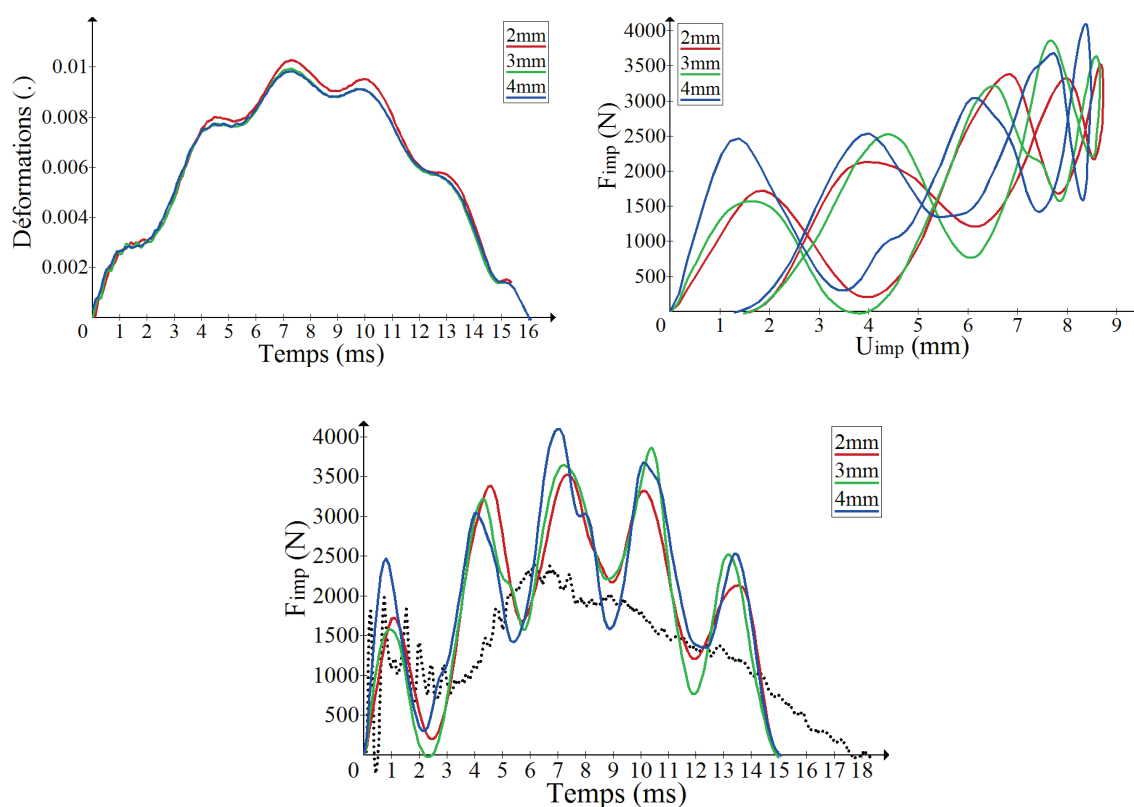


FIGURE 2.19: Modèle simplifiée : influence de la taille de maille sur les résultats numériques

Avec cette modélisation à 2mm, le contact avec pénalité a été testé. Il permet une plus grande souplesse dans la résolution de l'algorithme de traitement des contacts d'ABAQUS en tolérant de la pénétration entre les instances concernées. Il s'agit de l'impacteur et de l'humérus dans un premier temps puis des coquilles et du bâti. Dans les deux cas, aucune différence n'apparaît en terme de déformations ou de raideur mais les deux premiers pics d'effort sont estimés à la baisse (figure 2.20). En revanche, des singularités apparaissent au niveau des sommets de certains pics lorsque l'on considère les coquilles et le bâti. Dans ces conditions, seul le contact impacteur/humérus est modifié pour la suite de l'étude.

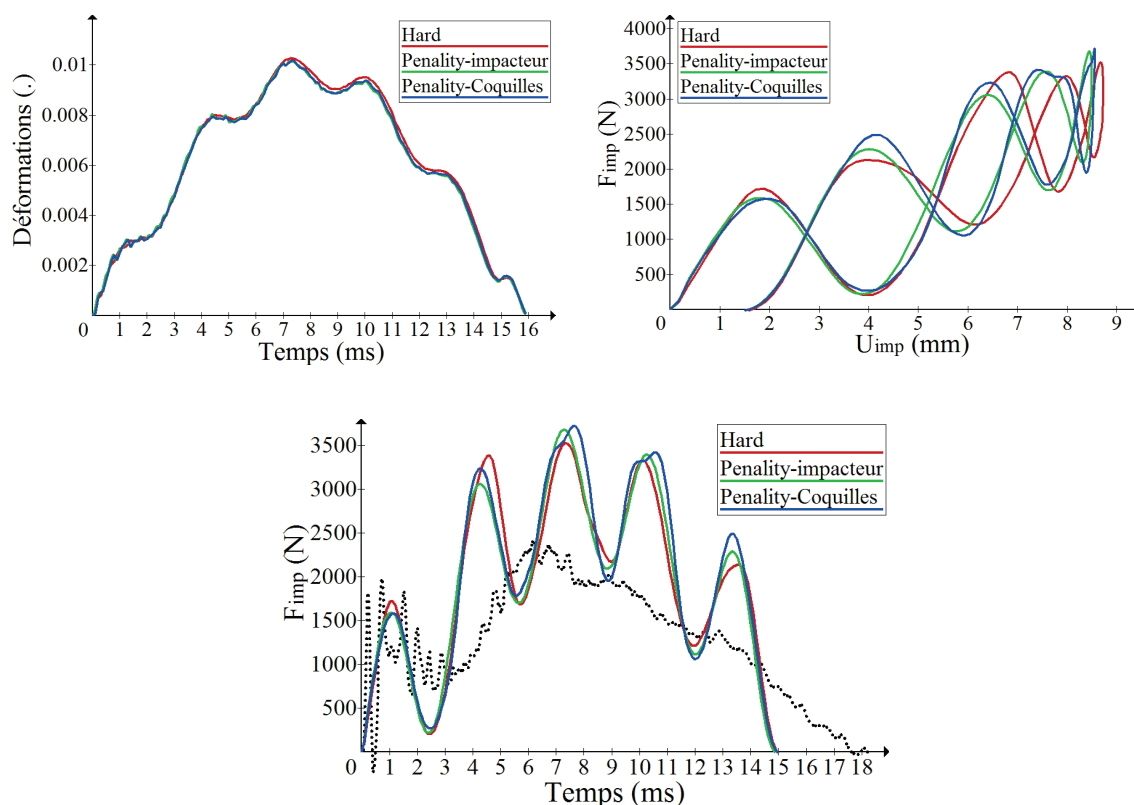


FIGURE 2.20: Influence de la nature des contacts

Un temps de calcul réduit est également un critère important pour la critique d'une modélisation. Afin de le diminuer, il peut être envisageable de grossir la taille des éléments de certaines instances et ainsi réduire le nombre d'éléments. Il ne sera pas touché au maillage de l'humérus dont la taille des éléments s'est avérée, plus haut, pertinente pour l'estimation de ses déformations. La correspondance de taille d'élément entre deux instances en contact notamment pour un impact est importante pour la résolution. Le maillage de l'impacteur qui est constitué d'élément 2D en faible nombre ne sera donc pas modifié. Il reste alors les coquilles dont la taille des éléments a été augmentée jusque 5mm (figure 2.21). A partir de cette taille, on voit apparait des changements dans l'évolution de l'effort au cours du temps avec notamment une chute plus importante après le premier pic. Les coquilles ont par la suite été maillées avec des éléments de 4mm, divisant ainsi par deux le temps CPU du calcul.

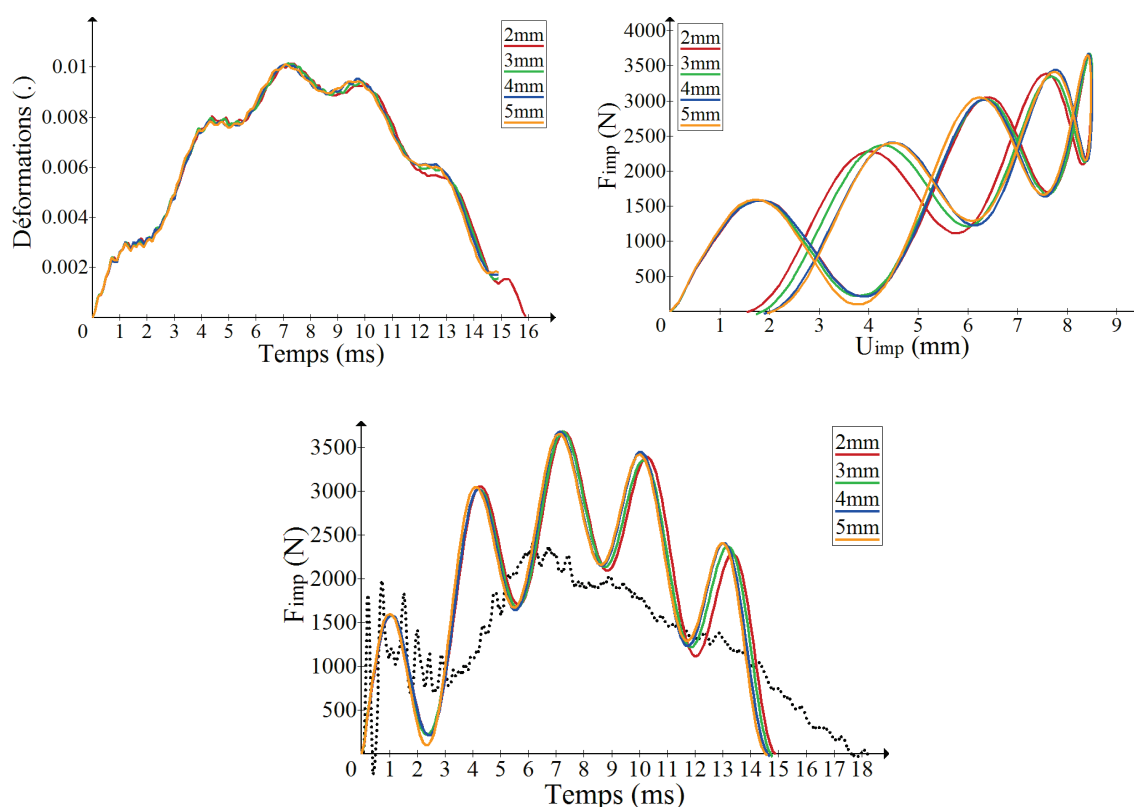


FIGURE 2.21: Influence de la taille de maille des coquilles

Les coquilles en aluminium étaient, durant les essais, en contact avec la plaque humérus en acier. Du frottement, caractérisé par un coefficient C_f , était donc certainement à l'œuvre au niveau des deux appuis. N'ayant pas de valeur pour C_f , celle-ci a fait l'objet d'une investigation numérique. La figure 2.22 présente les résultats obtenus pour un C_f variant de 0 à 0,2 entre les coquilles et le bâti. Ils montrent que l'augmentation de C_f provoque la diminution des déformations maximales et linéarise leur évolution au delà. Ces premières courbes explicitent un changement dans le comportement de l'humérus. La raideur du système n'est pas modifiée, en revanche le déplacement maximal et donc la flèche diminuent avec l'augmentation du frottement confirmant ainsi un changement de comportement lié à une flexion moins importante. Au niveau de l'évolution des efforts, on observe leur légère remontée au niveau des deux premières oscillations. L'effet le plus notable est sa linéarisation sur la seconde partie de calculs jusqu'à être pratiquement rectiligne pour un C_f de 0,15. Conserver de faibles oscillations avec un C_f de 0,1 semble plus proche de la courbe expérimentale et évite d'estimer les efforts de manière trop importante.

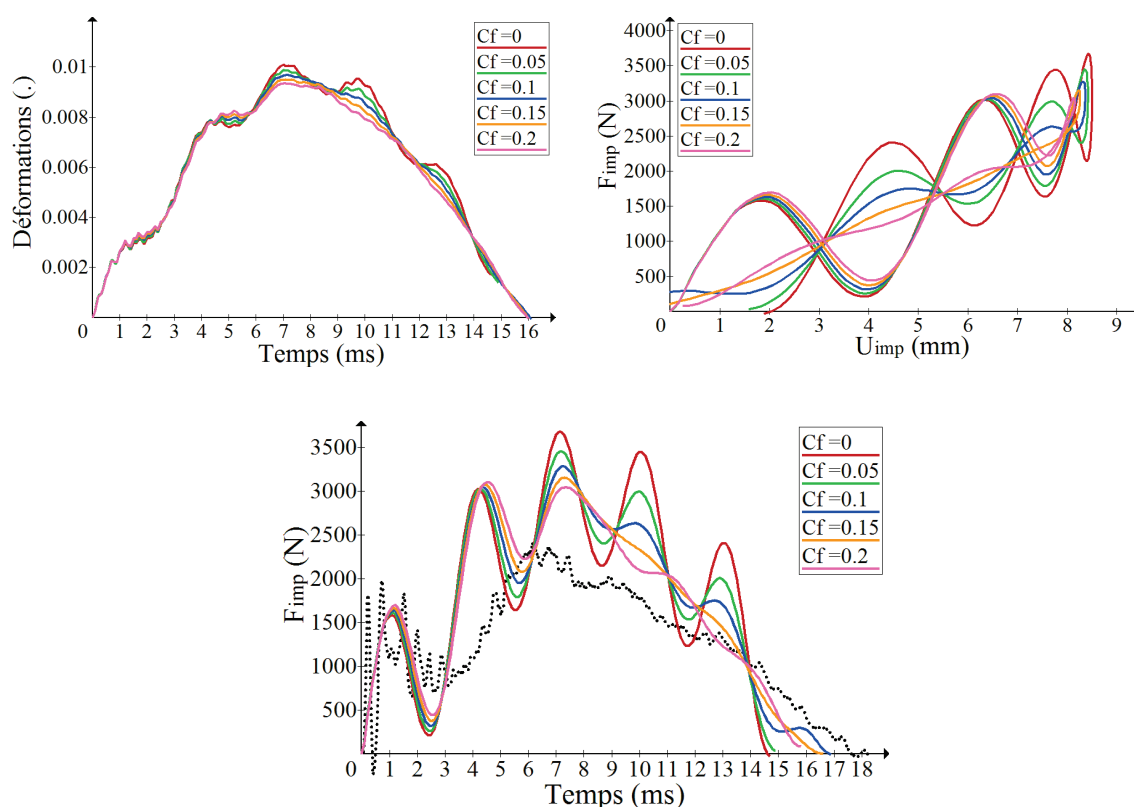


FIGURE 2.22: Influence du frottement aux contacts coquilles/bâti

5.3.3 La modélisation complète

Les résultats présentés maintenant auront été obtenus à l'aide de la modélisation complète. L'analyse des efforts de réaction extraits au PR du bâti s'ajoute donc à celle des grandeurs exploitées jusque là. De la même manière que pour la première étape présentée, il convient de commencer par une étude de sensibilité du maillage de la plaque humérus et de la cellule. La taille des éléments les discrétisant a varié de 2 à 10 mm sans montrer d'influence quelconque (figure 2.23). 10 mm correspondant à l'épaisseur de la plaque humérus, il n'a pas été jugé pertinent d'aller plus loin.

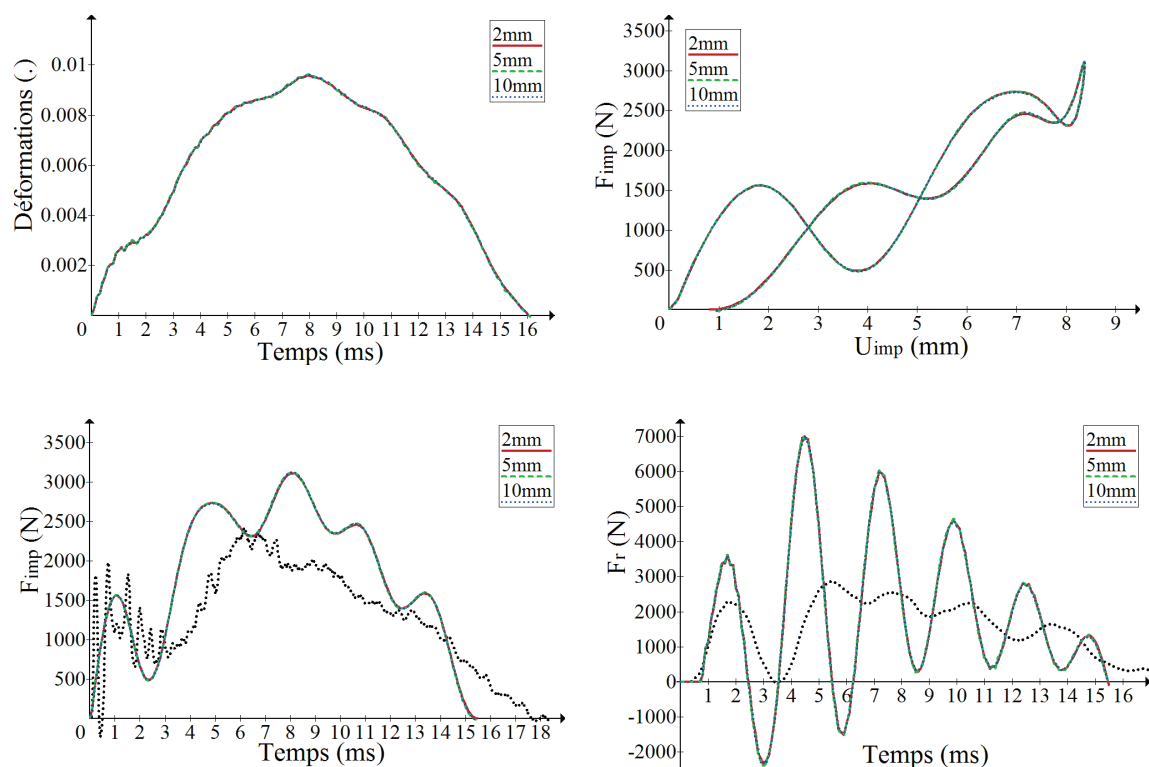


FIGURE 2.23: Influence de la taille de maille de la plaque humérus et de la cellule

De part sa position intermédiaire, la cellule d'effort est une instance influente dans la transmission de l'effort et donc pour l'estimation des efforts de réaction. Il doit alors lui être attribué un comportement mécanique adéquat permettant d'approximer au mieux la réponse expérimentale. Une investigation de l'influence de son module d'élasticité sur la prédiction numérique a été entreprise et les résultats obtenus sont présentés sur la figure 2.24. Peu de différences sont trouvées au niveau des déformations et aucune pour l'estimation de la raideur du système et du premier pic d'effort. L'amplitude des oscillations qui suivent ce dernier augmente avec la diminution du module mais les effets les plus remarquables sont observés au niveau des efforts de réaction. En effet, la diminution du module induit l'amortissement des efforts jusqu'à s'éloigner fortement de la courbe expérimentale pour un module de 100MPa. Une valeur de 200MPa a été retenue car les efforts de réaction subissent alors les mêmes variations que le signal expérimental tout en proposant une estimation du premier pic d'effort peu éloigné.

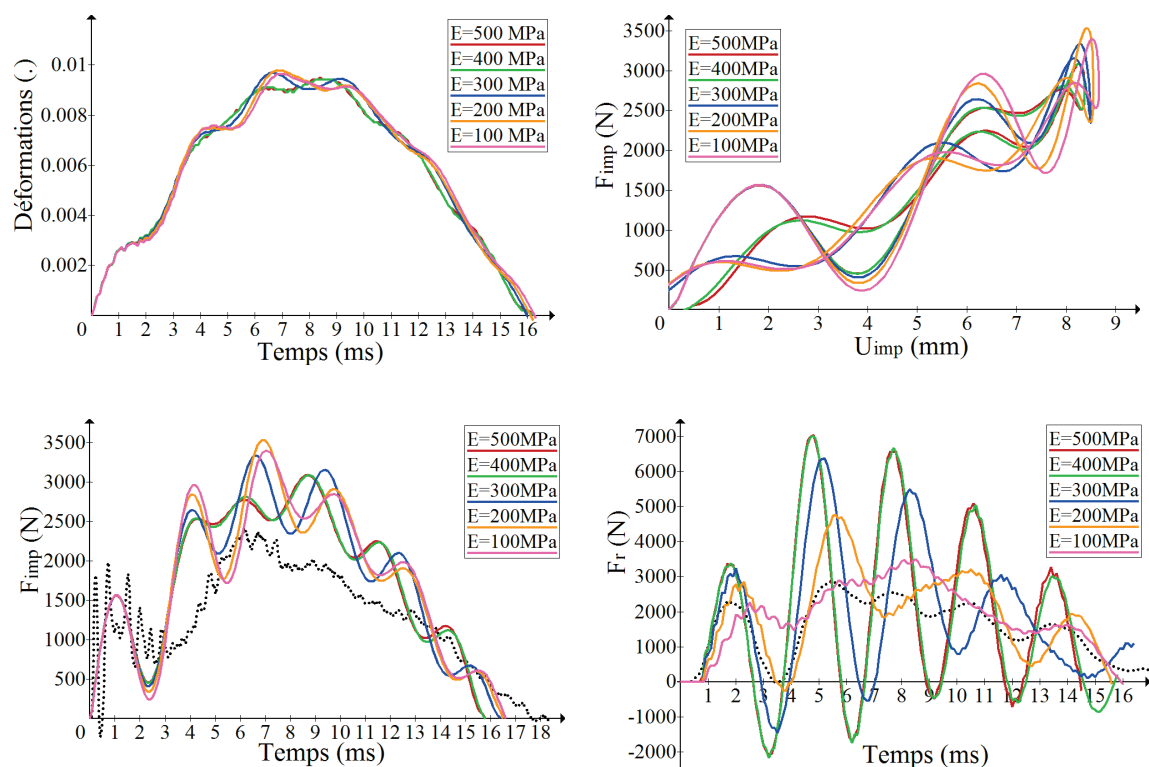


FIGURE 2.24: Influence des propriétés mécaniques de la cellule

Le dernier point étudié vient du constat que le premier pic d'effort à l'impacteur est plus faible que celui au niveau du bâti. L'inertie de la plaque humérus lors de l'impact explique cette différence, sa masse est donc également un paramètre influent pour l'estimation des efforts de réaction. Les résultats présentés sur la figure 2.25 montrent en effet que son augmentation induit la diminution de la première pente de la courbe et des oscillations sur l'ensemble de la courbe se rapprochant ainsi du signal expérimental. Une masse de 5945g correspond à la plaque humérus seule telle qu'elle existe expérimentalement. Une masse de 8830g, elle, considère le report de la masse d'une plaque intermédiaire présente entre la plaque humérus et les cellules d'effort au sein du moyen expérimental. Il semble donc nécessaire de la prendre en compte lors de la modélisation.

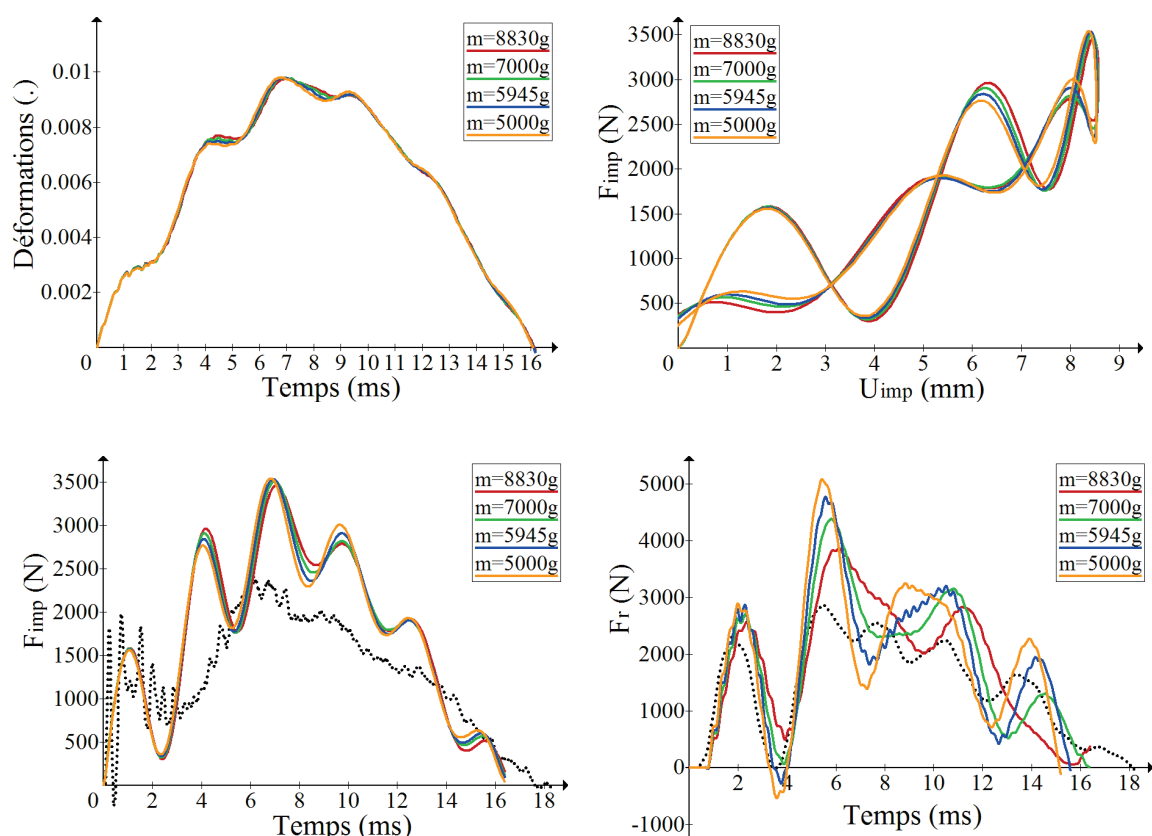


FIGURE 2.25: Influence de la masse de la plaque humérus

5.4 Bilan

A travers cette étude de la modélisation des essais d'impact, il a été montré que la discrétisation des instances, la définition des contacts entre elles et les propriétés mécaniques attribuées sont des éléments influents sur la solution numérique. Au travers des différents calculs réalisés, il a notamment été montré que des éléments de 2mm de côté devaient être utilisés pour mailler l'humérus. Précisons ici, qu'une attention a été portée à la qualité du maillage au niveau de sa partie osseuse selon des critères de rapport d'aspect (RA) et Jacobien (J) des éléments. Plus précisément, l'objectif était d'obtenir RA inférieur à 3 tout en ayant J supérieur à 0,7. Pour répondre au mieux à cette exigence, les maillages ont été analysés en faisant varier le nombre d'éléments dans l'épaisseur de l'os et les meilleures configurations ont été retenues et sont présentées figure 2.26.

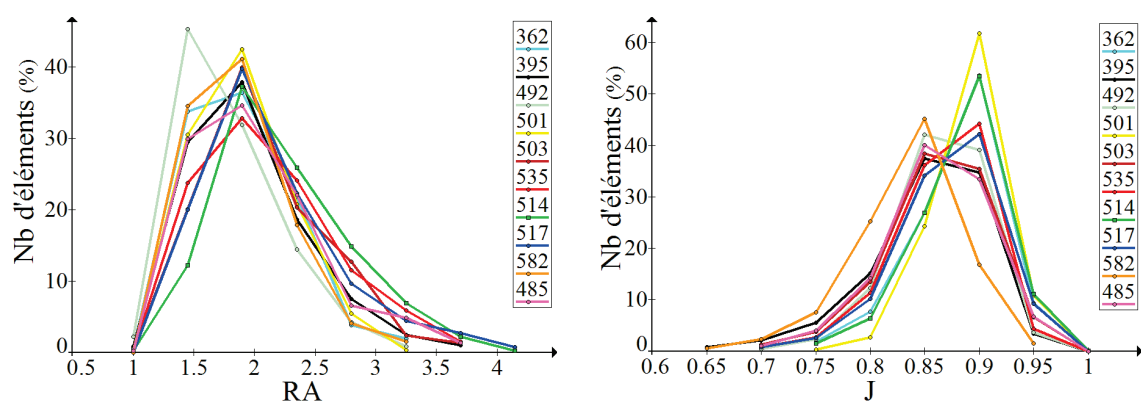


FIGURE 2.26: Qualité du maillage des différents sujets

L'exigence de qualité initialement fixée n'a pas pu être atteinte à cause de l'irrégularité de la géométrie de l'humérus. Les éléments ne respectant pas les critères de qualité se situent au niveau des extrémités encastrées dans les coquilles ou au niveau de la face interne de l'os, zones peu sollicitées comme le montre la présentation des champs de contraintes et de déformations figure 2.27. On peut donc supposer que l'influence de ces éléments sur les résultats est négligeable.

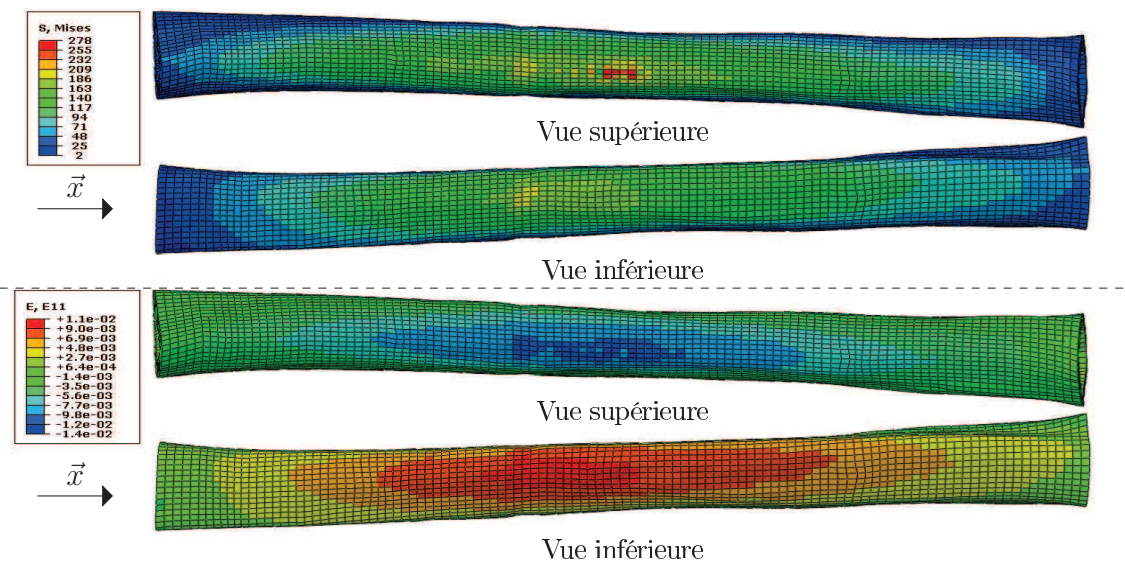


FIGURE 2.27: Représentation des champs des champs de déformations et contraintes selon une vue supérieure et inférieure.

A cause de cette variation géométrique interindividuelle en longueur et épaisseur, le nombre d'éléments par discrétisation diffère d'un sujet à l'autre. Le tableau 2.3 récapitule leur nombre par sujet et type d'élément.

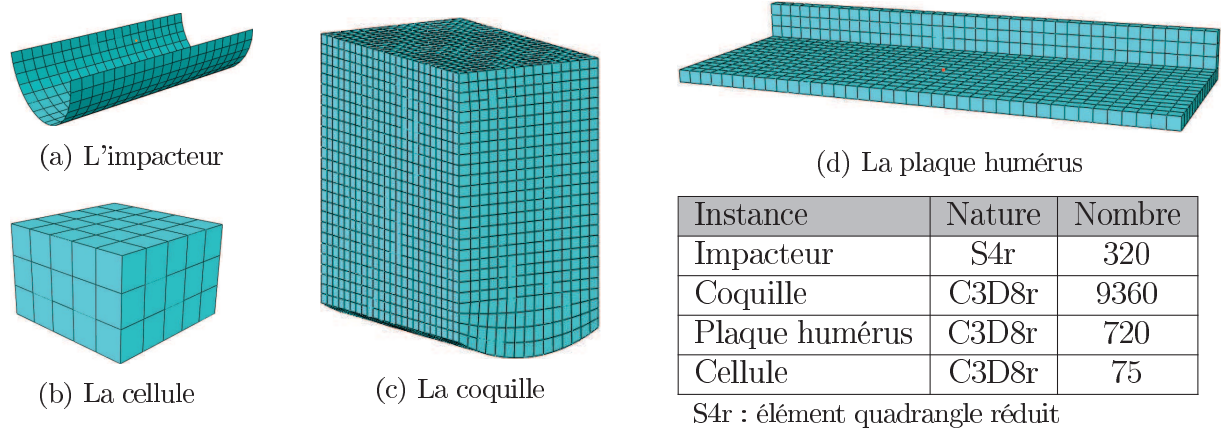
Tableau 2.3: Tableau récapitulatif de la discrétisation des différents sujets

Sujet	Partie Osseuse	Moelle	
	C3D8r	C3D8r	C3D4
362	21850	4554	46647
395	17157	6169	68364
492	12840	4501	51633
501	17176	4474	48847
503	20580	7250	83789
535	23232	6052	63364
514	31320	8225	95731
517	20727	7323	85905
485	16254	5659	63813
582	9936	5203	54506

C3D8r : élément hexaédrique réduit

C3D4 : élément tétraédrique

Le maillage des autres instances a également évolué afin de diminuer le temps de calcul nécessaire à la résolution du problème sans modifier significativement la réponse apportée. Il a été vu que la taille des éléments variait en fonction de l'instance, un récapitulatif est proposé figure 2.28.

**FIGURE 2.28:** Récapitulatif de la discrétisation des différentes instances du modèle

Avec la modélisation complète, il a pu être montré que la masse de la plaque humérus n'était pas un paramètre négligeable dans l'estimation des efforts de réaction tout comme les propriétés mécaniques attribuées à la cellule d'effort. Ainsi la carte matériau initiale a évolué, celle retenue est présentée dans le tableau 2.4.

Tableau 2.4: Tableau récapitulatif des matériaux utilisés pour la modélisation

Pièce du modèle	ρ ($Kg.m^{-3}$)	E (MPa)	ν
Moelle	1000	1	0.3
Impacteur	6900	210000	0.3
Résine	1500	490	0.3
Coquille	2700	69000	0.3
Plaque humérus	6900	210000	0.3
Cellule	7900	200	0.3

Connaissant maintenant les différents matériaux utilisés dans la modélisation, le tableau 2.5 présente le pas de temps de calcul déterminé par matériau pour un élément unité.

Tableau 2.5: Récapitulatif des pas de temps (en ms) par matériau de la modélisation

Moelle	Aluminium	Résine	Acier	Cellule
$7 \cdot 10^{-3}$	$1,98 \cdot 10^{-4}$	$2 \cdot 10^{-3}$	$1,94 \cdot 10^{-4}$	$4 \cdot 10^{-3}$

Pour finir, la nature des contacts entre les instances de la modélisation a été explorée. La méthode dite par pénalité et sans frottement sera appliqué entre l'impacteur et l'humérus alors qu'il sera "hard" sans pénétration mais avec un coefficient de frottement de 0.1 entre les coquilles et le bâti ou la plaque humérus en fonction du choix de la modélisation (simplifié ou complète).

6 Conclusion

Ce chapitre était destiné à présenter la modélisation par les éléments finis des essais d'impact sur humérus. La première partie était consacrée au développement d'une loi de comportement pour l'humérus. Afin de pouvoir prendre en compte sa structure pour l'estimation de ses propriétés mécaniques élastiques, il a été choisi d'utiliser le modèle d'homogénéisation de Mori-Tanaka qui repose sur la connaissance de quatre paramètres microscopiques que sont le module et le coefficient de Poisson de la matrice osseuse, son taux de porosité et le rapport d'aspect de la géométrie attribuée aux porosités. Pour ce dernier, une étude numérique et comparative avec des résultats expérimentaux a montré que la considération d'une géométrie cylindrique était suffisante pour rendre compte du comportement de l'humérus. Ce modèle est complété par une approche micromécanique de l'endommagement qui détermine l'initiation de l'endommagement et décrit son évolution. Cette approche est basée sur des principes thermodynamiques, notamment l'expression du taux de restitution de l'énergie, et nécessite la mise en place d'une campagne expérimentale afin d'établir deux paramètres caractérisant l'endommagement de l'humérus. La seconde partie de ce chapitre a détaillé les schémas explicite et implicite du code de calcul ABAQUS[®] utilisé pour la résolution numérique de ce problème d'impact. Dans la troisième et dernière partie, la description de la modélisation des essais d'impact a été

présentée. La procédure amenant au maillage de l'humérus et de l'ensemble des instances utilisées (impacteur, coquille, plaque humérus, cellule, bâti) y est détaillée ainsi que les liaisons et contacts entre elles et leurs conditions aux limites. Ce chapitre se conclut par le développement de la méthode permettant d'aboutir à la modélisation finale ainsi qu'au récapitulatif des discrétisations et des matériaux utilisés.

Chapitre 3

Caractérisation expérimentale de l'humérus humain

1 Introduction

L'objectif de ce chapitre est la caractérisation des propriétés mécaniques de l'humérus humain à différentes échelles sous sollicitations statiques et dynamiques.

Dans un premier temps, des essais macroscopiques de flexion statique et dynamique ont été effectués sur sept humérus (71.7 ± 7.3 ans) afin de déterminer leurs caractéristiques élastiques ainsi que leur charge ultime.

Dans un second temps, deux séries d'essais ont été mises en place pour la caractérisation des propriétés mécaniques mésoscopiques d'éprouvettes prélevées d'humérus humains. La première a consisté en la réalisation d'essais de DMA (*Dynamic Mechanical Analysis*) en traction et compression sur 15 éprouvettes prélevées chez trois sujets différents (69 ± 11 ans) dans les directions longitudinale et transverse. Pour la seconde, 8 échantillons prélevés d'un humérus supplémentaire (77 ans) ont été scannés au microtomographe pour quantifier leur taux de porosité. Ils ont ensuite été soumis à des essais de flexion ($n=2$) et de compression dans les directions longitudinale ($n=4$) et transverse ($n=2$) selon un schéma incrémental afin de caractériser l'influence de l'endommagement sur les propriétés mécaniques de l'os huméral.

Finalement, des mesures par nano-indentation ont été réalisées sur 4 échantillons provenant de ce même sujet afin de déterminer les propriétés mécaniques de la matrice osseuse de l'os huméral.

2 Description des sujets traités

Nous considérerons 10 sujets âgés de 71.7 ± 7.3 ans et de taille $179 \pm 6,3$ cm (tableau 3.1). Ces sujets sont des corps donnés à la science et pris en charge par le laboratoire d'anatomie rattaché au CHRU de Lille. Ils ont été embaumés à l'aide d'une solution composée de méthanol (35%), de phénol (10%), de glycérine (20%) et d'eau distillée (35%) puis conservés en chambre frigorifique à une température de $5 \pm 1^\circ\text{C}$. Une analyse virologique et sérologique a également été effectuée afin de s'assurer de l'absence de pathologie susceptibles d'altérer leurs propriétés mécaniques. Les sujets sélectionnés sont exclusivement de sexe masculin pour diminuer le risque de la présence d'ostéoporose beaucoup plus fré-

quente chez la femme. Les membres entiers sont scannés par tomодensitométrie au sein de l'Unité Commune de Moyens de Radiologie et de Réanimation de l'Hôpital Roger Salengro (CHRU de Lille, Pr. X. Demondion) à l'aide de scanners médicaux spirales de marque SIEMENS Somatom "Sensation" 16 S[®] et SIEMENS Somatom "Définition" AS 64[®].

Tableau 3.1: *Caractéristiques des sujets étudiés*

Sujet	Âge	Taille (cm)
362	82	NC
395	62	NC
492	64	168
501	72	175
503	72	178
535	77	170
514	59	189
517	70	181
582	70	NC
485	81	NC
Min	59	168
Max	82	189
Moyenne	71.7	179
Écart-type	7.3	6.3

Un total de 13 humérus ont été prélevés de ces sujets par le laboratoire d'anatomie et nettoyés des matières organiques restantes et de leur périoste au LAMIH. Ils sont ensuite pesés, mesurés et la taille de leurs épiphyses est déterminée selon le procédé de Urs Heim (figure 3.1). L'ensemble des mesures réalisées est présenté dans le tableau 3.2. Les pièces sont ensuite conservées en milieu humide dans une chambre froide à $5 \pm 1^\circ\text{C}$ jusqu'au début des essais expérimentaux.



FIGURE 3.1: *Schéma d'un humérus et ses carrés de Heim*

Tableau 3.2: Relevés biométriques des humérus étudiés

Sujet	Masse (g)	Longueur totale (mm)	Carré proximal (mm)	Longueur diaphyse (mm)	Carré distal (mm)
362G	286	340	55	219	66
362D	302	342	53	225	64
395G	252	330	54	206	70
395D	252	331	52	211	68
492G	275	315	54	193	68
501G	243	305	54	187	64
503G	280	340	58	219	63
535G	250	325	55	208	62
535D	265	327	53	214	60
514G	354	361	61	233	67
517G	305	355	58	231	66
485G	262	331	53	214	64
582G	184	351	52	240	59
Min	184	305	52	64	59
Max	354	361	61	240	225
Moyenne	270	335	55	192	88
Écart-type	38	15	3	56	56

G et D désignent les membres gauche et droit d'un sujet

3 Caractérisation des propriétés mécaniques globales de l'humérus

Cette première campagne expérimentale vise à caractériser le comportement global de l'humérus sous sollicitations statiques et dynamiques. Les résultats obtenus serviront à alimenter et valider les modèles numériques développés dans le cadre de la thèse. Pour chaque type d'essai, on présentera d'abord l'instrumentation des humérus, les moyens d'expérimentation, les protocoles puis les résultats obtenus qui seront analysés et comparés avec la littérature.

3.1 Matériel et Méthodes

3.1.1 Instrumentation de l'humérus

Chaque humérus est préparé la veille de l'essai afin de le fixer au sein d'un jeu de coquilles en aluminium (figure 3.2). Les parties cubiques des coquilles sont vissées à une règle métallique assurant leur parallélisme, l'une d'entre elles pouvant coulisser afin de s'adapter à la longueur de la pièce à tester. A chaque extrémité, 4 vis permettent de maintenir l'os dans la position souhaitée pour l'essai. L'ensemble est ensuite placé en position verticale reposant sur une coquille afin de la remplir d'une résine époxy F14 de chez Axson [188].

Une demie-heure après, la résine est suffisamment solide pour pouvoir retourner l'ensemble et rééditer l'opération avec la seconde coquille. Une fois les deux blocs de résine en place, l'humérus est maintenu en position. Les vis sont alors retirées et l'ensemble est désolidarisé de la règle pour être remis en chambre froide.

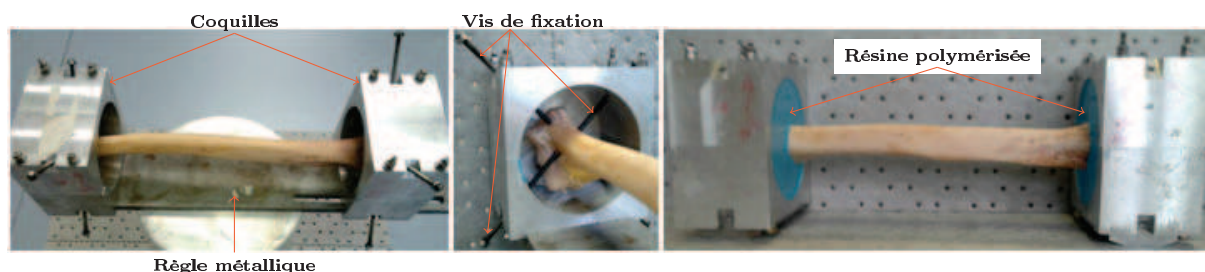


FIGURE 3.2: Positionnement de l'os au sein des coquilles, maintien par les vis de fixation et mise en résine

Le jour de l'essai, 5 jauges de déformation (série 1-LY41-3/350 de chez HBM [189]) capables d'établir une mesure jusqu'à 3% sont collées sur l'humérus à l'aide d'une colle 2-cyanoacrylate de méthyle. Les sollicitations étant prévues au niveau de la mi-diaphyse, deux jauges sont placées sur la face supérieure à mi-distance entre le point de contact et l'extrémité de la longueur utile de l'os (jauges 1 et 2) puis trois autres sur la face inférieure respectivement en vis à vis des deux premières jauges et du point de contact (jauges 3, 5 et 4)(figure 3.3).

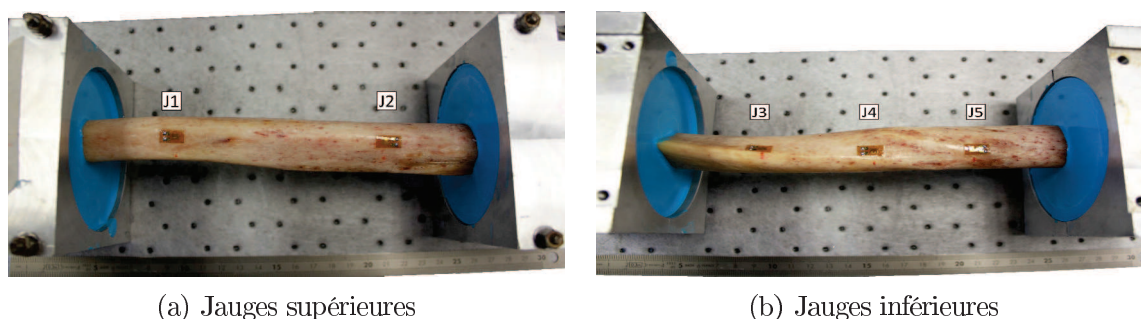


FIGURE 3.3: Illustration pour le placement de jauges (J1 à J5)

Une fois l'humérus positionné au sein des coquilles et instrumenté, sa surface est numérisée à l'aide d'un scanner VIVID910 de la marque Konica Minolta®. Cet appareil réalise le scanner par balayage d'un faisceau laser et reconstruit la géométrie par triangulation avec une résolution de $\pm 0.05\text{mm}$. Les surfaces obtenues représentent l'humérus avec les coquilles ou les jauges de déformations. Elles servent à la reconstruction de l'humérus pour la modélisation des essais d'impact déjà présentée dans le chapitre 2.

3.1.2 Le puits de chute

Un puits de chute a été utilisé pour les essais de flexion trois points des humérus. Celui dont on dispose au sein du LAMIH est constitué d'un socle et de 4 piliers verticaux

mesurant 2.30m de haut à l'intérieur desquels peut coulisser un chariot constitué de deux parties solidarisées par des aimants (figure 3.4). La partie supérieure est reliée à un treuil permettant de faire varier la hauteur de chute du chariot tandis que la partie inférieure est destinée à l'impact et sera la seule à se mouvoir après désactivation des aimants. Cette dernière est équipée d'un système de plaques et d'un demi-cylindre de 10mm de rayon, le tout présentant une masse de 7.5 Kg. Une cellule de charge de type piézoélectrique de chez Kistler® peut être ajoutée à l'aide d'une interface constituée de plaques amenant le système à une masse de 8.6 Kg. Finalement, cette masse peut également être lestée par ajout de disques au centre du chariot. Dans la suite de ce manuscrit, le terme *impacteur* désignera l'ensemble destiné à chuter.

Un laser de type M7L de chez Bullier® [190] est fixé sur le bâti du puits. Durant l'essai, il enregistre les positions successives de l'impacteur par réflexion sur une plaque qui en est solidaire. Sa plage de mesure se situe entre 95 et 145 ± 0.1 mm pour une résolution de 0.03mm.

Au niveau du socle, un système de plaques (dont la *plaque humérus*) et de trois cellules de charge de type piézoélectrique de chez Kistler® permet de mesurer les efforts de réaction durant l'essai. En prévision des essais d'impact, une troisième plaque est vissée par dessus le tout présentant une masse initiale de 8830g sur les cellules.

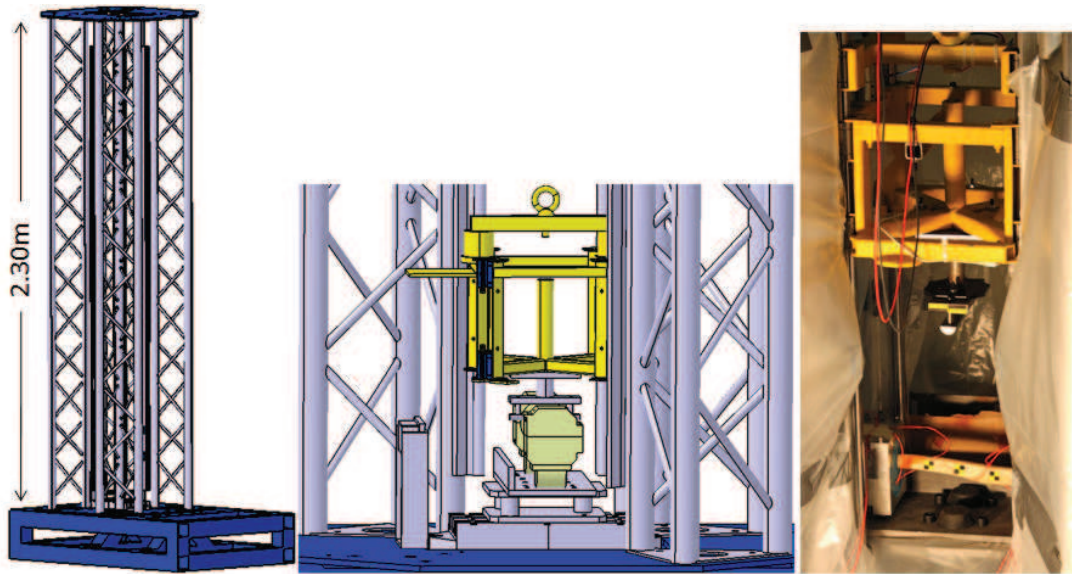


FIGURE 3.4: Description du puits de chute

Enfin, l'essai est filmé par des cameras fastcam SA3 de chez Photron® [191] afin de pouvoir apprécier son déroulement et visualiser les différentes étapes jusqu'à la rupture sur les images capturées à une fréquence de 50000 Hz.

3.1.3 Les protocoles d'essais

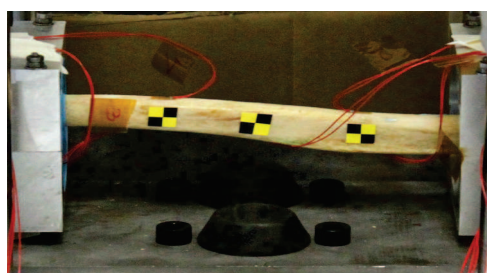
3.1.3.1 Essai statique

Afin de caractériser le comportement élastique de l'humérus, des essais statiques ont été réalisés. Ils consistent à déposer l'impacteur au milieu de la diaphyse de l'humérus et à faire une acquisition instantanée en terme d'efforts et de déformations. Notre protocole prévoit l'application de quatre masses différentes : l'impacteur seul puis lesté de 1, 3 et 5Kg. Pour chaque masse appliquée, trois acquisitions sont effectuées afin de pouvoir détecter les erreurs de mesure et diminuer la dispersion des résultats. Enfin la valeur retenue est la moyenne des mesures.

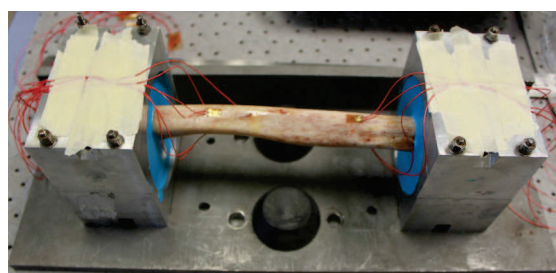
3.1.3.2 Essai dynamique d'impact

Ces essais ont pour objectif de mesurer l'effort ultime de l'humérus avant rupture. La configuration d'essai a été choisie pour obtenir une énergie de 10 J à l'impact, valeur suffisante d'après Duprey et al.[51] pour obtenir la rupture d'un humérus. D'après les expressions de l'énergie d'un projectile en mouvement et de la vitesse d'un corps en chute libre, une hauteur théorique de chute $h \simeq 136$ mm est suffisante. Des essais ont remis en cause cette valeur car elle ne prend pas en compte les frottements du chariot sur le bâti du puits de chute, une hauteur $h = 170$ mm s'est avérée être mieux adaptée et c'est celle-ci que l'on a retenue. L'exploitation des résultats expérimentaux montre qu'en moyenne l'énergie à l'impact était de 11.95 ± 0.42 J pour une vitesse moyenne de 1.71 ± 0.07 m.s⁻¹.

Deux types de conditions aux limites ont été testés. Dans le premier cas, une pièce arrondie peut être ajoutée au dessous de chaque coquille et l'ensemble directement posé au sein du puits de chute (figure 3.5(a)). Cette pièce supplémentaire autorise la rotation et la translation latérale des extrémités de l'humérus durant l'essai et contribue donc à la sollicitation en flexion. Notre matériel permet également d'encastrer l'humérus en fixant directement la partie cubique des coquilles à la *plaque humérus* (figure 3.5(b)).



(a) Humérus avec les extrémités libres



(b) Humérus avec les extrémités encastrees

FIGURE 3.5: Les différentes conditions aux limites de l'humérus durant l'essai dynamique

3.1.4 Mesures densitométriques

Des mesures densitométriques ont été réalisées après chaque essai au niveau de la longueur utile de l'humérus impacté. Après avoir retiré les coquilles en aluminium et décollé les

jauges de déformations, une coupe est établie au ras des blocs de résine à l'aide d'une scie oscillante chirurgicale powerpro6100 de chez ConMed[®]. Les morceaux d'os sont ensuite nettoyés de la moelle osseuse puis découpés et répartis en 8 zones (figure 3.6). Ces zones sont délimitées longitudinalement par une première ligne passant par l'emplacement des jauges 1 et 2 et par une deuxième passant par celle des jauges 3 et 5. Dans la direction transverse, les découpes sont effectuées au niveau des sections passant par les jauges 1 et 3, de la jauge 4 et enfin des jauges 2 et 5.

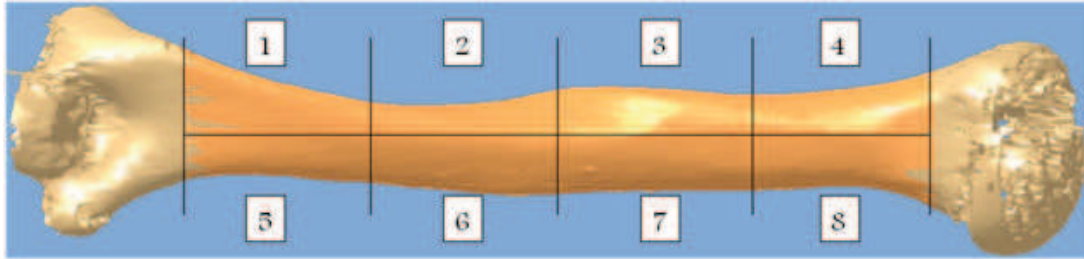


FIGURE 3.6: *Découpe de l'humérus pour la mesure de masse volumique par zone*

La masse des morceaux obtenus est mesurée dans l'air et dans l'eau à l'aide d'une balance VoyagerPro de chez Ohaus[®] pouvant mesurer des masses comprises entre 20mg et 410g avec une précision de $\pm 1\text{mg}$. En utilisant le principe d'Archimède, la masse volumique d'un échantillon d'os s'exprime par la relation suivante :

$$\rho_{os} = \frac{m_{air}}{m_{air} - m_{eau}} * \rho_{eau}$$

Avec ρ_{os} et ρ_{eau} les masses volumiques de l'os et de l'eau (Kg/m^3) et m_{air} et m_{eau} respectivement la masse de l'échantillon dans l'air et dans l'eau (Kg). Données : $\rho_{eau}=1000 \text{ Kg}/\text{m}^3$.

3.1.5 Analyse des résultats

3.1.5.1 Traitement des signaux

Les signaux expérimentaux enregistrés durant un essai statique sont extrêmement bruités autour de la mesure. Pour la déterminer, une moyenne est effectuée sur l'ensemble des données et prise comme valeur de mesure (figure 3.7).

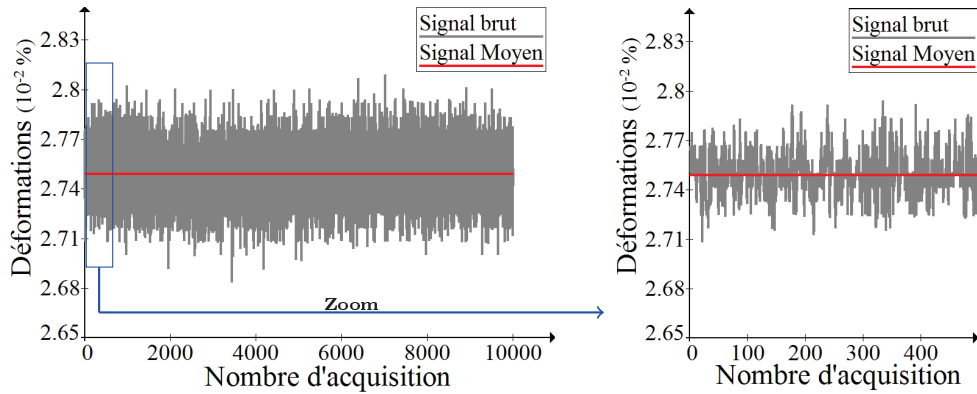


FIGURE 3.7: Détermination de la valeur expérimentale d'un essai statique

Les signaux des efforts à l'impacteur obtenus lors des essais dynamiques présentent également des fréquences parasites. Afin de les supprimer et lisser la courbe expérimentale, des filtres passe-bas de type SAE ou Butterworth disponibles dans le CAE du logiciel ABAQUS[®] ont été appliqués pour différentes fréquences de coupure f_c (figures 3.8(a) et 3.8(b)). Une fréquence de coupure de 600Hz semble convenir, plus basse l'estimation des efforts est éloignée du signal brut et plus haute des oscillations sont encore présentes. En revanche, des erreurs apparaissent aux extrémités avec une surestimation de l'effort au début et une sous-estimation à la fin du signal. Pour éviter ces problèmes de déphasage bien connus dans le domaine du traitement du signal, nous avons fait le choix d'utiliser un programme MATLAB[™] basé sur l'application d'un filtre Butterworth. Il prolonge tout d'abord le signal brut par son symétrique afin de créer une continuité virtuelle au niveau de l'extrémité (figure 3.8(c)). Il est ensuite multiplié un nombre aléatoire de fois qui dépend de la période et de la taille du signal brut et le tout est mis bout à bout pour aboutir au signal à traiter. La courbe filtrée correspond alors à une demie période du résultat obtenu.

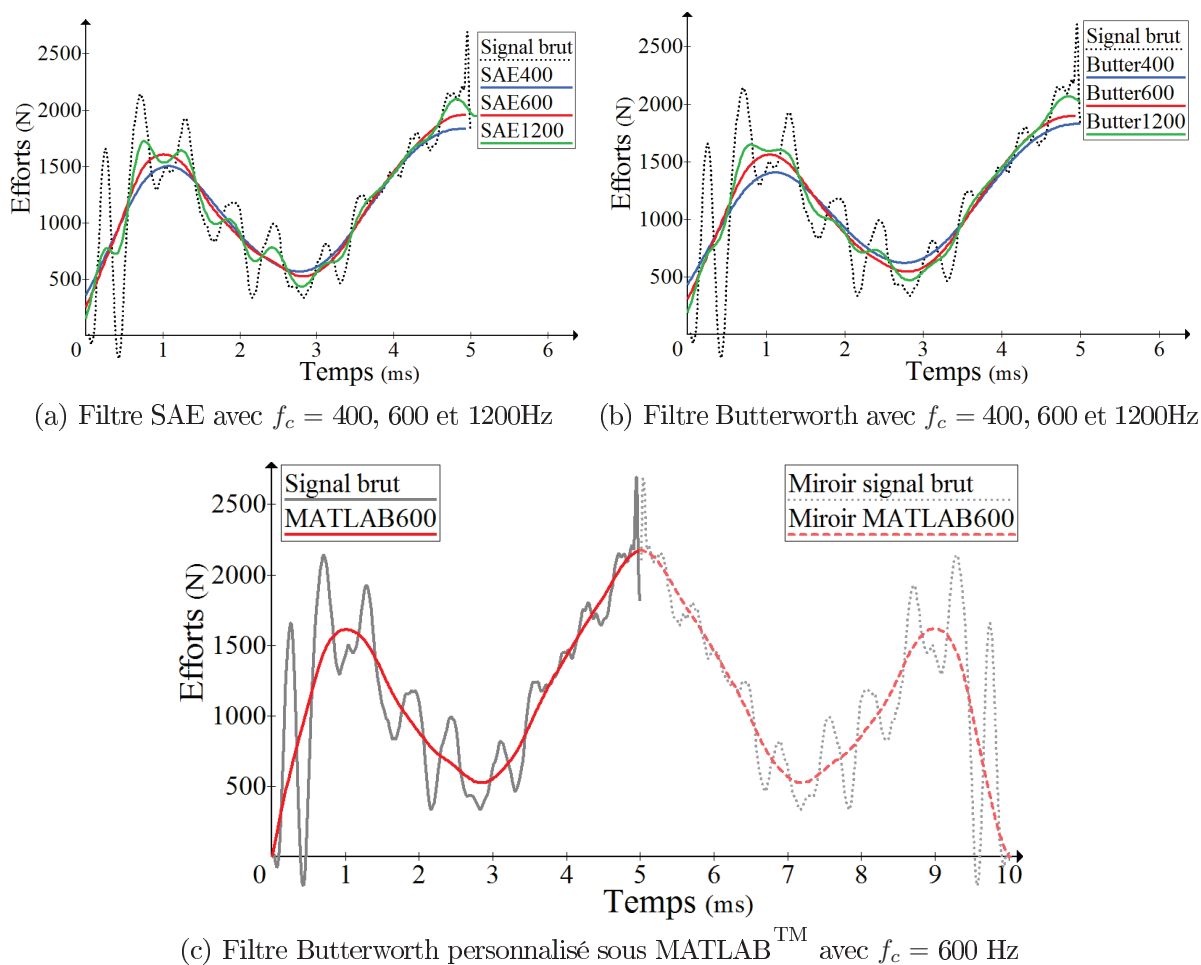


FIGURE 3.8: Application de différentes méthodes de filtrage au signal d'effort à l'impacteur

Les signaux d'efforts au niveau de la plaque, du laser et des déformations ne présentent pas ce même genre de fréquences parasites et seront donc traités sans être filtrés.

3.1.5.2 Calcul de la vitesse d'impact.

Le laser réalise l'acquisition des positions successives de l'impacteur durant l'essai. Son déplacement en est déduit de manière à ce qu'il soit nul au moment correspondant à l'impact (figure 3.9).

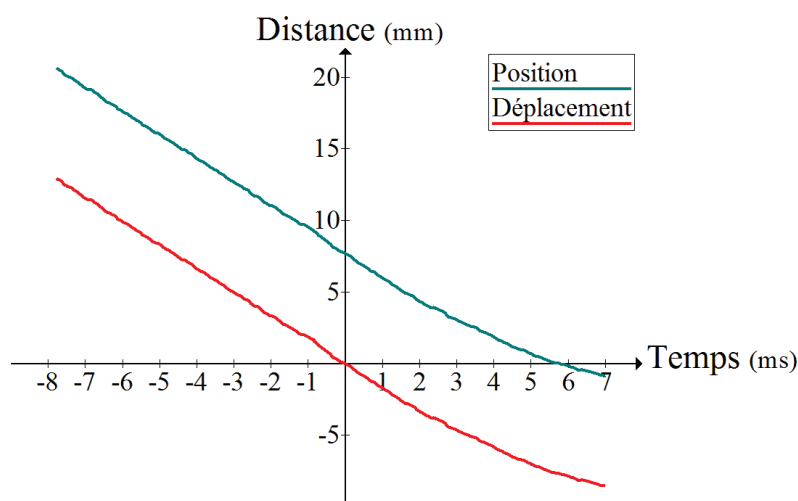


FIGURE 3.9: Évolution du déplacement de l'impacteur en fonction du temps

Supposant que la vitesse évolue selon une expression de degré 2, sa valeur à l'impact est déterminée à partir de l'interpolation de degré 3 du déplacement. Cette interpolation est calculée sur un intervalle de données centré à l'origine afin d'exploiter une portion de courbe continue en ce point. Afin de fixer l'intervalle à considérer, une étude préliminaire a été entreprise. Elle a consisté à calculer, pour l'ensemble des sujets et des intervalles d'amplitude comprise entre 0 et 8ms, une vitesse d'impact et une erreur d'interpolation représentée comme l'écart moyen entre l'interpolation et les données expérimentales (figure 3.10). Les résultats ont montré une stabilisation de l'estimation de la vitesse à partir d'une amplitude de 2ms (figure 3.10(a)) et une augmentation continue de l'écart moyen entre les données interpolées et expérimentales avec l'amplitude de l'intervalle considéré (figure 3.10(b)). Dans la suite de l'étude, la vitesse à l'impact est calculée à partir du déplacement de l'impacteur entre -1 et 1ms car cet intervalle est celui qui présente la plus faible erreur d'interpolation parmi ceux pour lesquels l'estimation de la vitesse est stable.

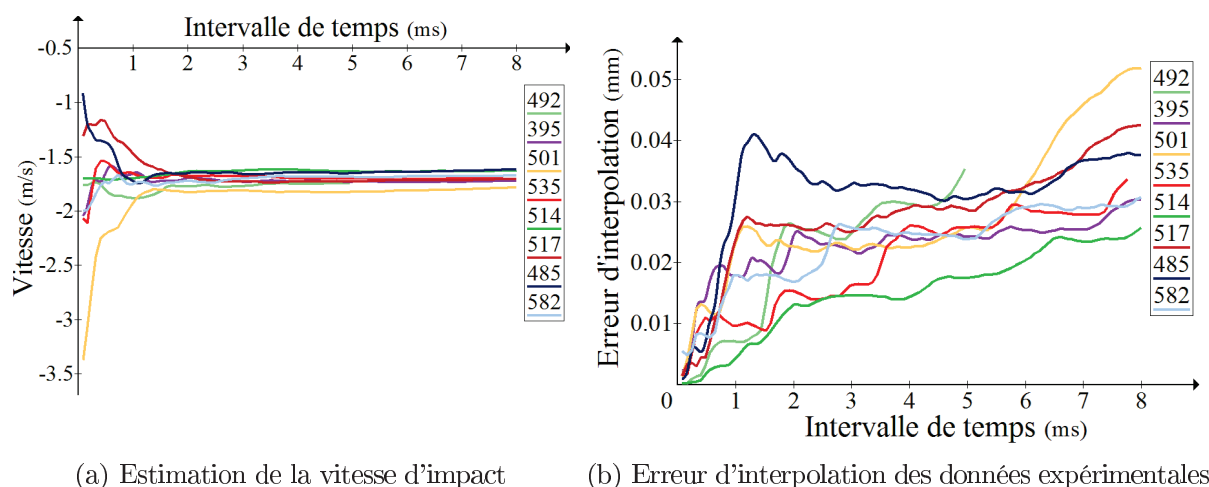


FIGURE 3.10: Résultats de l'étude méthodologique pour l'estimation de la vitesse d'impact

3.1.6 Récapitulatif des essais

Au cours de cette étude, le développement des stratégies scientifiques et l'analyse des premiers essais ont induit l'évolution du protocole.

Le premier point concerne les conditions aux limites de l'humérus. En effet nous avons tout d'abord réalisé les essais d'impact avec les extrémités encastrees. Les résultats obtenus ne correspondaient pas à ce qui pouvait être constaté dans le cadre d'une activité clinique, une base arrondie a alors été ajoutée au dessous des coquilles afin de permettre la rotation des extrémités ainsi que leur translation durant l'impact.

Le second se rapporte à notre approche visant à pouvoir déterminer les propriétés mécaniques de l'humérus à partir d'essais globaux. Cette stratégie nous a amené à introduire les essais statiques.

Le dernier point est une conséquence de l'exploitation des premiers résultats au travers de modélisations numériques. Les résultats préliminaires obtenus montraient que la mesure des efforts de réaction était influencée par la masse des plaques présentes sur les cellules de charge placées au niveau du socle. C'est pour mesurer les efforts au plus près de la zone d'impact qu'une cellule a ensuite été ajoutée au niveau de l'impacteur.

Ces points couplés avec les aléas expérimentaux font que certaines des mesures présentées plus haut ne sont pas disponibles ou exploitables. Ainsi, il n'y a pas eu d'essai statique sur les sujets 362, 395, 492 et 501. A cette liste, le sujet 503 doit être ajouté pour les essais sans mesure d'effort à l'impacteur. D'un point de vue technique, les jauges de déformation J4 du sujet 517 et J1 du sujet 485 sont inexploitable et enfin, il n'y a pas eu d'enregistrement vidéo du test d'impact du sujet 514.

3.2 Résultats

La présentation des résultats expérimentaux débute avec ceux du sujet 535 qui a subi les essais statique et dynamique et pour lequel les efforts à l'impacteur ont été mesurés.

3.2.1 Présentation d'un sujet type sollicité en flexion libre (sujet 535)

3.2.1.1 Essai statique.

Les signaux enregistrés durant les essais statiques montrent une relation linéaire entre le poids appliqué et les déformations mesurées par l'ensemble des jauges (figure 3.11). Dans le cas du sujet 535, le coefficient directeur de ces droites est respectivement égal à -3833.2, -4929.6, 4411.7, 2744.5 et 5009.3 pour J1 à J5. Ces essais permettent de déterminer les propriétés mécaniques de nos humérus avant de les soumettre à un essai d'impact. La linéarité des résultats confirme que l'humérus ne subit que des déformations élastiques, ces données seront exploités dans le chapitre 4 lorsqu'il s'agira d'établir les modèles numériques.

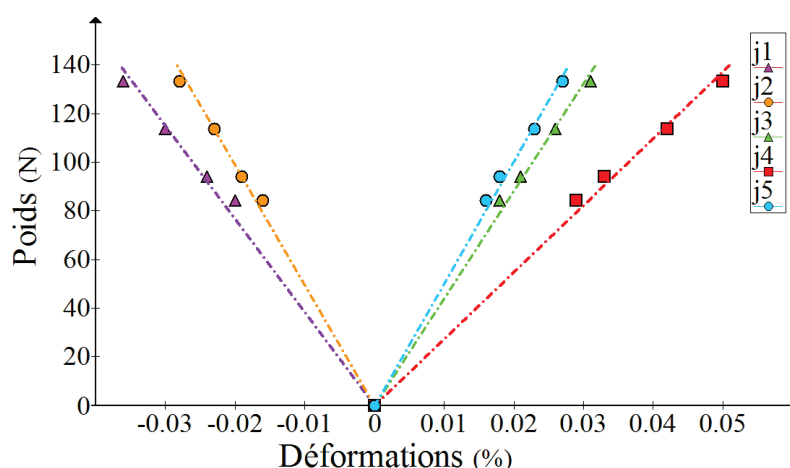


FIGURE 3.11: *Courbes d'évolution des déformations longitudinales de l'humérus 535 sous les chargements appliqués*

3.2.1.2 Essai d'impact

Pour cet essai, la vitesse d'impact sur le sujet 535 était de 1.67 m/s soit une énergie de 11.99 J. La rupture s'est initiée 4.75 ms après impact pour être totale au bout de 6ms (figure 3.12). D'un point de vue traumatologique, le profil de rupture est unique et traverse la section entière. Il s'agit d'une fracture transversale de l'humérus.

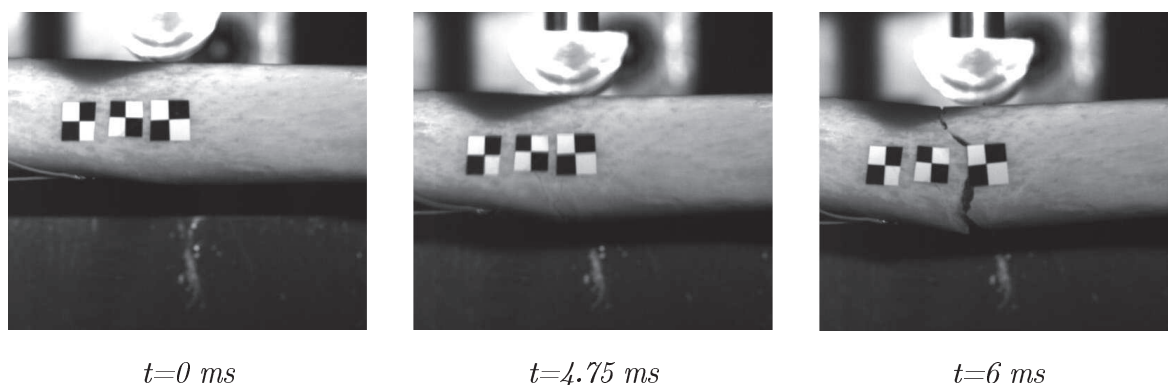


FIGURE 3.12: *Évolution de la rupture durant l'impact de l'humérus 535*

Lors de cet essai, la cellule d'effort au niveau de l'impacteur a enregistré 2 pics d'effort valant 1625N à $t=0.92\text{ms}$ et 1959N à $t=4.62\text{ms}$. Les cellules d'effort au niveau de la plaque ont également enregistré 2 pics valant 2688N à $t=1.66\text{ms}$ et 3682N à $t=5.06\text{ms}$ (figure 3.13).

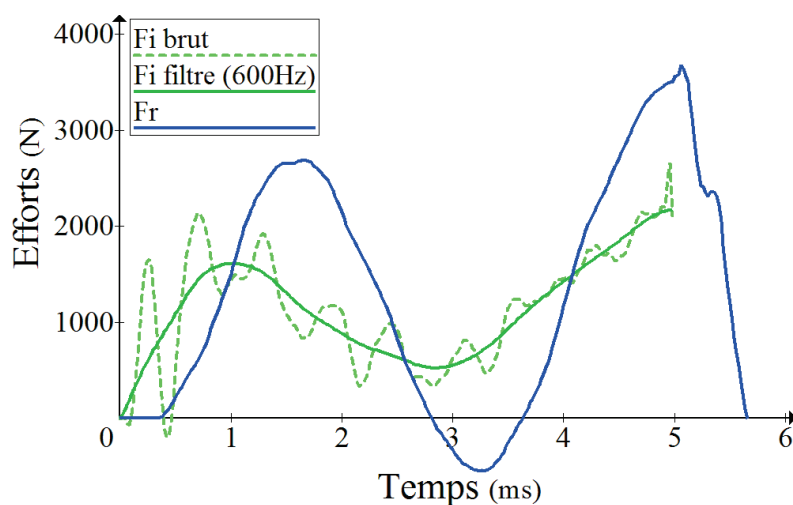


FIGURE 3.13: Évolution de l'effort (impacteur et plaque) en fonction du temps pour l'humérus 535

Avec des valeurs négatives pour J1 et J2 et positives pour les autres, les courbes de déformations montrent que l'humérus était soumis à de la compression au niveau de sa face impactée et à de la traction sur l'opposée. Les déformations maximales mesurées atteignent respectivement -0.61, -0.47, 0.53, 0.97, 0.48 pour J1 à J5 (figure 3.14) avant de chuter brutalement.

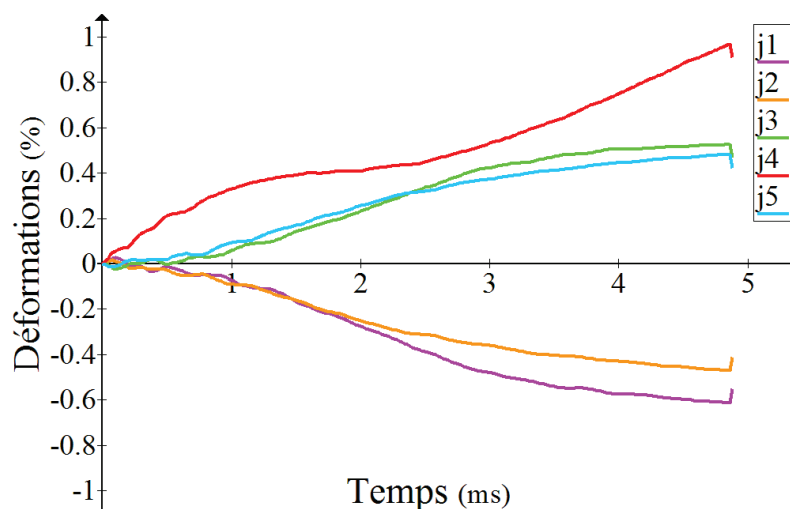


FIGURE 3.14: Courbes des déformations mesurées lors du test d'impact sur l'humérus 535

Les résultats confirment la correspondance temporelle entre l'effort ultime, les déformations maximales et la rupture de l'humérus justifiant ainsi la cohérence de nos données. Au niveau de la plaque, la montée de l'effort commence 0.5ms après celui à l'impacteur et l'apparition des déformations. Ce décalage correspond au temps de propagation d'onde dans le système de maintien de l'humérus. Les signaux de jauges enregistrent de la compression et de la traction sur les face impactée et inférieure confirmant la sollicitation de l'humérus en flexion. Dans le travail de thèse de Duprey [192], des oscillations au niveau

des efforts ont également été observées sans avoir pu y apporter d'explication ferme. Afin d'étudier l'influence des conditions aux limites de l'humérus sur ce phénomène, le sujet 492 a été encastré durant l'essai dynamique.

3.2.2 Cas d'un impact sur humérus encastré (sujet 492)

Pour ce sujet, les essais statiques n'avaient pas encore été introduits dans le protocole expérimental global et la cellule de charge n'avait pas été installée au niveau de l'impacteur. Pour cet essai dynamique, la vitesse d'impact était de 1.78 m/s soit une énergie de 11.88 J. La rupture s'est initiée 1ms après l'impact pour être totale au bout de 1.5ms (figure 3.15). L'os étant maintenu en position par les encastrements, l'impacteur a continué à solliciter le tronçon distale de l'humérus provoquant la propagation de la rupture dans la direction longitudinale de l'humérus produisant ainsi d'un grand nombre de fragments d'os.

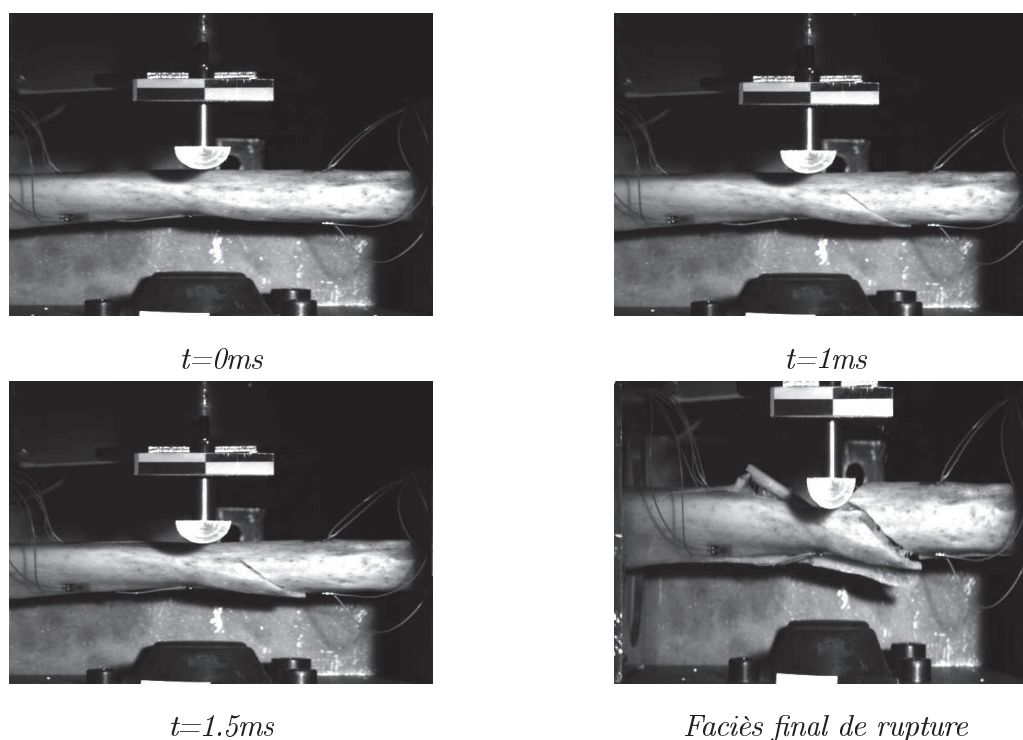


FIGURE 3.15: *Évolution de la rupture durant l'impact de l'humérus 492*

Lors de cet essai, les cellules au niveau de la plaque ont enregistré une montée d'effort de réaction à partir de $t=0.4\text{ms}$ jusqu'à atteindre un maximum de 3905N à $t=1.6\text{ms}$ (figure 3.16). Après ce pic, l'effort chute brutalement.

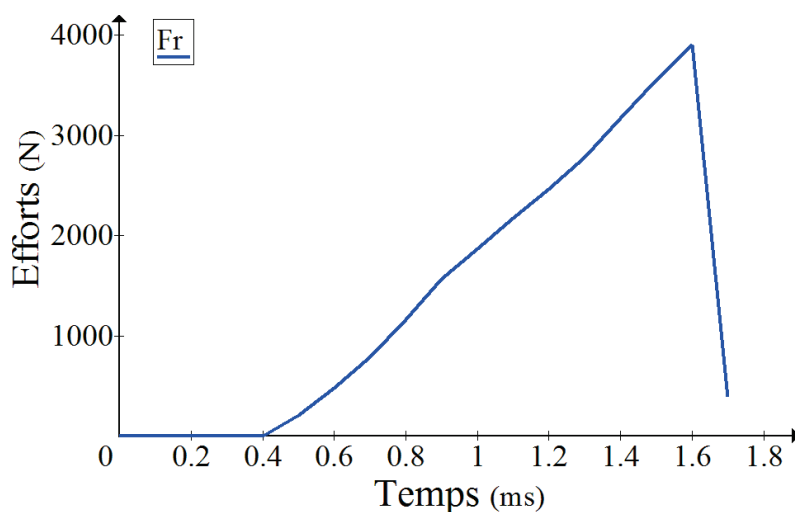


FIGURE 3.16: Évolution de l'effort de réaction en fonction du temps pour l'humérus 492

Les jauges ont mesuré des déformations maximales valant respectivement -0.049, -0.056, -0.02, 0.34 et 0.1 % pour J1 à J5 (figure 3.17). D'après les signaux enregistrés, l'os a été sollicité en compression au niveau des jauges 1 à 3 et en traction au niveau des deux autres. A $t=1.2\text{ms}$, les signaux chutent brutalement.

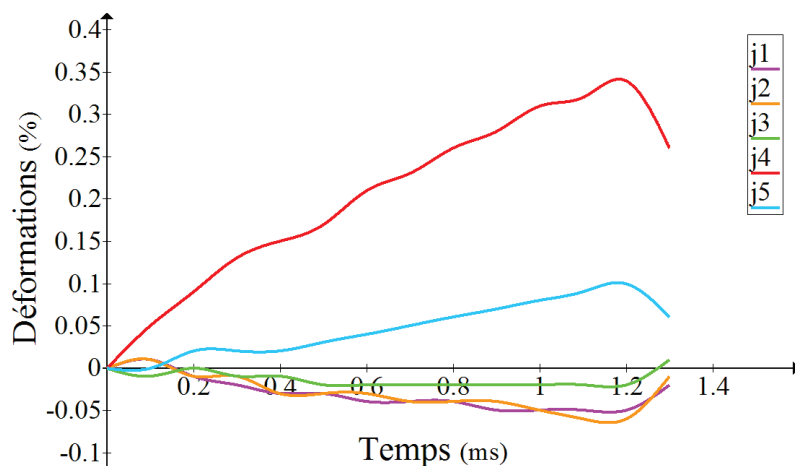


FIGURE 3.17: Évolution des déformations longitudinales en fonction du temps pour l'humérus 492

Alors que la rupture totale est survenue à $t=6\text{ms}$ pour le sujet 535, il n'a fallu que 1.2ms pour le sujet 492 du fait de l'augmentation de la rigidité de l'humérus liée aux encastresments. Les signaux d'efforts et de déformations enregistrés présentent une augmentation puis une chute brutale après avoir atteint leur maximum. L'effort de réaction maximal a été mesuré 0.4ms plus tard confirmant le déphasage des signaux observé pour le sujet 535. L'objectif de supprimer les oscillations du signal d'effort est atteint mais le faciès de rupture obtenu ne correspond pas à ce qui est observé cliniquement. En effet, il était plus proche d'une rupture spiroïde plutôt associée à une sollicitation en torsion. Les déformations en compression mesurées par J3 montrent que l'humérus 492 n'a pas subi

que de la flexion ce qui semble confirmer la mixité des sollicitations. Afin de simplifier l'appréhension que nous pouvons avoir du comportement de l'humérus durant un essai dynamique, la flexion pure a été conservée et l'encastrement n'a pas été réutilisé.

La suite concerne la présentation des résultats obtenus de l'ensemble des essais d'impact. Quant aux résultats des essais statiques réalisés sur les sujets 503, 514, 517, 485 et 582, le lecteur pourra les retrouver en annexe dans le cadre de la présentation des résultats expérimentaux par sujet.

3.2.3 Bilan des résultats d'essai d'impact sur l'ensemble des humérus

Pour l'ensemble des sujets traités (362,395,492,501,503,535,514,517,485,582), la vitesse d'impact moyenne était de 1.71 ± 0.07 m/s soit une énergie moyenne à l'impact égale à 11.95 ± 0.41 J. Dix essais d'impact sur humérus ont été réalisés pour lesquels vont être présentés les efforts et les déformations mesurés. Un récapitulatif de ces résultats est rapporté par sujet dans le tableau 3.3. Malgré une énergie supérieure à l'objectif initial de 10J, les humérus 503 et 517 ne présentaient pas de rupture. Les images capturées par les caméras rapides montrent une succession de cycles de flexion décomposés en quatre étapes : contact impacteur-humérus, flexion maximale, renvoi de l'impacteur par l'humérus et perte de contact entre les deux. Les impacts perdant de leur intensité au fil des cycles, nous ne traiteront que le premier. Pour les autres sujets, hormis le 514 pour qui un problème technique a empêché le déclenchement du système vidéo, les images prises par les caméras permettent de distinguer trois types de faciès de rupture à la fin des essais d'impact (figure 3.18). Pour la plupart, ils étaient caractéristiques d'une sollicitation en flexion et étaient de type transverses avec (362, 501, 582, 485) ou non (395, 535) dédoublement des chemins de propagation de la fissure alors que le sujet 492 présentait un aspect fragmenté.

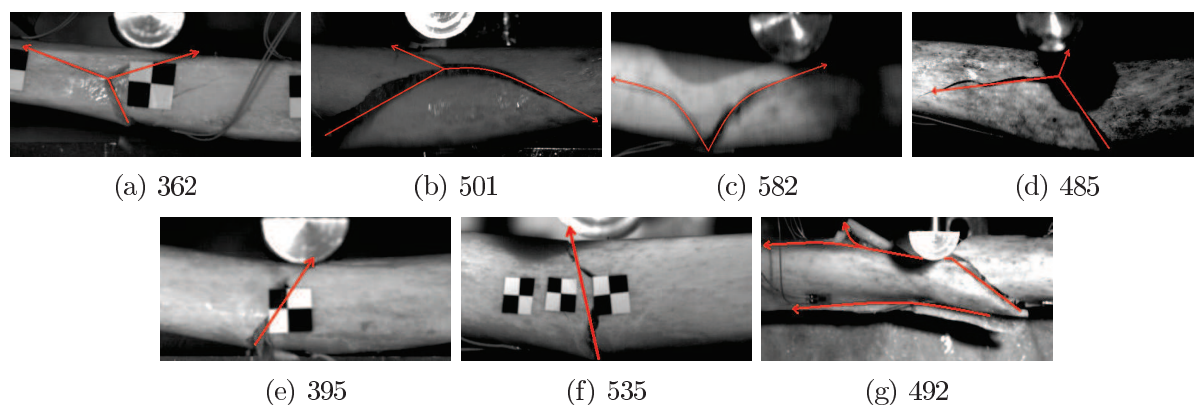


FIGURE 3.18: Récapitulatif des faciès de rupture

L'effort à l'impacteur a été mesuré pour les sujets 535, 514, 517, 582 et 485. La figure 3.19 présente ces résultats en fonction du déplacement de l'impacteur entre l'impact et la rupture ou la fin du cycle pour le sujet 517. Les courbes obtenues présentent un (514,582) à deux pics d'effort (535,517,485), le deuxième pouvant être supérieur (535,517) ou inférieur (485) au premier. Pour l'ensemble des sujets, il a été mesuré un premier pic d'effort variant

entre 874 (582) et 1612N (535) pour une valeur moyenne de 1308 ± 248 N et un effort maximal compris entre 874 (582) et 2285N (535) pour une moyenne de 1629 ± 529 N. Pour les sujets ayant subi un essai jusqu'à rupture, l'effort ultime moyen s'élève à 1466 ± 464 N. De la première pente ascendante des courbes peut être calculée une raideur comprise entre 544 (582) et 1790Nm^{-1} (485) pour une moyenne de $1173 \pm 563 \text{Nm}^{-1}$. A la rupture, le moment de flexion maximal variait entre 51.5 (582) et 138Nm (517) pour une moyenne de 97 ± 36 Nm. La courbe relative au sujet 517 présente un retour vers l'origine cohérent avec le fait que l'os repasse par sa configuration initiale. En revanche, moins d'oscillations ont été détectées signifiant que l'onde de choc a été amortie par le système et éventuellement la résine ou que le retour était plus progressif que la phase de charge provoquée par l'impact.

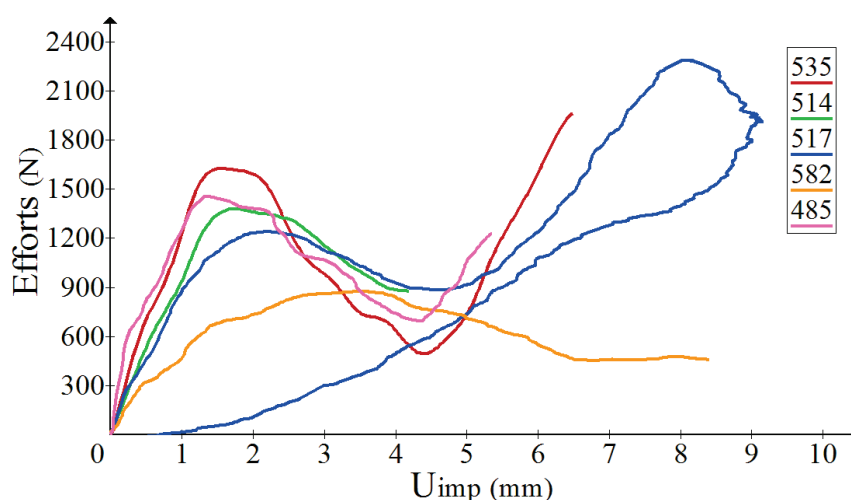


FIGURE 3.19: *Courbes effort à l'impacteur en fonction du déplacement*

L'effort de réaction a été mesuré pour l'ensemble des sujets. La figure 3.20 présente ces résultats en fonction du temps entre l'impact et la rupture ou la fin du cycle pour les sujets 503 et 517. Comme pour les efforts à l'impacteur, ces courbes présentent plusieurs pics d'efforts. Pour les sujets 503 et 517 ne seront pris en compte que les deux premiers, ceux apparaissant sur la deuxième partie de courbe résultant de l'oscillation du système {humérus+coquilles}. Pour ces deux sujets, on retrouve également un effort nul à la fin du cycle cohérent avec la perte de contact entre l'impacteur et l'humérus. La courbe relative au sujet 362 présente trois pics d'efforts à 2730, 3100 et 3300 N. Cette distinction avec les autres courbes s'explique a posteriori par un mauvais placement de la coquille proximale sur le guide métallique lors de la préparation de l'humérus (figure 3.2). La conséquence de cette erreur est que le contact avec plaque humérus ne s'est plus fait sur toute la largeur de la coquille mais uniquement une de ses arrêtes arrondies. Cet essai a été conservé pour la suite de l'étude mais étant hors-norme, ses résultats n'ont pas été intégrés à l'analyse générale qui donne finalement des pics d'effort compris entre 1612 (582) et 3905N (492) avec en moyenne un premier pic de 2530 ± 688 N et un effort maximal de 2717 ± 768 N.

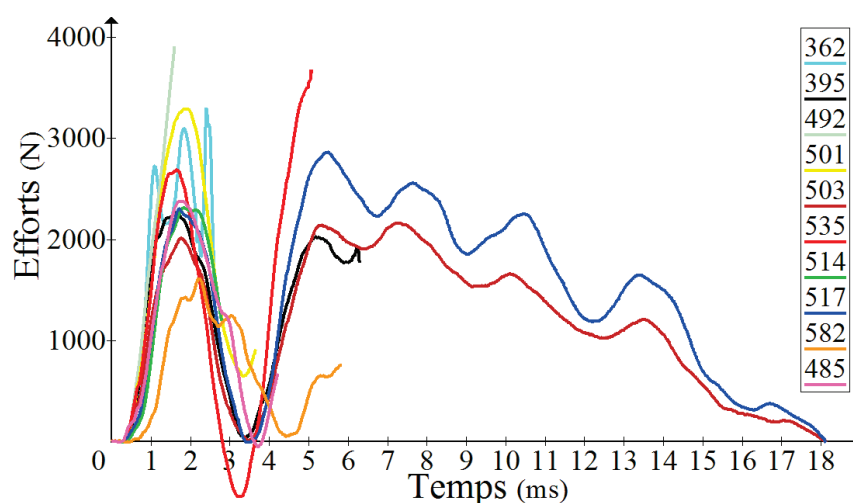


FIGURE 3.20: Courbes effort de réaction en fonction du temps

Les déformations longitudinales mesurées par les jauges J1 sont présentées sur la figure 3.21. En dehors des oscillations en début d'essai, ces signaux présentent des valeurs négatives correspondant à une sollicitation en compression. Pour le sujet 485, la disparition brutale de déformation à partir de $t=1.6$ ms s'explique par le décollement de la jauge durant l'essai rendant le signal exploitable sur une faible portion de l'essai. Les signaux des sujets 503 et 517 présentent respectivement une déformation maximale égale à -0.61 et -0.65% avant de retourner à une valeur nulle. Pour les autres, on observe une augmentation de la déformation jusqu'à atteindre un maximum correspondant à la rupture de l'humérus. Ces maximum varient entre -0.049 (sujet 492) et -0.61% (501 et 535) pour une moyenne de $-0.46 \pm 0.18\%$.

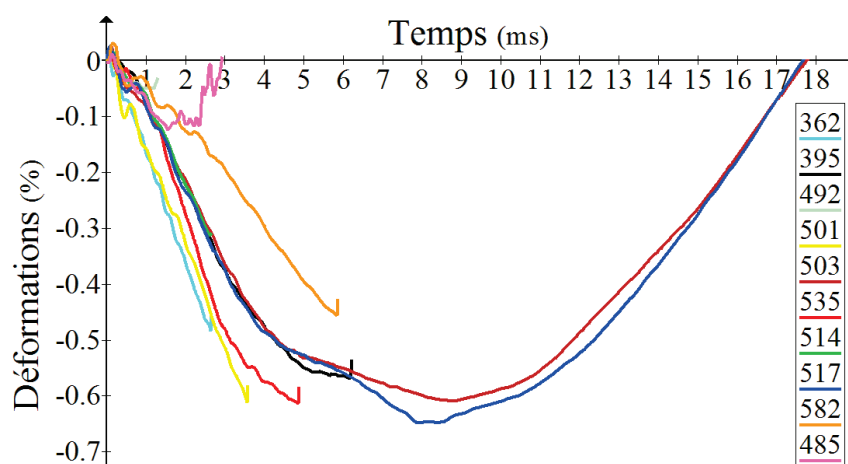


FIGURE 3.21: Courbes des déformations en J1 en fonction du temps

Les déformations longitudinales mesurées par les jauges J2 sont présentées sur la figure 3.22. En dehors des oscillations en début d'essai, ces signaux présentent des valeurs négatives correspondant à une sollicitation en compression. Les signaux des sujets 503 et 517 présentent respectivement une déformation maximale égale à -0.45 et -0.58% avant de retourner à une valeur nulle. Pour les autres, on observe une augmentation de la dé-

formation jusqu'à atteindre un maximum correspondant à la rupture de l'humérus. Ces maximum varient entre -0.056 (492) et -0.77% (582) pour une moyenne de $-0.46 \pm 0.21\%$.

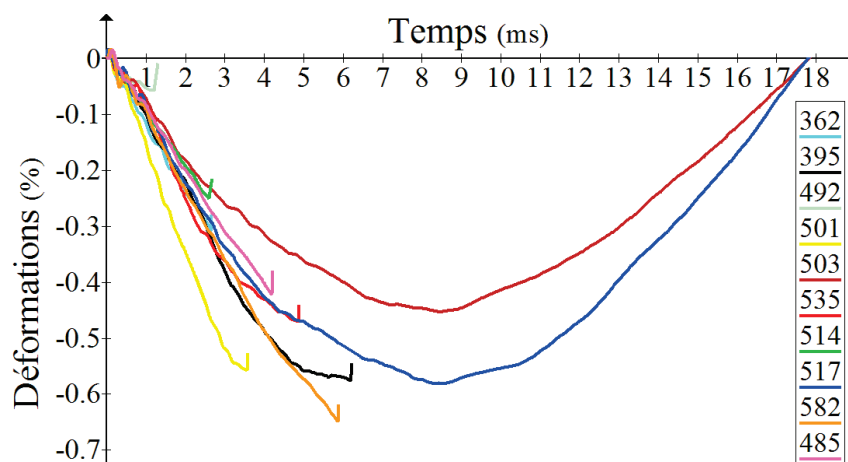


FIGURE 3.22: Courbes des déformations en J2 en fonction du temps

Les déformations longitudinales mesurées par les jauges J3 sont présentées sur la figure 3.23. En dehors des oscillations en début d'essai, ces signaux présentent des valeurs positives correspondant à une sollicitation en traction sauf pour le sujet 492 comme il a été vu plus haut. Les signaux des sujets 503 et 517 présentent respectivement une déformation maximale égale à 0.62 et 0.55% avant de retourner à une valeur nulle. Pour les autres, on observe une augmentation de la déformation jusqu'à atteindre un maximum correspondant à la rupture de l'humérus. Ces maximum varient entre 0.27 (514) et 0.57% (501) pour une moyenne de $0.42 \pm 0.17\%$.

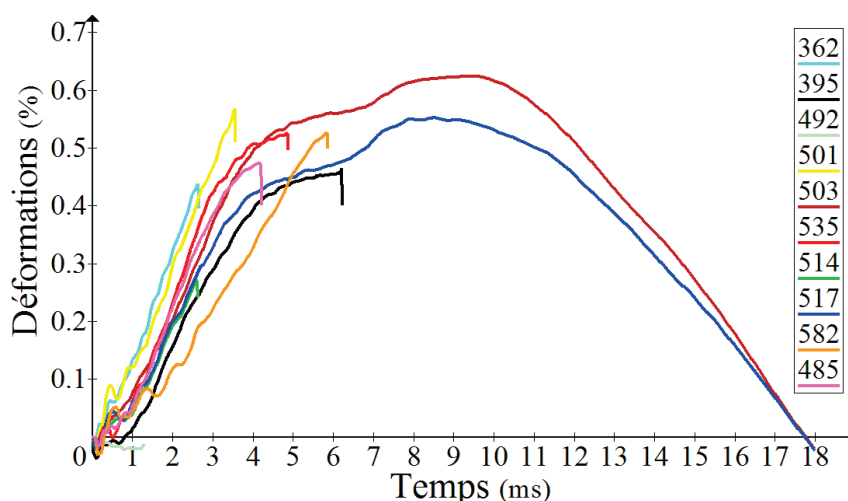


FIGURE 3.23: Courbes des déformations en J3 en fonction du temps

Les déformations longitudinales mesurées par les jauges J4 sont présentées sur la figure 3.24. Ces signaux présentent des valeurs strictement positives correspondant à une sollicitation en traction. Le signal associé au sujet 517 est inexploitable à cause du décollement de la jauge, celui du sujet 503 présente une déformation maximale égale à 0.85%

avant de retourner à une valeur nulle. Pour les autres, on observe une augmentation de la déformation jusqu'à atteindre un maximum correspondant à la rupture de l'humérus. Ces maximum varient entre 0.34 (492) et 0.97% (535) pour une moyenne de $0.64 \pm 0.17\%$.

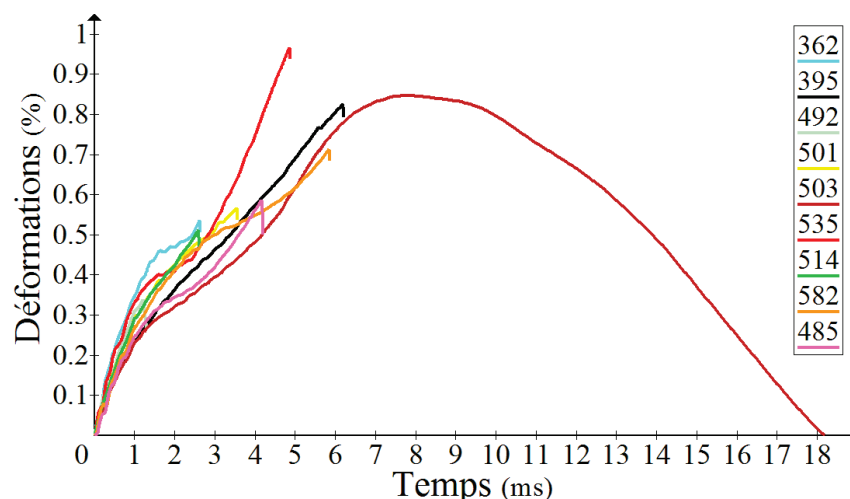


FIGURE 3.24: Courbes des déformations en J_4 en fonction du temps

Les déformations longitudinales mesurées par les jauges J5 sont présentées sur la figure 3.25. En dehors des oscillations en début d'essai, ces signaux présentent des valeurs positives correspondant à une sollicitation en traction. Les signaux des sujets 503 et 517 présentent respectivement une déformation maximale égale à 0.56 et 0.64% avant de retourner à une valeur nulle. Pour les autres, on observe une augmentation de la déformation jusqu'à atteindre un maximum correspondant à la rupture de l'humérus. Suivant les sujets, ces maximum varient entre 0.1 (492) et 0.65% (582) pour une moyenne de $0.45 \pm 0.17\%$.

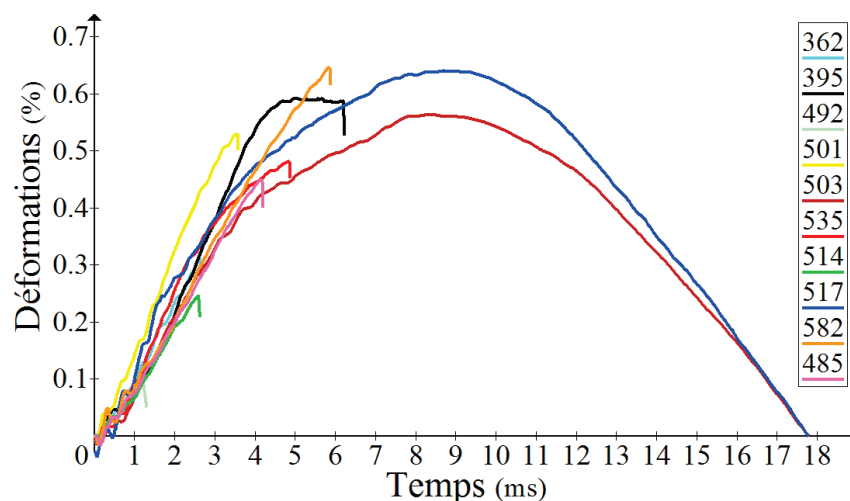


FIGURE 3.25: Courbes des déformations en J_5 en fonction du temps

Tableau 3.3: Résultats des essais dynamiques sur humérus

Sujet	Effort max (N)		Déformation max (%)					Moment max (Nm)
	Impacteur	Plaque	J1	J2	J3	J4	J5	
492	-	3905	-0.049	-0.056	-0.021	0.34	0.1	-
362	-	3300	-0.48	-0.31	0.43	0.59	0.31	-
395	-	2270	-0.57	-0.58	0.46	0.84	0.59	-
501	-	3290	-0.61	-0.56	0.57	0.57	0.53	-
503 (NR)	-	2160	-0.61	-0.45	0.62	0.85	0.56	-
535	2174	3682	-0.61	-0.47	0.53	0.97	0.48	128
514	1379	2308	-0.31	-0.25	0.27	0.51	0.25	89
517 (NR)	2285	2867	-0.65	-0.58	0.55	-	0.64	138
485	1436	2378	-	-0.42	0.47	0.59	0.45	79
582	874	1612	-0.52	-0.77	0.53	0.71	0.65	51
Moyenne	1629	2776	-0.49	-0.47	0.49	0.66	0.47	97
Écart-type	529	709	0.17	0.20	0.09	0.17	0.17	36

NR (Non-Rupture) désigne que la rupture n'est pas survenue lors de l'essai

3.2.4 Densitométrie

La masse volumique de 7 des humérus a été déterminée après essai dynamique. L'ensemble des mesures effectuées est rapporté dans le tableau 3.4. D'un sujet à un autre, la masse volumique varie entre 1695 et 1896 Kg/m³ montrant ainsi une grande dispersion inter-individuelle. Il existe également une certaine disparité intra-individuelle avec des différences de valeurs pouvant atteindre, par exemple, 687 Kg/m³ entre les zones 1 et 6 du sujet 517.

Tableau 3.4: Valeurs de densitométrie mesurées sur les humérus

Sujet	z1	z2	z3	z4	z5	z6	z7	z8	Moyenne	Écart-type
501	1905	1906	1934	1877	1960	1919	1757	1808	1883	68
503	1702	1713	1690	1421	1785	1694	2072	1483	1695	197
514	1878	1921	1810	1793	1860	1956	1869	1510	1825	138
517	1667	1931	1881	1753	1870	2354	1909	1800	1896	205
535	1791	1841	1873	1757	1715	1903	2173	1796	1856	142
485	1563	1767	2360	1675	1851	1813	1784	1707	1815	238
582	1832	2135	1847	1803	1989	1898	1534	1849	1861	171

z_i désigne la zone i de l'humérus telle qu'elle a été définie durant la présentation du protocole

3.3 Discussion

Un total de dix sujets, d'une moyenne d'âge de 70.9±7.3 ans, ont été étudiés pour la caractérisation des propriétés mécaniques globales de l'humérus. Pour six d'entre eux, des essais statiques ont permis d'établir des relations linéaires entre la charge appliquée et les

déformations longitudinales. Cette linéarité confirme le comportement élastique des humérus, nous reprendrons ces résultats lorsqu'il s'agira de déterminer les propriétés élastiques de l'humérus lors de la personnalisation des modélisations numériques des essais d'impact.

Pour chaque sujet, un essai d'impact a été réalisé afin de déterminer l'effort ultime nécessaire à la rupture de l'humérus et deux types de condition aux limites ont été testés. L'encastrement du sujet 492 a induit une augmentation de la rigidité de l'humérus permettant une propagation de la rupture le long de l'os et l'apparition d'un faciès de rupture final non conforme au type de rupture d'humérus couramment observé dans le cadre clinique. Pour les autres sujets, un jeu de coquilles permettait la rotation et la translation latérale des extrémités. Dans cette configuration, les humérus présentaient des ruptures plus conformes à ce qui peut être observé dans le cadre de l'activité clinique.

Durant les essais, les efforts de réaction ($2717 \pm 768\text{N}$) étaient supérieurs à ceux mesurés au niveau de l'impacteur ($1629 \pm 629\text{N}$). Cette différence est attribuée à l'inertie du système de plaque fixé au dessus des cellules d'efforts installées au niveau du bâti du puits de chute. Des efforts à l'impacteur, a également été déterminé un moment moyen de $97 \pm 36\text{Nm}$ à la rupture. Peu d'études existent dans la littérature pour confronter ces résultats. Nous pouvons rappeler celle de Duma et al.[50] qui ont réalisé douze essais d'impact sur des sujets féminins de 61 ± 5 ans d'âge moyen et mesuré un moment moyen de $154 \pm 27\text{Nm}$. Plus récemment, nous retrouvons l'étude de Duprey et al.[51] qui ont réalisé 6 essais d'impact sur quatre sujets masculins et deux féminins de 76 ± 14 ans d'âge moyen. Un moment maximal de $98 \pm 38\text{Nm}$ et un effort à la rupture de $1270 \pm 450\text{N}$ en sont rapportés. Le moment moyen calculé à partir de nos essais est proche de celui de Duprey et al. mais celui de Duma et al. est plus de 1.5 fois plus grand. Avec environ dix ans d'écart entre les sujets des études, l'âge peut expliquer cette différence. En effet, les propriétés mécaniques de l'os sont fortement liées à sa structure avec notamment des corrélations positives avec sa densité minérale [34, 107] et inverse avec sa porosité [37, 39] or la littérature montre largement que la première diminue et la seconde augmente avec l'âge [42, 117, 44]. Cette évolution est d'autant plus importante si le sujet est une femme [41, 40] notamment à cause de l'ostéoporose [28]. En plus d'être plus jeunes, les sujets de notre étude étaient tous des hommes ce qui peut expliquer que nous ayons mesuré un effort à la rupture plus important que Duprey et al. De leur côté, Mukherjee et al.[52] ont réalisé 18 essais d'impact suivant trois vitesses conditionnées par des hauteurs de chute d'impacteur de 0.5, 1 et 1.5m. Aucune valeur d'effort maximal n'est donnée mais leurs résultats présentés sous la forme de courbes expérimentales montrent une influence positive de la vitesse sur sa valeur mais avec une vitesse moyenne à l'impact inférieure à celle de Duprey et al. (1.71 ± 0.07 et 1.77 ± 0.07 m/s), nos résultats ne vont pas dans ce sens et conforte l'idée d'une variation inter-individuelle.

Des déformations longitudinales mesurées par des jauges collées à la surface des humérus complètent les données expérimentales. La rupture des humérus est systématiquement apparue sur la face inférieure à la mi-diaphyse, J4 était la plus proche en atteste le fait qu'elle ait mesurée les déformations les plus importantes. Sa position est toutefois décalée par rapport à la zone de rupture, les valeurs retenues ne sont donc que des sous-estimations

des déformations réellement subies par l'humérus au moment de sa rupture. Il semble tout de même peu probable que cette sous-estimation soit suffisante pour expliquer la différence avec les études qui ont retrouvé pour fémur, des déformations en traction et à la rupture comprises entre 1.29 et 3.1% [105, 103, 101]. D'autre part, ces mêmes auteurs ont mesuré en compression des valeurs variant entre 1.18 et 1.9% alors que Evans et Vincentelli [104] ont trouvé une déformation de 0.95 ± 0.57 % lors de la rupture d'échantillons prélevés sur des tibias. La différence peut donc provenir de la variabilité des propriétés au sein des différents os du corps humain. Pour finir, les signaux de jauges de semblent pas montrer de changement de régime durant les essais confirmant le comportement élastique de l'humérus jusqu'à la rupture et illustrant son caractère fragile. Ce point sera de nouveau abordé dans une section dédiée à la caractérisation de l'endommagement de l'os huméral.

4 Caractérisation des propriétés mécaniques locales de l'humérus

La caractérisation expérimentale de l'humérus humain se poursuit avec la présentation des essais réalisés sur des éprouvettes prélevées sur deux humérus droits.

Cette campagne expérimentale permet de caractériser le comportement local de l'os cortical de l'humérus en traction et compression ainsi que d'explorer l'influence de la vitesse de sollicitation. Les essais réalisés s'inscrivent dans notre démarche visant à déterminer par méthode indirecte les paramètres nécessaires à notre modèle micromécanique permettant de décrire le comportement mécanique de l'humérus durant la simulation d'un test d'impact.

Les protocoles et résultats présentés dans cette section sont le fruit du travail de master réalisé au LAMIH par R. Bry [193, 47].

4.1 Matériel et Méthodes

4.1.1 Prélèvement des éprouvettes

Cette étude a concerné les humérus droits des sujets 362 et 395. Un plan de découpe prévoit le prélèvement de cinq éprouvettes, trois dans la direction longitudinale (H1,H4,H5) et deux dans la direction transverse (H2,H3) de l'os (figure 3.26(a)). La découpe a été réalisée sous irrigation constante à l'aide d'une scie Secotom-10 de chez Struers[®] équipée d'un disque en diamant d'épaisseur 0.6mm (figure 3.26(b)). Un soin a été apporté pour que la découpe soit réalisée dans la partie latérale du cortex diaphysaire.

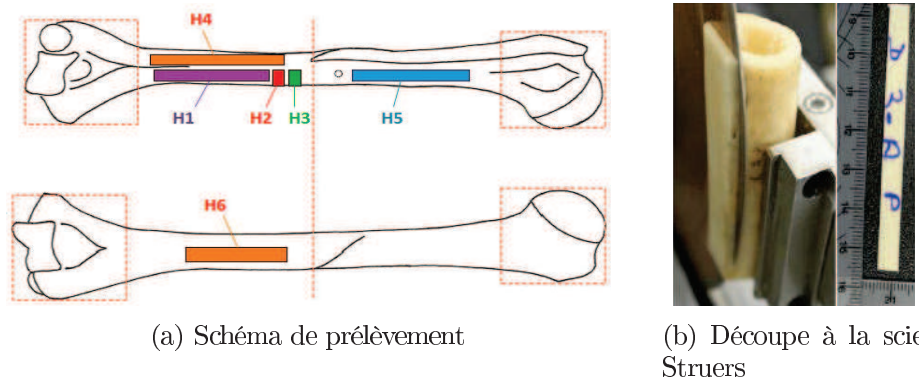


FIGURE 3.26: Usinage des éprouvettes destinées à la caractérisation locale

Le relevé biométrique est effectué pour chaque éprouvette et leur masse volumique est déterminée selon le procédé basé sur le théorème d'Archimède présenté précédemment (tableau 3.5).

Tableau 3.5: Relevés biométriques des éprouvettes destinées à la caractérisation locale

Sujet	Éprouvette	L (mm)	l (mm)	e (mm)	ρ (g/cm ³)
362	H1	72	13	3.7	1.992
	H2	20	8	3.7	1.962
	H3	20	7.6	3.8	1.967
	H4	84	8	3.4	1.94
	H5	72	12.1	2.8	2.005
395	H1	77	9	2.5	1.854
	H4	70	10	2	1.842
	H6	70	8.8	1.6	1.796

4.1.2 Le protocole

Les éprouvettes sont instrumentées de jauges de déformation de chez HBM fixées à l'aide d'une colle 2-cyanoacrylate de méthyle. Les jauges sont placées de sorte à mesurer les déformations dans les directions longitudinale, transverse et à 45°. Des essais de cyclage en traction-compression ont été réalisés à l'aide d'une machine d'essai bi-colonnes de type E3000 ElectroPuls de marque Instron®. Chaque éprouvette a subi trois cycles à 1.1, 24 et 240mm/min jusqu'à atteindre 0.2% de déformation.

4.1.3 Analyse des résultats

Dans le cadre de cette étude, la contrainte σ (MPa) appliquée est calculée comme :

$$\sigma = \frac{F}{S} \quad (3.1)$$

avec F (N) l'effort mesuré et S (mm^2) la section de l'éprouvette. Le module d'élasticité de l'éprouvette est calculé sur la pente élastique de la courbe exprimant la contrainte en fonction de la déformation mesurée par la jauge longitudinale. De cette dernière sera également déterminée $\dot{\epsilon}$ la vitesse de déformation de l'éprouvette.

4.2 Résultats

Sur les éprouvettes prélevées des sujets 362 et 395, 17 essais de cyclage en traction-compression sur 8 éprouvettes (voir tableau 3.6) ont été réalisés. 6 éprouvettes avaient été prélevées dans la direction longitudinale de l'os et 2 éprouvettes dans la direction transverse. Sur l'ensemble des essais, le module d'élasticité mesuré est de 18429 ± 2878 MPa. En fonction de la sollicitation, il vaut en moyenne 18596 ± 2947 MPa pour les essais en traction et 18261 ± 2888 MPa pour ceux en compression.

4.2.1 Résultats d'essais sur l'humérus 362

Pour les cinq éprouvettes prélevées sur cet humérus, le module d'élasticité moyen est de 19123 ± 228 MPa.

Dans la direction longitudinale, le module d'élasticité en traction vaut 21605 ± 496 , 21570 ± 1139 et 21500 MPa pour une vitesse de 1.21, 4.32 et 31 mm/min et une vitesse de déformation de 0.013, 0.044 et $0.271\%.\text{s}^{-1}$

Dans la direction longitudinale, le module d'élasticité en compression vaut 21006 ± 1155 , 21289 ± 1285 et 21459 MPa pour une vitesse de 1.14, 4.21 et 33 mm/min et une vitesse de déformation de 0.014, 0.046 et $0.296\%.\text{s}^{-1}$

Dans la direction transverse, le module d'élasticité en traction vaut 12410 ± 93 MPa pour une vitesse de 0.62 mm/min et une vitesse de déformation de $0.76\%.\text{s}^{-1}$

Dans la direction transverse, le module d'élasticité en compression vaut 12321 ± 258 MPa pour une vitesse de 0.73 mm/min et une vitesse de déformation de $0.825\%.\text{s}^{-1}$

4.2.2 Résultats d'essais sur l'humérus 395

Pour les trois éprouvettes prélevées sur cet humérus, le module d'élasticité est de 17811 ± 246 MPa.

Dans la direction longitudinale, le module d'élasticité en traction vaut 17722 ± 772 , 17972 ± 859 et 18261 ± 661 MPa pour une vitesse de 1.14, 23.82 et 47.46 mm/min et une vitesse de déformation de 0.022, 0.416 et $0.721\%.\text{s}^{-1}$

Dans la direction longitudinale, le module d'élasticité en compression vaut 17589 ± 766 , 18042 ± 853 et 17283 ± 375 MPa pour une vitesse de 1.29, 16.13 et 48.38 mm/min et une

vitesse de déformation de 0.022, 0.416 et 0.78%.s⁻¹

Tableau 3.6: Bilan des résultats de la caractérisation mécanique locale sur les humérus 362 et 395

Sujet	Éprouvette	Traction		Compression	
		v (mm/min)	E (DMA)	v (mm/min)	E (DMA)
362	H1	1.15	21599	1.25	19854
		6.57	20764	6.35	20380
	H2	0.69	12476	0.66	12503
	H3	0.54	12344	0.80	12138
	H4	1.00	22104	0.83	22164
		2.07	22375	2.06	22197
	H5	1.49	21112	1.35	21000
		31.00	21500	32.72	21459
	H1	1.16	18602	1.25	18454
		22.68	18919	2.35	19026
		48.05	19012	47.61	17709
395	H4	1.12	17160	1.28	17316
		24.93	17242	22.54	17571
		48.10	17767	48.44	17005
	H6	1.14	17404	1.34	16996
		23.85	17756	23.49	17528
		46.24	18003	49.10	17135

4.3 Discussion

Pour cette étude, 8 éprouvettes ont été prélevées dans les directions longitudinale et transverse de deux humérus droits et un total de 17 cycles de traction-compression ont été réalisés à différentes vitesses.

Sur l'ensemble des essais, le module d'élasticité est de 19237 ± 1917 MPa dans la direction longitudinale et de 12365 ± 167 MPa dans la direction transverse de l'humérus explicitant ainsi l'anisotropie de l'os huméral. Nos résultats sont consistants avec les études de la littérature qui ont caractérisé les propriétés mécaniques l'os cortical du fémur selon différentes directions et sollicitations. Reilly et al. [105] ont réalisés des essais de traction et de compression. Dans le premier cas, leurs résultats ont donné un module d'élasticité variant de 15600 à 18300 MPa et de 10010 à 14100 MPa dans les directions longitudinale et transverse de l'os. Dans le second, le module d'élasticité mesuré était de 18200 et 11700 MPa dans les directions longitudinale et transverse de l'os. Ces variations se retrouvent en flexion dans l'étude de Lotz et al. [107] qui trouvent des modules d'élasticité de 12500 et 5990 MPa dans les directions longitudinale et transverse de l'os. L'utilisation des ultrasons est non destructive permettant ainsi de mesurer facilement les propriétés mécaniques dans les différentes directions d'un même échantillon. Dans les directions

longitudinale et transverse de l'os, les modules d'élasticité valent 28300 et 22400 MPa pour Turner et al.[113], 26100 et 18500 MPa pour Rohrbach et al.[30] ou encore 20900 et 11800 MPa pour Hoffmeister et al.[112].

Nos résultats montrent que les propriétés mécaniques de l'humérus sont meilleures en traction (18596 ± 2947 MPa) qu'en compression (18261 ± 2888 MPa). Ceci est en contradiction avec les études qui ont également réalisé de manière successive ce type d'essais sur les mêmes échantillons. Pour Pattin et al. [102], le module d'élasticité de l'os cortical vaut 21050 ± 2130 MPa en traction et 21310 ± 1810 MPa en compression alors que pour Kaneko et al. [103] il vaut respectivement 22700 ± 1700 et 23000 ± 1800 MPa. Il est à noter que ces études concernent le fémur qui, de part son rôle d'os porteur au sein de la jambe, est largement soumis à des contraintes en compression. On sait également que l'os s'adapte aux contraintes qu'il subit ce qui peut expliquer les meilleures propriétés mécaniques du fémur en compression. Il n'en est pas de même pour l'humérus, la différence de comportement en fonction de la sollicitation peut donc s'expliquer par la différence de position et de rôle au sein du corps. L'analyse de l'ensemble de ces résultats fait apparaître un rapport de 1.01 entre les modules d'élasticité suivant le type de sollicitation.

Pour finir, des vitesses de déformations comprises entre 0.0105 et $0.825\% \cdot s^{-1}$ ont été mesurées mais sans influence sur les valeurs des modules d'élasticité déterminés. La littérature fournit pourtant des études ayant établi une influence de la vitesse sur les propriétés mécaniques de l'os cortical [194, 195, 196]. Avec ces trois études sont balayées des vitesses de déformation comprises entre 10^{-3} à $150000\% \cdot s^{-1}$ mais sans que des résultats similaires soient trouvés. Néanmoins, il semblerait que les effets de vitesse soient plus nets à partir d'un taux de déformation de $1\% \cdot s^{-1}$, il se peut que la vitesse de déformation appliquée n'était tout simplement pas été assez élevée pour observer une variation du module d'élasticité.

5 Caractérisation de l'endommagement fragile de l'os huméral

Cette campagne expérimentale permet de caractériser l'endommagement de l'os cortical diaphysaire. Ce point sera investigué au travers d'essais incrémentaux en compression et flexion. Les essais réalisés permettront de déterminer les paramètres nécessaires à notre modèle d'endommagement fragile pour décrire le comportement mécanique de l'humérus jusqu'à la rupture.

5.1 Matériel et Méthodes

5.1.1 Prélèvement des éprouvettes

Huit éprouvettes ont été prélevées de l'humérus droit du sujet 535. A 5mm de part et d'autre de la mi-diaphyse sont découpées deux sections d'épaisseur 8mm (figure

3.27(a)). Celle située sur la partie distale servira à la caractérisation mécanique par nano-indentation présentée dans la section suivante. De la deuxième section ont été prélevées 6 éprouvettes (C1 à C6) destinées aux essais d'endommagement par compression (figure 3.27(c)). Enfin 2 éprouvettes (F1 et F2) ont été découpées au niveau des faces antéro-latérales proximale et distale 5mm au-delà des sections précédemment découpées (figure 3.27(a)), celles-ci sont destinées à des essais d'endommagement par flexion (figure 3.27(b)).

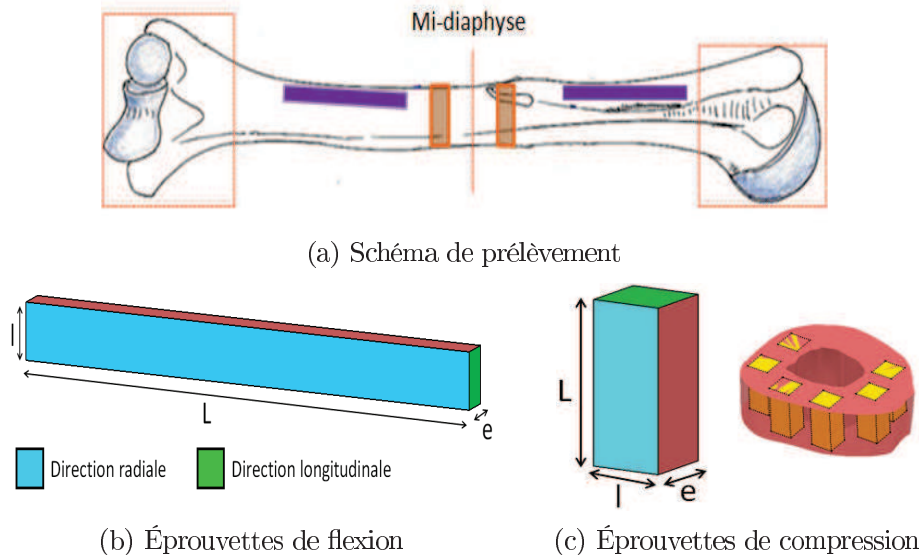


FIGURE 3.27: Schéma de prélèvement des éprouvettes pour les essais d'endommagement

Le relevé biométrique est effectué pour chaque éprouvette, les valeurs obtenues sont regroupées dans le tableau 3.7.

Tableau 3.7: Relevés biométriques des éprouvettes destinées à la caractérisation de l'endommagement

Sollicitation	Éprouvettes	Localisation	L (mm)	l (mm)	e (mm)
Compression	C1	Proximal	7.2	3.1	2.9
	C2	Proximal	6.21	3.03	2.88
	C3	Proximal	5.35	2.96	2.87
	C4	Proximal	6.03	3.06	2.88
	C5	Proximal	6.15	3.08	2.88
	C6	Proximal	6.11	3.22	2.85
Flexion	F1	Proximal	58	5.15	3.7
	F2	Distal	59.1	5.3	3

5.1.2 La micro-tomographie

Les huit éprouvettes ont été scannées par tomographie avant essai afin d'étudier leur architecture et notamment déterminer leur taux de porosité. La même opération a

été réitérée après essais pour les éprouvettes de compression. L'appareil utilisé est un micro-tomographe (μ CT pour micro-computed tomography) SKYSCAN[®] 1172 relié à un PC de contrôle. Il utilise une technique d'imagerie non destructive et non invasive consistant à quantifier l'absorption d'un faisceau de rayons X par l'échantillon étudié (figure 3.28). A chaque coefficient d'absorption va correspondre une densité Hounsfield ρ_{HU} dont les valeurs caractéristiques sont -1000HU pour l'air, 0HU pour l'eau et 1000HU pour l'os cortical [197].

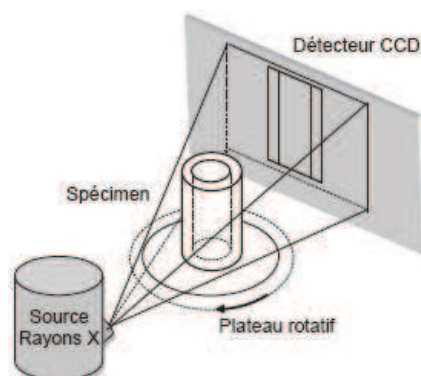


FIGURE 3.28: *Principe de fonctionnement de la micro-tomographie*

Dans notre cas, ces mesures sont réalisées sur 360° avec un pas de 0.7° et le faisceau délivrait une tension de 80KV pour une intensité de 100 μA afin d'atteindre une résolution de 20 μm . Les mesures suivant différentes positions angulaires permettront d'établir une cartographie des densités osseuses sur l'ensemble du volume. Le μ CT génère une série d'images au format TIF, chacune d'entre elles correspondant à une coupe transversale de l'échantillon.

La reconstruction de l'échantillon en trois dimensions est réalisée à l'aide du logiciel NRecon[®] développé par SKYSCAN[®]. Un seuillage est appliqué en choisissant un niveau de gris de 100HU pour délimiter les zones osseuses. Sur les images obtenues, la densité de matière est traduite en niveau de gris tandis que les porosités correspondent à des zones noires.

Après conversion et exportation au format BMP, elles sont importées pour analyse par le logiciel CTan[®] développé par SKYSCAN[®]. Avant l'analyse et la détermination du taux de porosité des éprouvettes, les images ont été binarisées en considérant qu'un niveau de gris compris entre 95 et 160 était représentatif de la matière osseuse (figure 3.38).

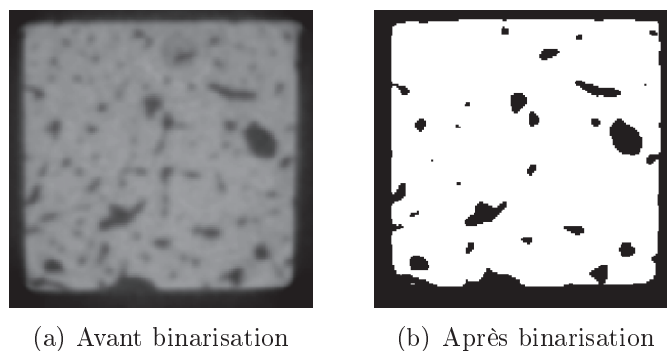


FIGURE 3.29: *Binarisation d'une section d'os cortical scannée au μ CT*

5.1.3 Les protocoles expérimentaux

Afin d'apprécier l'évolution de l'endommagement en fonction de la sollicitation et son influence sur ses propriétés mécaniques, l'ensemble des essais a été réalisé par cyclage selon un schéma incrémental. Dans notre cas, les sollicitations ont été établies par incrémentation du déplacement appliqué dans le cadre d'essais de compression et de flexion.

5.1.3.1 Les essais de compression

Les six éprouvettes destinées aux essais de compression ont été séparées en deux lots. Le premier regroupe les éprouvettes C1, C2, C3 et C6 pour être sollicitées dans la direction longitudinale de l'humérus. Les éprouvettes C4 et C5 le seront dans la direction transverse de l'os. Plus précisément, ces dernières éprouvettes seront sollicitées dans la direction circonférentielle de l'os afin que tous les échantillons le soient dans le même plan. Pour ces essais, la machine E3000 electropuls de chez Instron® a été équipée de deux plateaux de compression présentant un diamètre de 50mm.

Les essais de compression ont été réalisés à une vitesse constante de 0.05mm/min et deux schémas d'incrémental ont été appliqués durant cette campagne (figure 3.30). Le premier schéma a été appliqué pour l'éprouvette C1, il prévoyait une incrémentation du déplacement de 10 μ m entre 0 et 50 μ m puis de 50 μ m jusqu'à rupture. Les résultats obtenus ont alors montré que les premiers cycles de faibles amplitudes n'étaient pas caractéristiques du comportement de l'éprouvette mais qu'un plus grand nombre de cycles pouvait être intéressant pour des déplacements compris entre 100 et 500 μ m. Sur les 5 éprouvettes suivantes, il a donc été appliqué des cycles de 12 et 25 μ m puis le déplacement a été incrémenté de 25 μ m à chaque cycle. Les données recueillies durant ces essais sont les efforts et les déplacements enregistrés par la machine.

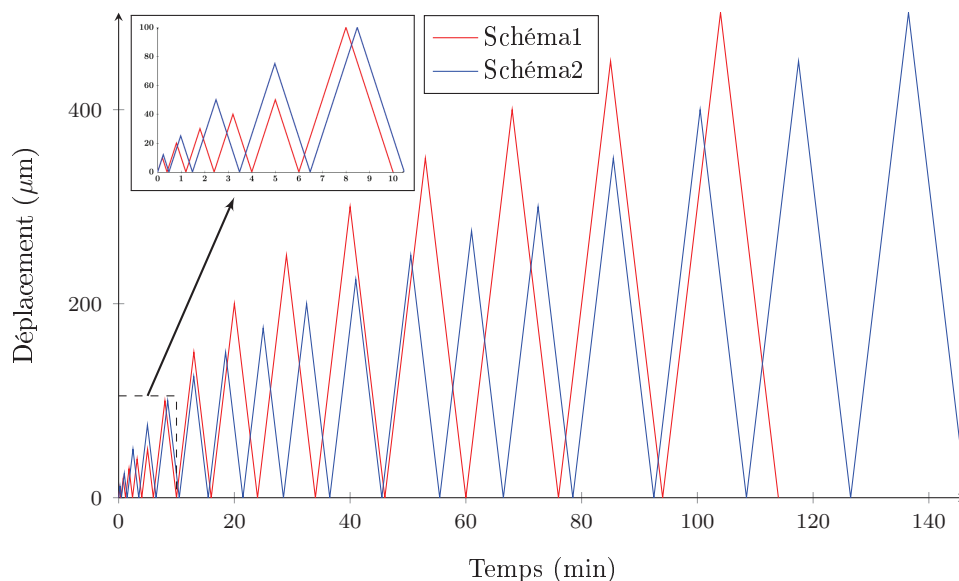


FIGURE 3.30: Cycles de charge pour les essais de compression

5.1.3.2 Les essais de flexion

Les éprouvettes de flexion sont équipées de trois jauges de déformation de chez HBM® collées dans la direction longitudinale de l'os à l'aide d'une colle 2-cyanoacrylate de méthyle. Deux des jauges sont positionnées sur la face endostée de l'éprouvette à mi-distance entre son milieu et ses extrémités. La troisième est située au milieu de l'éprouvette sur la face périostée (figure 3.31(a)).

Les essais de flexion ont été réalisés avec la machine H5KT de marque Hounsfield® équipé d'un dispositif de flexion trois points constitué de trois poinçons semi-cylindriques de diamètre 5mm et de longueur 30mm. La partie mobile du dispositif expérimental est asservie en déplacement par un servomoteur et est équipée d'une cellule de charge de 5kN. Le fabricant garantit une précision de $\pm 0,5\%$. Les poinçons inférieurs sont séparés d'une distance de 48mm afin que l'éprouvette dépasse de 5mm de part et d'autre (figure 3.31(b)) comme il est recommandé par les techniques de l'ingénieur [198]. Afin de maintenir les éprouvettes en place durant les essais, une précharge de 6.5 et 5N est appliquée à F1 et F2.

Les cycles de flexion ont été réalisés à une vitesse constante de 0.05mm/min et le schéma incrémental a été modifié d'une éprouvette à l'autre (figure 3.32). L'utilisation de la H5KT nécessite le lancement manuel de chaque cycle par l'expérimentateur. Ceci a permis d'adapter le protocole expérimental en fonction du déroulement de l'essai, notamment l'augmentation de l'incrément en cas d'essai trop long.

Le schéma appliqué à F1 prévoit des déplacements de 12 et 25 μ m puis effectue plusieurs séries d'incrémentations. La première était de 25 μ m jusqu'à 300 μ m, la seconde de 50 μ m jusqu'à 500 μ m, la troisième de 100 μ m jusqu'à 1000 μ m et enfin de 200 μ m jusqu'à la

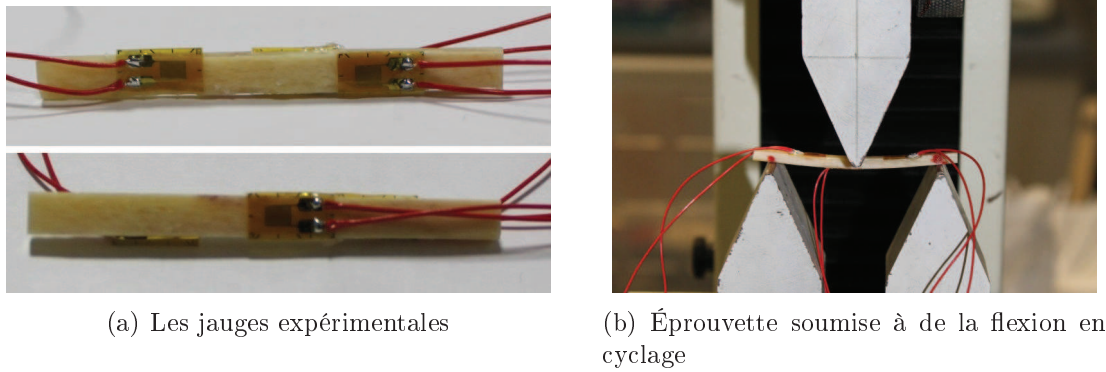


FIGURE 3.31: *Protocole expérimental pour l'endommagement en flexion*

rupture à $2120\mu\text{m}$. Face au risque de dessèchement de l'éprouvette, il a été décidé d'augmenter les incréments pour l'essai sur F2. Le schéma 2 prévoit donc une augmentation du déplacement de $50\mu\text{m}$ jusqu'à $200\mu\text{m}$ puis une incrémentation de $100\mu\text{m}$ jusqu'à $1000\mu\text{m}$. Finalement les derniers cycles ont été réalisés avec des déplacements de 1500, 2000, 2200 et $2170\mu\text{m}$.

Les données recueillies durant ces essais sont les efforts et les déplacements enregistrés par la machine. Cette dernière n'étant pas en mesure de réaliser une acquisition continue, seules les données relatives à la phase de chargement sont disponibles. En revanche, les déformations mesurées par les jauges sont enregistrées sans interruption au moyen d'un oscilloscope numérique YOGOGAWA DL 750.

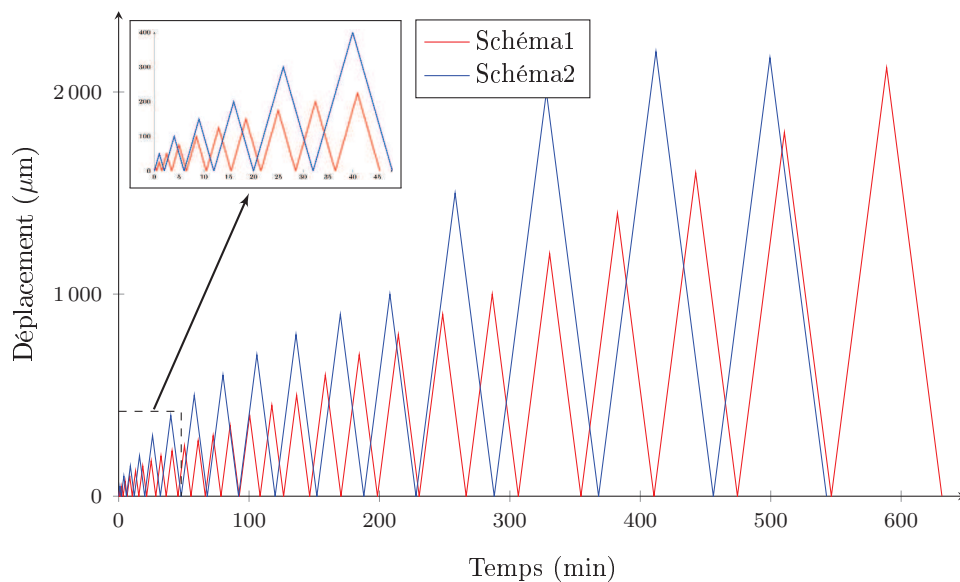


FIGURE 3.32: *Cycles de charge pour les essais de flexion*

5.1.4 Analyse des résultats

Pour les essais de compression, un programme rédigé sous MATLABTM va automatiquement traiter les signaux d'effort et de déplacement enregistrés par la machine expérimentale. Ces signaux sont tout d'abord lissés par application d'un filtre passe-bas de type Butterworth avec une fréquence de coupure à 600Hz comme il a été présenté dans la section consacrée à la caractérisation globale de l'humérus. Le déplacement lors des premiers cycles expérimentaux sont trop faibles pour être proprement récupérés après application du filtre. Pour y remédier, le signal idéal tel qu'il était prévu dans le protocole est créé puis recalé temporellement avec les deux premiers. La rupture des échantillons a lieu durant le cycle présentant l'effort le plus important, les cycles survenus après ne sont pas considérés dans cette étude (figure 3.33(a)). Une raideur K_i est calculée sur la partie ascendante de la courbe de chaque cycle C_i . Elle est définie comme le coefficient directeur de la droite tangente aux extrémités de la courbe. De la même manière, une raideur globale K_G obtenue sur l'allure générale de l'ensemble des cycles est introduite.

Pour la flexion, la machine expérimentale fournit les efforts et les déplacements. Les signaux de jauges enregistrés en continue par l'oscilloscope sont découpés pour correspondre à chaque cycle et traités par le même filtre Butterworth avec une fréquence de coupure de 300Hz. Des courbes efforts-déplacements est déterminée l'évolution de la raideur de l'éprouvette au travers des différents cycles (figure 3.33(b)) afin de caractériser l'endommagement global de l'éprouvette. Les contraintes au niveau de la zone de rupture sont estimées à partir de la théorie des poutres :

$$\sigma = \frac{3 \times f \times L}{2 \times l \times e^2} \quad (3.2)$$

où f est l'effort appliqué, L la séparation entre les deux supports, l la largeur de l'éprouvette et e son épaisseur. Elles sont exprimées en fonction des déformations mesurées en J3 afin de caractériser l'endommagement local de l'éprouvette via l'évolution de son module d'élasticité.

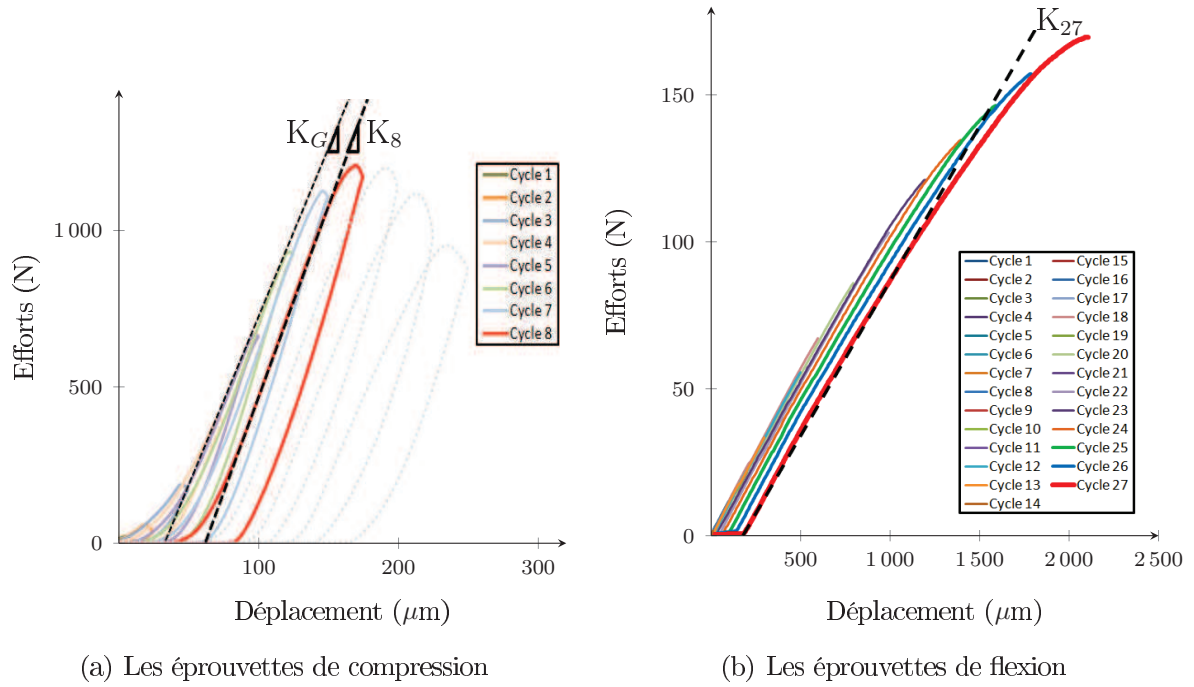


FIGURE 3.33: Détermination des raideurs expérimentales lors d'essais d'endommagement

5.2 Résultats

5.2.1 Porosité des échantillons

Les 8 éprouvettes prélevées ont donc été scannées par micro-tomographie. L'analyse des images obtenues montre une distribution hétérogène de la porosité le long des échantillons (figure 3.34).

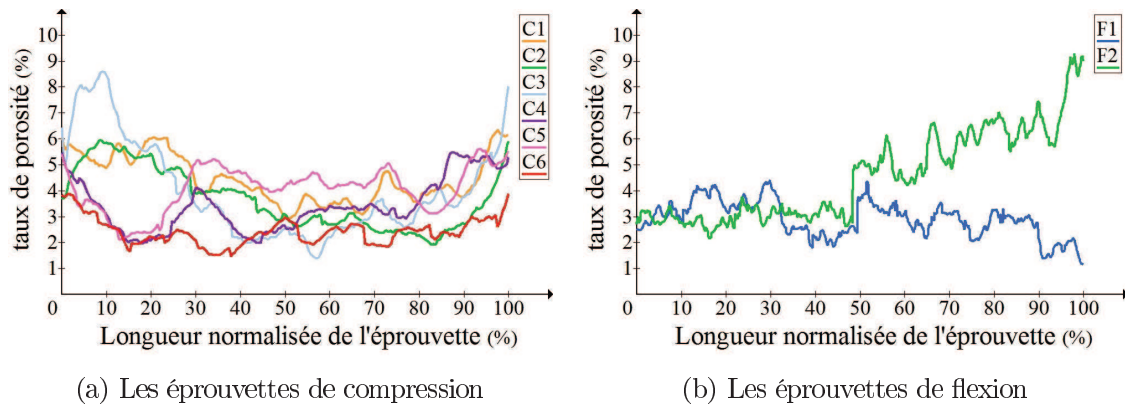


FIGURE 3.34: Distribution avant essais de la porosité le long des éprouvettes

Le taux de porosité d'une éprouvette est calculé comme la moyenne sur chaque section de celle déterminée à partir de l'analyse des images issues du μ CT. En moyenne, l'ensemble des éprouvettes présente un taux de porosité de $3.7 \pm 1.1\%$. Celui des échantillons destinés à la compression est de $3.68 \pm 0.72\%$ avant les essais et de $8.41 \pm 0.2\%$ après. L'éprou-

vette C2 a été totalement détruite durant l'essai, son taux de porosité après essai n'est donc pas disponible. Il est de $2.90 \pm 0.7\%$ pour l'éprouvette F1 et de $4.54 \pm 1.72\%$ pour l'éprouvette F2. L'ensemble des valeurs est reporté dans le tableau 3.8 sous la forme de $\{\text{moyenne} \pm \text{écart-type}\}$ calculés le long des éprouvettes.

Tableau 3.8: Présentation des taux de porosité par éprouvette

Sollicitation	Échantillon	f_{init} (%)	f_{final} (%)
Compression	C1	4.47 ± 0.92	8.42 ± 0.33
	C2	3.69 ± 1.16	-
	C3	4.03 ± 1.87	8.57 ± 0.13
	C4	3.41 ± 1.00	8.17 ± 0.06
	C5	4.08 ± 0.87	8.27 ± 0.07
	C6	2.42 ± 0.51	8.62 ± 0.32
Flexion	F1	2.90 ± 0.69	
	F2	4.54 ± 1.72	

5.2.2 Les essais de compression

Six échantillons ont été sollicités en compression pour caractériser l'endommagement de l'os huméral, quatre l'ont été dans la direction longitudinale (C1, C2, C3 et C6) et 2 dans la direction transverse (C4 et C5) de l'humérus. L'exploitation des résultats a donnée une raideur globale variant entre 9000 et 10500 N/mm sans distinction en fonction de la direction de sollicitation. En revanche, une différence apparait pour les efforts maximaux avec des valeurs comprises entre 1174 et 1259N en longitudinal et alors qu'ils atteignent respectivement 1669 et 1729N en transverse. Une distinction équivalente est observable en terme de déplacement puisqu'au maximum il varie entre 175 et 250 μm en longitudinal alors qu'il atteint 300 et 400 μm en transverse (tableau 3.9). Pour les éprouvettes longitudinales, il a été trouvé en moyenne une raideur de $9119 \pm 783 \text{N} \cdot \text{mm}^{-1}$, un effort maximal de $1129 \pm 24 \text{N}$ et un déplacement maximal de $195 \pm 16 \mu\text{m}$. Pour les éprouvettes transverses, on trouve respectivement $9568 \pm 425 \text{N} \cdot \text{mm}^{-1}$, $1710 \pm 36 \text{N}$ et $347 \pm 58 \mu\text{m}$.

Tableau 3.9: Résultats des essais d'endommagement en compression

Éprouvette	U_{max} (μm)	F_{max} (N)	K (N/mm)	Kmax (N/mm)	Krupt (N/mm)
C1	250	1201	9010	11879	11336
C2	200	1174	9000	12639	12331
C3	175	1201	10500	12960	12632
C4	300	1669	8725	21954	21954
C5	400	1729	9312	14222	14222
C6	200	1259	9400	12681	11870
Moyenne	254	1372	9325	14389	14058
Écart-type	84	255	625	3784	3989

Sur la figure 3.35 est présentée l'évolution de la raideur de chaque éprouvette en fonction du déplacement du cycle considéré normalisé par le déplacement maximal subi durant l'essai. Pour les éprouvettes longitudinales, la raideur augmente jusqu'à 70% du déplacement maximal. Au delà, la raideur diminue jusqu'à la rupture de respectivement 4.57, 2.43, 2.53 et 6.39% pour C1, C2, C3 et C6. Pour les éprouvettes transverses, la raideur augmente en continue jusqu'à la rupture. Une transition a lieu pour un effort appliqué d'environ 3000N à partir duquel la raideur de l'os huméral augmente de manière plus importante avec le déplacement appliqué.

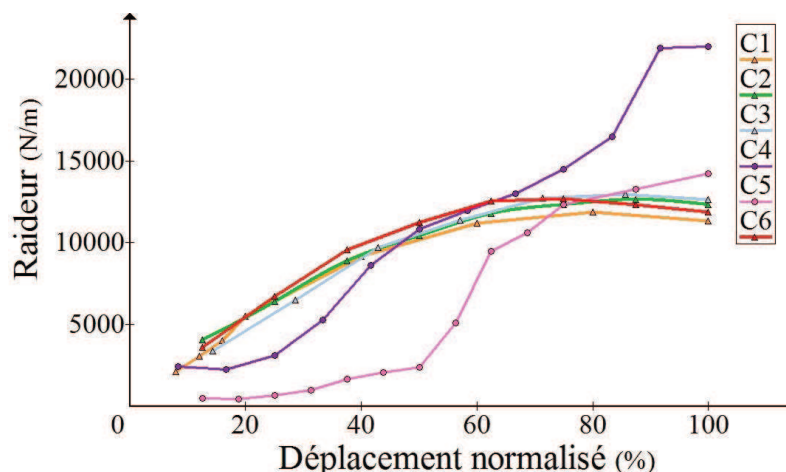


FIGURE 3.35: Évolution de la raideur de l'os huméral durant des essais d'endommagement en compression

5.2.3 Les essais de flexion

Les essais en flexion donnent respectivement pour F1 et F2, un déplacement maximal imposé de 2120 et 2200 μm , un effort maximal de 172 et 119N, une raideur initiale de 127 et 73N/mm et une raideur finale de 113 et 71N/mm soit une dégradation de 11 et 2.7% (tableau 3.10).

Tableau 3.10: Résultats des essais d'endommagement en flexion

Éprouvettes	U_{max} (μm)	F_{max} (N)	K (N/mm)	
			Initiale	Rupture
F1	2120	172	127	113
F2	2200	119	73	71
Moyenne	2160	146	100	92
Écart-type	57	37	38	30

La figure 3.36 présente l'évolution de la raideur cyclique des éprouvettes en fonction du déplacement imposé normalisé par le déplacement maximal de l'essai. L'analyse des résultats montre une chute brutale de la raideur sur les premiers cycles puis une diminution plus linéaire jusqu'à la rupture. Cette chute atteint respectivement 8.6 et 3.8% de la

raideur initiale de F1 et F2, la transition a lieu pour 5.6 et 4.5% du déplacement maximal ce qui correspond au cycle avec un déplacement de $100\mu\text{m}$.

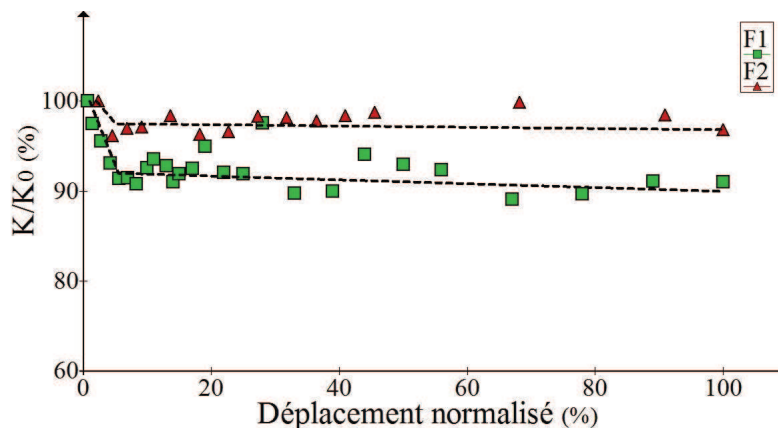


FIGURE 3.36: Évolution de la raideur de l'os huméral durant des essais d'endommagement en flexion

Avec des déformations négatives mesurées par J1 et J2 et positives en J3, les signaux de jauges confirment la sollicitation de l'éprouvette en flexion (figure 3.37). Des déformations permanentes sont enregistrées au cours des essais illustrant l'endommagement des éprouvettes. A la fin du cycle précédant leur apparition, les jauges J1 à J3 ont respectivement mesuré une déformation de -0.32, -0.40 et 0.8% pour F1 et -0.43, -0.69 et 0.96% pour F2. Au maximum, les déformations de F1 atteignent -0.59, -0.69 et 2.5% et celles de F2 -0.57, -0.95 et 1.58%. Pour cette dernière, les valeurs présentées correspondent à l'avant dernier cycle de chargement. A la rupture elles étaient de -0.54, -0.92 et 1.5%. Au niveau de la zone de rupture, un module d'élasticité initial de 18421 et 20448 MPa a été déterminé pour F1 et F2. La figure 3.37(e) montre que cette valeur diminue avec l'augmentation des déformations. Comme pour la raideur, il a été trouvé une chute brutale suivie par un plateau. En revanche on observe une nouvelle chute des propriétés mécaniques peu avant la rupture. Pour F1 et F2 cela représente une dégradation de 18.8 et 10.4% de leur module initial.

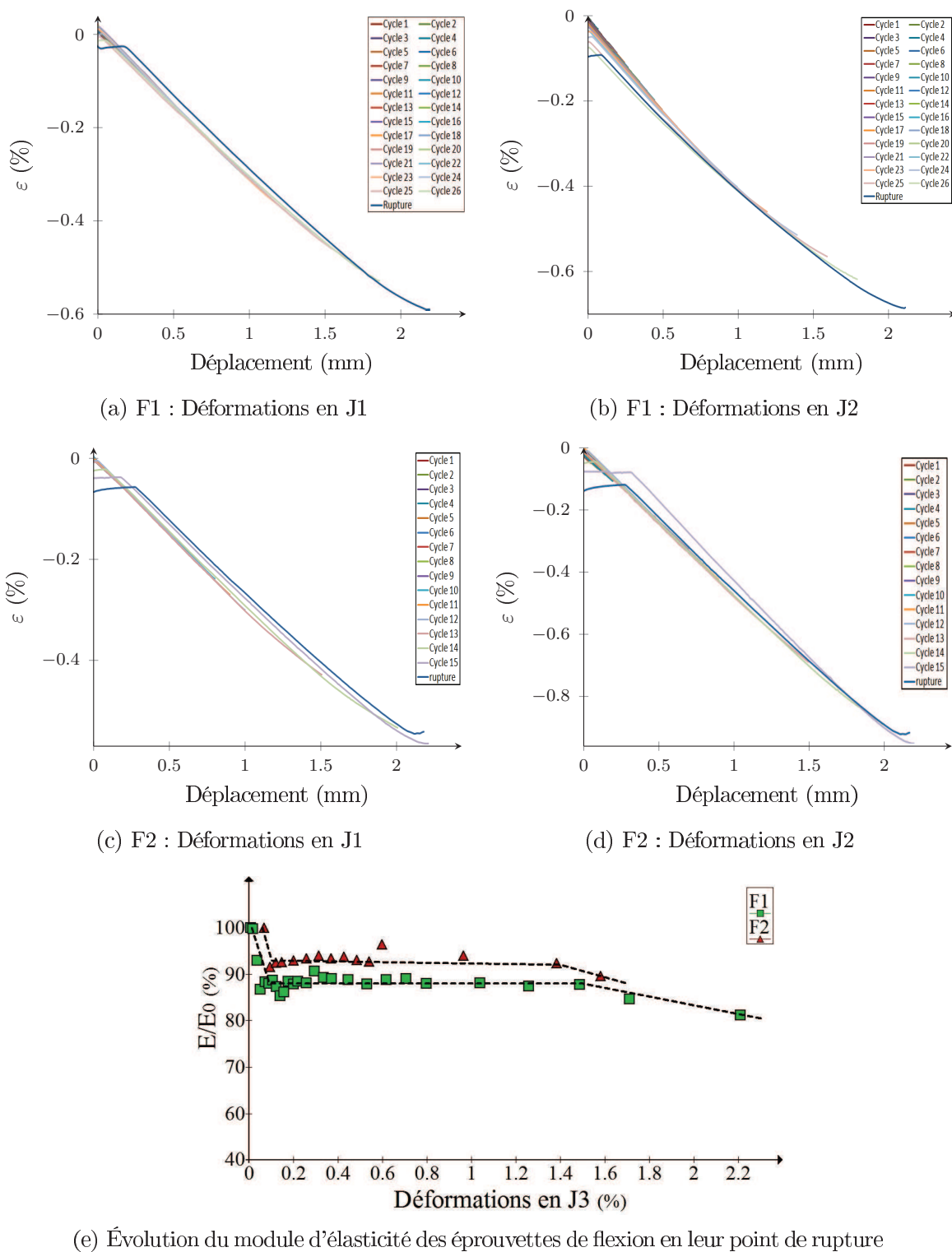


FIGURE 3.37: Évolution de la déformation et son influence sur l'endommagement de l'os huméral

5.3 Discussion

Un total de huit éprouvettes prélevées d'un même sujet ont été testées selon des schémas incrémentaux afin de caractériser l'endommagement de l'os huméral. Quatre d'entre elles étaient destinées à des essais de compression dans la direction longitudinale de l'humérus, les résultats ont présenté une rigidification due à l'écrasement de la structure puis une dégradation de la raideur comprise entre 2 et 6% de leur raideur initiale avant la rupture. Pour les deux éprouvettes testées dans la direction transverse de l'os, il n'a été détecté aucune influence de l'endommagement sur leurs propriétés mécaniques. Pour les deux éprouvettes sollicitées en flexion, la raideur a chuté brutalement jusqu'au cycle correspondant à un déplacement de $100\mu\text{m}$ puis plus lentement jusqu'à ce que leur raideur initiale présente une dégradation de 18.8 et 10.4% lors de la rupture.

D'un point de vue structurale, le tissu osseux présente naturellement des microfissures [125, 199] considérées à la fois comme de l'endommagement et de la porosité. Avec des valeurs comprises entre 2.9 et 4.47 %, nos éprouvettes présentaient des taux de porosité cohérents avec la littérature qui rapporte des taux compris entre 0.93 et 64.4 % pour les os longs sains [31, 200, 201, 202, 40]. Lors de la deuxième mesure sur les éprouvettes C1 à C6, ces taux étaient 1.89 à 3.56 fois plus grand illustrant l'expansion des fissures durant les essais. La progression de l'endommagement s'accompagne de changement au niveau de la microstructure du tissu. Il a notamment été observé la destruction de liaisons collagéniques servant normalement à contenir les microfissures [133, 135, 136]. Ces disparitions entraînent la diminution des propriétés mécaniques du matériau (figures 3.35 et 3.36) et l'apparition de déformations permanentes (figure 3.37).

En compression, des études ont montré que le fémur pouvait supporter, avant rupture, une dégradation supérieure à 25% de ses propriétés mécaniques initiales [203, 128]. L'humérus présente donc une capacité moindre que le fémur à supporter l'endommagement, ceci est sans doute dû au rôle porteur de ce dernier et donc à la nécessité qu'il ne casse pas trop rapidement. Lors de sollicitations physiologiques, les ostéons jouent un rôle majeur dans la gestion de l'endommagement tout particulièrement leurs lignes cémentantes capables d'arrêter ou de dévier la propagation des fissures [5, 137]. D'un autre côté, des analyses morphométriques ont mesuré des diamètres d'ostéons fémoraux compris entre 45 et $79\mu\text{m}$ sur la partie proximale de l'os, entre 67 et $248\mu\text{m}$ au niveau de sa diaphyse et supérieur à $277\mu\text{m}$ pour sa partie distale [202] alors qu'ils ne dépassent pas $59\mu\text{m}$ pour le radius [201]. Bien que cela soit à vérifier, il est raisonnable de penser que cette différence puisse être généralisée à l'ensemble du membre supérieur. Sous cette hypothèse, le tissu haversien de l'humérus serait alors constitué d'ostéons aux diamètres plus petits que ceux du fémur et les lignes cémentantes seraient donc moins présentes. La conséquence est une capacité moindre pour l'humérus à maîtriser la propagation de l'endommagement d'où les dégradations moins importantes. Pour les éprouvettes transverses, la non dégradation des propriétés mécaniques pourrait signifier que l'orientation des ostéons perpendiculaire à la charge favorise la rencontre d'une ligne cémentante par les fissures et limite leur impact négatif sur les propriétés.

La caractérisation de l'endommagement de l'os cortical humain en flexion selon un schéma

incrémental ne semble pas avoir été abordée. Celle de Mercer et al.[204] sur du fémur bovin en flexion 4 points est ce qui se rapproche le plus des essais réalisés ici. De la même manière, ils déterminent le module d'élasticité de l'os à partir des déformations mesurées par une jauge collée à la mi-longueur de leurs éprouvettes. De leur côté, ils ne retrouvent pas de chute brutale sur les premiers cycles mais des propriétés variant très peu jusqu'à rupture. Ce même constat a été fait par Landrigan et al.[205] lors de tests de fatigue. La différence avec nos résultats peut provenir du fait que leurs études aient été réalisées sur du bovin et donc que les éprouvettes ont été prélevées sur un os porteur. D'autre part, la transition a eu lieu après un déplacement de $100\mu\text{m}$ pour les deux éprouvettes et il semble peu probable que cela soit une coïncidence d'autant plus qu'elle est retrouvée lors de notre analyse locale (figure 3.37(e)). D'après cette dernière analyse, une diminution locale des propriétés mécaniques de l'os annonçait l'initiation de sa rupture cohérent avec l'idée que l'accumulation de l'endommagement entraîne la rupture et que le phénomène est local en flexion.

6 Caractérisation des propriétés mécaniques microscopiques de l'humérus

Cette partie termine le chapitre dédié à la caractérisation expérimentale de l'humérus humain avec la présentation des mesures réalisées par nano-indentation. Ce moyen d'essai s'est considérablement développé pour caractériser les propriétés mécaniques de l'os à l'échelle de sa matrice. Les mesures réalisées s'inscrivent dans notre démarche visant à déterminer par méthode directe les paramètres nécessaires à la modélisation micromécanique du comportement de l'humérus durant la simulation d'un test d'impact. Cette campagne expérimentale s'est déroulée en deux temps et a permis la collaboration avec les laboratoires "Roberval" de l'Université de Technologie de Compiègne (UTC) et "Mechanics, Surfaces and Materials Processing" de l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers (ENSAM) de Lille. Dans la suite de cette section seront présentés les protocoles appliqués, la méthodologie de traitement des résultats, les résultats eux-mêmes et nous terminerons avec leur discussion et une mise en perspective avec la littérature.

6.1 Matériel et Méthodes

6.1.1 Prélèvement des éprouvettes

Pour les essais réalisés au laboratoire Roberval, trois échantillons (I1-I2-I3) ont été découpés du sujet 492 à partir des morceaux restants après impact. La zone de prélèvement se situe sur la partie distale de l'humérus (figure 3.38(a)) et est considérée comme assez éloignée de la zone de rupture pour ne présenter aucun endommagement apparent. Deux des échantillons mesurent $7\times 7\times 3\text{mm}$ et sont destinés à des mesures dans la direction longitudinale de l'humérus. Le troisième était destiné à des mesures dans la direction radiale de l'humérus, il présentait une épaisseur de 2mm .

Pour les essais réalisés au sein de l'ENSAM, quatre éprouvettes (I4-I5-I6-I7) ont été prélevées dans une section de 8mm d'épaisseur découpée sur la partie distale de l'humérus

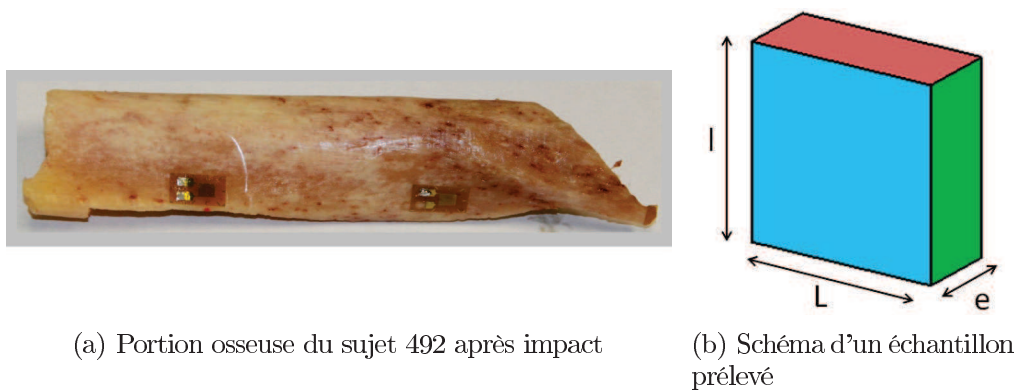


FIGURE 3.38: *Prélèvement des éprouvettes de nano-indentation pour l'UTC*

droit du sujet 535 (voir paragraphe 5.1.1). La géométrie des éprouvettes n'influençant pas la réalisation d'essais de nano-indentation, aucune dimension n'a été mesurée.

Entre la découpe et les essais, tous les échantillons ont été conservés dans du sérum physiologique (chlorure de sodium NaCl) dans les conditions frigorifiques du LAMIH.

6.1.2 Les protocoles

La qualité des mesures par nano-indentation est dépendante de la planéité de la surface indentée, c'est pour cela que les échantillons sont tout d'abord polis avant d'être placés sous indenteur.

Pour les essais réalisés au laboratoire Robeval, la surface de mesure a été préparée par une polisseuse automatique selon les étapes suivantes :

- Polissage par abrasion et sous hydratation avec de l'eau Milli-Q[®] avec des disques à taille de grains égale à 800, 1200, 2400 et 4000. Chaque étape a duré 240s avec une vitesse de rotation de 30rpm pour le plateau et de 20rpm pour le porte échantillon.
- Polissage avec un disque feutre couplé d'une suspension de particules d'alumine de taille 1, 0.3 et 0.04 μm . Chaque étape a duré 360s avec une vitesse de 40rpm pour le plateau et de 20rpm pour le porte échantillon. Un rinçage avec de l'eau MilliQ[®] est réalisé entre deux polissages.
- Deux rinçages par bain à ultrason avec de l'eau Milli-Q[®] d'une durée de 5min chacun.

Les essais de nano-indentation ont été réalisés avec un nanoindenteur Agilent G200 équipé d'une pointe Berkovich (pyramide à base triangulaire). Le protocole d'essai se décompose en trois phases :

- Une phase de chargement avec $\frac{\dot{F}}{F_{max}} = 0.05\text{s}^{-1}$ jusqu'à une profondeur de 3000nm.
- Une phase de maintien de la charge durant 300s.

- Une phase de décharge à la même vitesse que lors de la phase de charge jusqu'à atteindre la moitié de l'effort atteint en fin de charge.
- Une phase de maintien de la charge durant 300s.

Sur l'ensemble des échantillons, 112 essais ont été réalisés : 85 dans la direction longitudinale et 37 dans la direction transverse de l'humérus.

Pour les essais réalisés au laboratoire de l'ENSAM, la surface de mesure a été préparée par une polisseuse de type PLANOPOL-3 de Struers[®] montée avec un bras de polissage PEDEMAX-2 selon les étapes suivantes :

- Polissage par abrasion et sous hydratation avec de l'eau ultrapure avec des disques à taille de grains égale à 800, 1200, 2400 et 4000. Chaque étape a duré 120s avec une vitesse de rotation de 100rpm.
- Polissage avec un disque feutre couplé d'une suspension de particules d'alumine de taille $0.02\mu\text{m}$. Cette étape a duré 360s avec une vitesse de rotation de 100rpm.
- Un rinçage par bain à ultrason avec de l'eau ultrapure d'une durée de 5min.

Les essais de nano-indentation ont été réalisés avec un nanoindenteur Nano XP de MTS équipé d'une pointe Berkovich. Le protocole de mesure se décompose en trois phases (figure 3.39) :

- Une phase de chargement avec $\frac{\dot{F}}{F_{max}}=0.05s^{-1}$ et $F_{max}=145\text{mN}$. Des essais préliminaires ont montré qu'une profondeur d'environ 3000nm était atteinte avec un tel effort. Cette pénétration est suffisamment importante pour éviter les perturbations de mesure dues à la rugosité de surface et se trouve être du même ordre de grandeur que celle obtenue durant la campagne précédente.
- Une phase de maintien de la charge durant 300s.
- Une phase de décharge à la même vitesse que lors de la phase de charge.

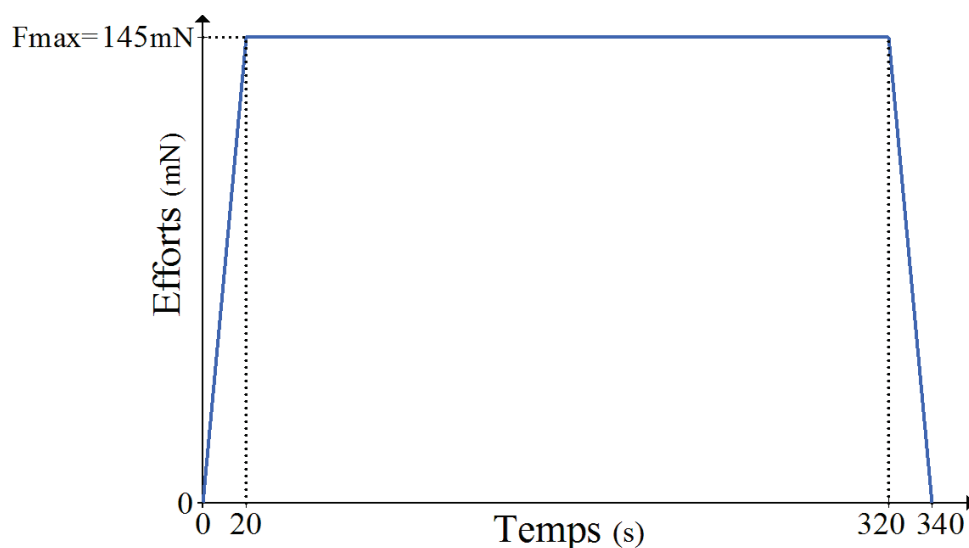


FIGURE 3.39: Courbe expérimentale pour les essais de nano-indentation

L'indenteur est couplé avec une technique d'imagerie permettant un grossissement $\times 10$ et de différencier les tissus ostéonal et interstitiel. Au total, 44 des 78 mesures programmées sur l'ensemble des échantillons sont exploitables. Pour les autres, soit la surface n'a pas été détectée ou l'indentation a été réalisée trop près d'un canal de Havers. L'ensemble des essais a été réalisé dans la direction longitudinale de l'humérus.

6.1.3 Analyse des résultats

Pour les essais réalisés au laboratoire Roberval, les propriétés mécaniques sont déterminées par ajustement de la courbe de pénétration en fonction du temps. Pour cela, un modèle mécanique constitué de cinq éléments à réponse quadratique par rapport à l'enfoncement est utilisé : un ressort pour le comportement élastique, deux éléments de Kelvin-Voigt pour le comportement visco-élastique, un patin pour le comportement plastique et un amortisseur pour le comportement viscoplastique. À partir des paramètres du modèle et en supposant que le coefficient de Poisson de l'os huméral vaut 0.3, il est possible de déterminer un module d'élasticité, deux modules d'élasticité complexes, une dureté, une viscoplasticité. La description détaillée du modèle est reportée dans les travaux de Mazeran et al.[206].

Pour les essais réalisés à l'ENSAM, un programme MATLABTM détermine automatiquement le module d'élasticité et la dureté selon la procédure décrite par Oliver et Pharr [121].

La courbe de décharge est interpolée par un polynôme de degrés 3. La raideur de contact S (mN/nm), définie comme la tangente à la courbe de décharge au point où la pénétration est maximale (voir figure 3.40), est calculée comme la valeur de la dérivée de ce polynôme en $h=h_{max}$. S est liée aux propriétés élastiques du matériau par la relation suivante :

$$S = \left. \frac{dP}{dh} \right|_{h_{max}} = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \sqrt{A(h_c)} E_r$$

On montre que h_c , la profondeur de contact (nm), s'exprime en fonction de la pénétration maximale h_{max} par :

$$h_c = h_{max} - \varepsilon \frac{P_{max}}{S}$$

avec ε un coefficient dépendant de la géométrie de l'indenteur (0.75 dans le cas d'un Berkovich) et P_{max} (N) l'effort maximal mesuré.

$A(h_c)$ (nm²) est la fonction d'aire de l'indenteur. Son expression en fonction de h_c est calibrée lors d'un étalonnage sur un matériau connu, de la silice dans notre cas ($E=72$ GPa). $A(h_c)$ dépend de la géométrie de l'indenteur et la mise à jour de son expression permet de prendre en compte l'usure éventuelle de la pointe.

E_r (GPa) est le module réduit relié aux propriétés du matériau à travers l'expression suivante :

$$\frac{1}{E_r} = \frac{1 - \nu^2}{E} + \frac{1 - \nu_i^2}{E_i}$$

avec E (GPa) et ν le module d'élasticité et le coefficient de Poisson du matériau et E_i et ν_i ceux de l'indenteur. Dans notre cas, l'indenteur est en diamant ($E_i=1141$ GPa, $\nu_i=0.07$) et nous fixerons $\nu=0.3$.

Finalement, la dureté (GPa) qui représente la pression moyenne exercée lors de la pénétration maximale s'exprime de la manière suivante :

$$H = \frac{P_{max}}{A(h_c)}$$

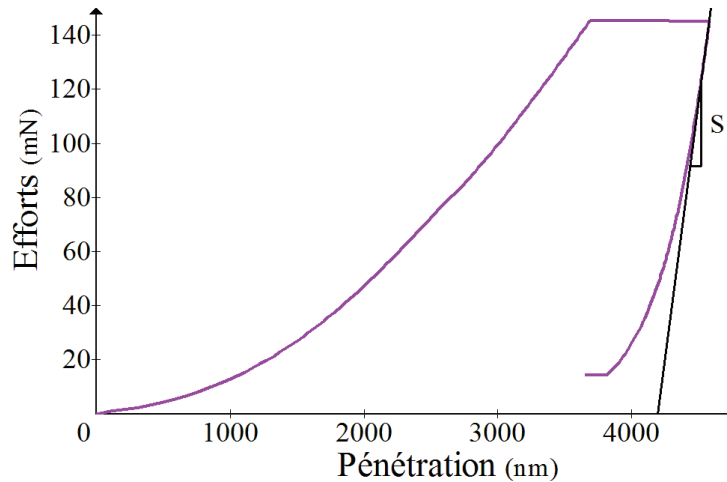


FIGURE 3.40: Courbe expérimentale type pour la nano-indentation

Afin de contrôler la bonne réalisation des essais programmés, une capture du visuel microscopique associé à l'indenteur est faite avant et après essais (figure 3.41). La comparaison des images permet d'identifier les essais dont les résultats sont faussés car réalisés trop près du bord d'un ostéon et de différencier les mesures faites au niveau d'un ostéon et de la matrice interstitielle.

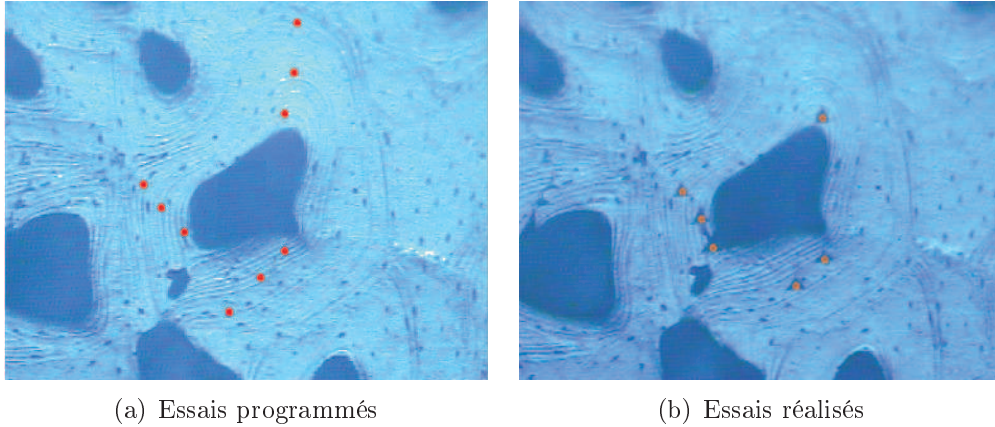


FIGURE 3.41: *Comparaison des zones d'essais programmées et effectives pour la nano-indentation*

6.2 Résultats

Sur l'ensemble des essais, il a été mesuré un module d'élasticité de 18.25 ± 1.10 GPa et une dureté de 0.450 ± 0.04 GPa.

Pour les essais réalisés sur I1 à I3, il a été mesuré un module d'élasticité de 19.2 ± 0.56 GPa et une dureté de 0.49 ± 0.021 GPa.

Des essais ont été réalisés dans la direction transverse de l'os, les résultats de cette campagne montrent un module de 19.50 ± 0.28 et une dureté 0.487 ± 0.028 GPa dans la direction longitudinale. Dans la direction transverse, ces grandeurs valent respectivement 18.6 ± 2.8 et 0.457 ± 0.057 GPa.

Sur l'éprouvette I3, une distinction a été faite entre les différentes natures de tissu. Les mesures effectuées donnent un module d'élasticité de 18.2 ± 2.4 GPa et une dureté de 0.457 ± 0.057 GPa au niveau des ostéons ainsi qu'un module d'élasticité de 21.1 ± 2.98 GPa et une dureté de 0.533 ± 0.031 GPa au niveau du tissu interstitiel.

Sur l'ensemble des éprouvettes I4 à I7, il a été déterminé un module d'élasticité de 17.37 ± 1.97 GPa et une dureté de 0.416 ± 0.05 GPa.

Au niveau des ostéons, on mesure un module d'élasticité de 16.50 ± 1.24 GPa et une dureté de 0.393 ± 0.033 GPa alors que ces grandeurs s'élèvent respectivement à 19.42 ± 1.87 GPa

et 0.468 ± 0.047 au niveau du tissu interstitiel. Un test-t a montré une différence significative entre ces deux tissus que ce soit pour le module d'élasticité ($p < 0.001$) ou la dureté ($p < 0.002$) (figure 3.42).

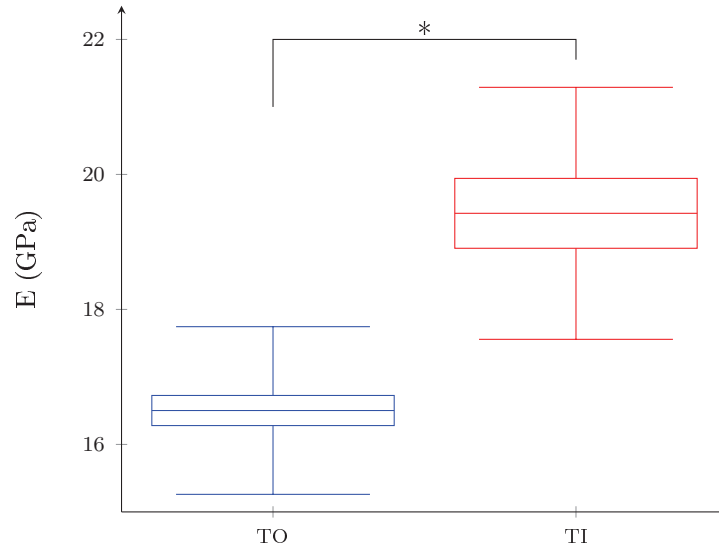


FIGURE 3.42: *Module d'élasticité mesuré par nano-indentation au niveau des tissus ostéonal (TO) et interstitiel (TI)*

6.3 Discussion

Cent soixante-six essais de nano-indentation ont donc été réalisés sur 7 échantillons prélevés sur deux humérus différents. Le module d'élasticité et la dureté trouvés appartiennent à l'intervalle de valeurs que l'on peut retrouver dans la littérature [116, 119, 207].

Sur les éprouvettes I1 à I3, les propriétés mécaniques transverses sont inférieures aux propriétés longitudinales, ce qui semblerait mettre en avant le caractère anisotrope de l'os huméral à l'échelle microscopique. Cette tendance a été retrouvée dans l'étude de Reisinger et al. [118] qui a estimé un degré d'anisotropie de 1.75 ± 0.36 au travers d'essais de nano-indentation longitudinaux, transverses et à 45° sur les mêmes ostéons.

Pour finir, nos résultats présentent une différence de propriétés mécaniques entre les tissus ostéonal et interstitiel. Cette différence se retrouve également très largement dans la littérature [116, 115, 117]. La matrice interstitielle est un reliquat de l'embryogenèse issu de la succession de cycles de remodelage osseux. En comparaison avec le tissu ostéonal qui est plus jeune, elle présente un degré de minéralisation plus important ce qui explique les propriétés mécaniques plus élevées.

7 Conclusion

Dans ce chapitre ont été présentées les campagnes expérimentales réalisées durant ce travail de thèse. Elles avaient pour premier objectif l'enrichissement de la littérature qui s'est avérée être pauvre en études consacrées à l'humérus préférant plutôt traiter le fémur. Elles ont concerné treize humérus humains dont trois paires et ont été organisées afin de caractériser les propriétés mécaniques et l'endommagement avant rupture.

A l'échelle de la pièce anatomique, des essais statiques puis dynamiques ont été réalisés à l'aide d'un puits de chute. Les premiers essais ont permis d'établir des relations efforts-déformations linéaires caractérisant les propriétés élastiques des humérus. Au travers des essais dynamiques, l'effort maximal subi par l'humérus avant de rompre a été déterminé. Des signaux d'efforts et de déformations ont également été enregistrés et serviront de référence lors de la validation des modélisations numériques. Au travers de ces essais, les différentes valeurs d'effort et de déformation trouvées ont mis en avant la variabilité existant entre les sujets justifiant la nécessité de personnaliser les modélisations proposées. Des essais sur éprouvettes ont également été réalisés pour une caractérisation mésoscopique des propriétés mécaniques de l'humérus en traction et compression puis celle de son endommagement en compression et flexion. Les résultats obtenus montrent que l'humérus est un matériau anisotrope qui présente de meilleures propriétés mécaniques en traction qu'en compression. D'autre part, peu d'endommagement survient avant qu'il ne rompt ce qui est caractéristique des matériaux fragiles. La discussion de ces essais a également montré que les comportements établis pour l'humérus ne correspondaient pas à ceux existants pour le fémur. La raison la plus évidente est que ces deux os sont adaptés à leur rôle au sein du corps. Dans ces conditions, la mise en place d'une campagne expérimentale était donc une nécessité pour une étude dont l'humérus est l'objet de recherche. Finalement, des tests de nano-indentation ont été réalisés sur les tissus ostéonal et interstitiel de l'humérus. Les résultats ont montré des propriétés mécaniques plus importantes au niveau du tissu interstitiel en accord avec la littérature.

Le second objectif de cette campagne à différentes échelles était de pouvoir s'appuyer sur une base d'informations assez large pour déterminer les paramètres micromécaniques des modèles élastique et d'endommagement. Pour la partie élastique, trois méthodologies vont être mises en place. Une première dite directe reprendra le taux de porosité des éprouvettes d'endommagement mesuré par μ CT et le module d'élasticité de la matrice osseuse obtenu par nano-indentation. Deux autres dites indirectes détermineront ces paramètres par méthode inverse à partir des propriétés macroscopiques de l'humérus. La première proposera d'utiliser la modélisation des essais statiques pour déterminer les propriétés permettant d'estimer au mieux les déformations expérimentales. La deuxième se basera sur les résultats obtenus sur les essais locaux dans les directions longitudinales et transverse de l'os.

Chapitre 4

Modélisation du comportement de l'humérus sous impact

1 Introduction

Ce chapitre est destiné à la présentation des résultats numériques des essais d'impact sur humérus. Pour une augmentation de la biofidélité des résultats, la modélisation présentée dans le chapitre 2 sera reprise pour les calculs. Les résultats expérimentaux des essais d'impact ont montré une diversité des résultats entre les individus encourageant à la personnalisation des propriétés mécaniques des sujets testés. La première partie de ce chapitre est consacrée à la personnalisation des paramètres micromécaniques nécessaires pour décrire le comportement de l'os. Dans un premier temps nous aborderons les différentes méthodes pour déterminer ceux responsables de son comportement élastique. Comme il a été vu dans le chapitre 2, les valeurs du coefficient de Poisson de la matrice osseuse ν_m et du rapport d'aspect des porosités α sont respectivement imposées à 0.3 et 1, nous nous attarderons principalement sur le taux de porosité initial f_0 et le module d'élasticité de la matrice osseuse E_m . La dernière partie de ce chapitre présente les aspects pratiques de la formulation, développement et tests de validation du modèle micromécanique [208] d'endommagement élastique appliqué à l'humérus humain. La formulation micromécanique est basée sur l'homogénéisation de type Mori-Tanaka [173] basée sur l'hypothèse d'inclusions vides de forme cylindrique. Le critère d'endommagement est basé sur une formulation de type Marigo [183, 209, 210]. Dans un premier temps la formulation des équations d'endommagement pour le cas de structures de type barre et poutre [211] est donnée avec une identification des paramètres d'endommagement en se basant sur les résultats d'essais de type compression et flexion quasi-statiques sur de petites éprouvettes de forme parallélépipédiques. La deuxième section est consacrée à la prise en compte de l'effet de vitesse de déformation et les modifications à apporter pour une utilisation d'endommagement pour le cas d'impact sur humérus. La troisième section présentera la validation de cette approche, où les paramètres d'endommagement obtenus suite à l'identification locale seront utilisés dans le modèle d'humérus complet à travers un test d'impact sur puits de chute. Enfin on terminera par une analyse des résultats et on dressera une conclusion sur cette approche et les perspectives sur les améliorations futures.

2 Influence des paramètres initiaux de la modélisation

Cette section du chapitre est destinée à explorer rapidement l'influence des différents paramètres initiaux de la modélisation (V_{imp} , E_m , f et ρ) sur l'estimation de l'effort à l'impact. Dans ce but, la modélisation du sujet 517 telle qu'elle a été présentée à la

fin du chapitre 2 a été reprise et diverses variations de ces paramètres ont été testées. Les résultats obtenus seront présentés sous la forme de courbes illustrant l'évolution de l'effort à l'impacteur en fonction du temps pour différentes valeurs représentatives de l'intervalle considéré ainsi que de l'évolution de l'effort à l'impact estimé en fonction de la valeur du paramètre étudié.

Pour la vitesse d'impact, des valeurs de 1,50 et 1,90 m.s^{-1} ont été choisies (figure 4.1) car elles encadrent les vitesses expérimentales. Les résultats montrent une augmentation de l'effort à l'impact avec celle de la vitesse. Pour les valeurs considérées ici, cet effort augmente linéairement avec la vitesse d'impact.

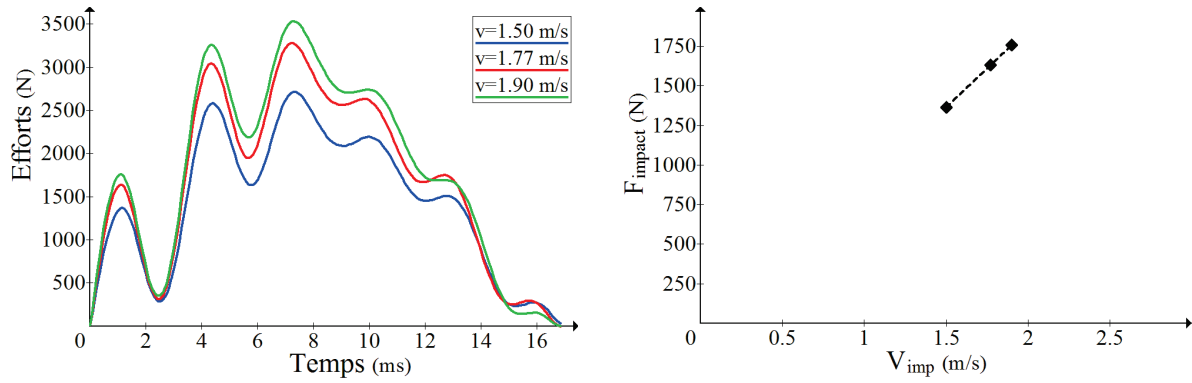


FIGURE 4.1: Influence de la vitesse d'impact sur l'estimation de l'effort à l'impact

Pour le module d'élasticité de la matrice, des valeurs comprises entre 14 et 23 GPa ont été choisies (figure 4.2) car elles passent en revue celles existantes dans la littérature (cf. Chapitre 1). Les résultats montrent une augmentation de l'effort à l'impact avec celle du module. Pour les valeurs considérées ici, cet effort augmente linéairement avec le module.

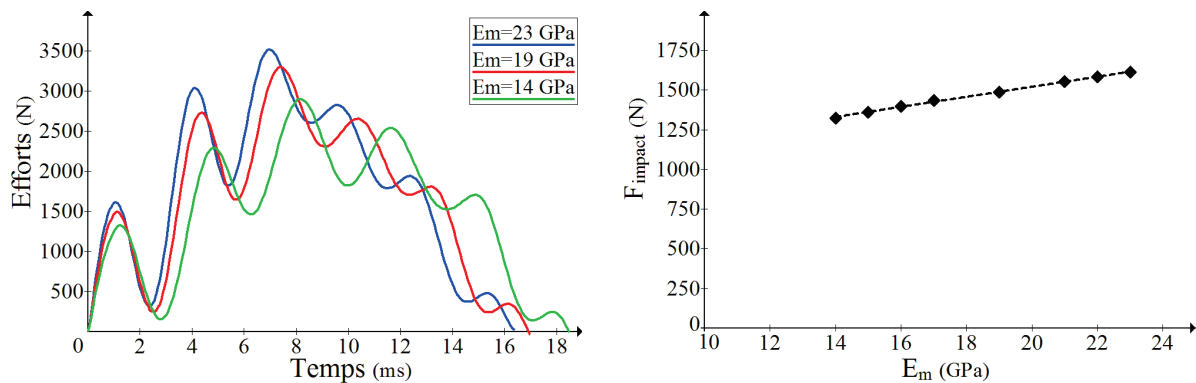


FIGURE 4.2: Influence du module d'élasticité de la matrice osseuse sur l'estimation de l'effort à l'impact

Pour le taux de porosité initial, des valeurs comprises entre 1 et 40 % ont été choisies (figure 4.3) car elles passent en revue celles existantes dans la littérature (cf. Chapitre 1).

Les résultats montrent une diminution de l'effort à l'impact avec l'augmentation de la porosité. Pour les valeurs considérées ici, cet effort diminue linéairement avec le taux de porosité.

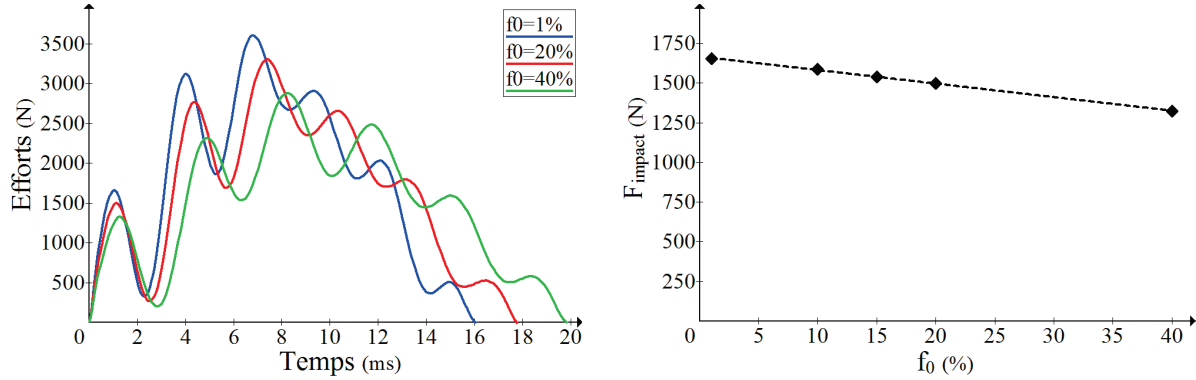


FIGURE 4.3: Influence du taux de porosité initial sur l'estimation de l'effort à l'impact

Pour la masse volumique, des valeurs de 1200 et 2500 Kg.m^{-3} ont été choisies (figure 4.4) car elles encadrent les valeurs existantes dans la littérature (cf. Chapitre 1). Les résultats montrent une légère augmentation de l'effort à l'impact avec celle de la masse volumique. Pour les valeurs considérées ici, cet effort augmente linéairement mais faiblement avec la masse volumique de l'os.

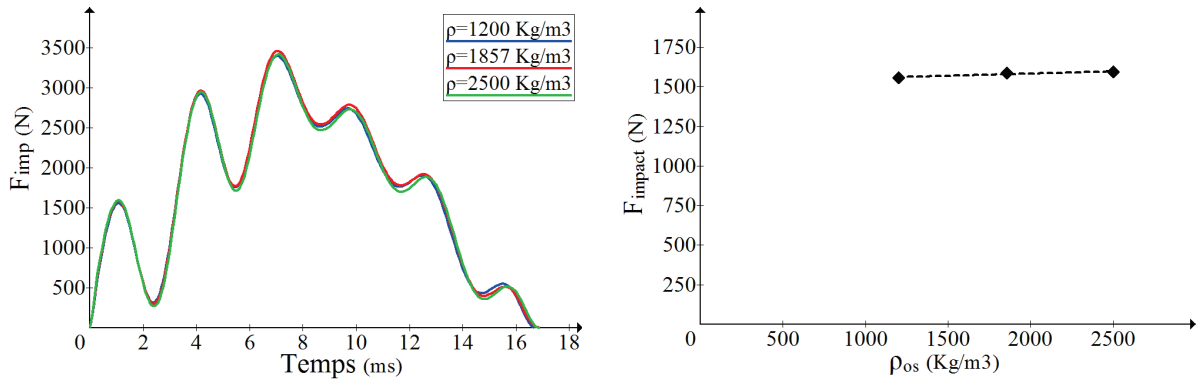


FIGURE 4.4: Influence de la masse volumique de l'humérus sur l'estimation de l'effort à l'impact

Ces calculs préliminaires ont été présentés dans l'ordre des paramètres du plus au moins influent. La vitesse à l'impact et la masse volumique de l'humérus ont été déterminées pour chaque sujet dans le cadre de la caractérisation de l'humérus, leurs valeurs sont rappelées dans le tableau 4.1. La suite de cette section est destinée à la présentation de l'évaluation de E_m et f_0 .

Tableau 4.1: Rappel de la vitesse d'impact et de la masse volumique des sujets utilisés

Sujet	V_{imp} (m.s ⁻¹)	ρ (Kg.m ⁻³)
501	1,81	1883
503	1,70	1695
514	1,63	1825
517	1,67	1896
535	1,63	1856
485	1,65	1793
582	1,72	1849

3 Identification des paramètres micromécaniques élastiques

3.1 La porosité initiale f_0

Le taux de porosité initial f_0 des sujets a été déterminé à partir de la densité relative de la même manière que celle présentée dans le chapitre 2. Pour rappel, f_0 est donc calculé par :

$$f_0 = 1 - d_r = 1 - \frac{m_{air} - m_{eau}}{V \times \rho_{eau}} \quad (4.1)$$

avec m_{air} et m_{eau} les masses dans l'air et dans l'eau mesurées lors de la densitométrie après l'impact des humérus, V le volume des reconstructions des humérus et ρ_{eau} la masse volumique de l'eau (10^3 Kg.m⁻³).

Les données utilisées et valeurs obtenues sont présentées dans le tableau 4.2. Des valeurs aberrantes apparaissent pour les sujets 514 et 485 certainement dues à une surestimation du volume d'os, pour ces sujets nous conserverons la moyenne calculée des autres sujets à savoir 14,28 %.

Tableau 4.2: Tableau récapitulatif des données pour l'estimation de la porosité initiale

Sujet	V (mm ³)	m_{air} (g)	m_{eau} (g)	d_r (.)	f (%)
501	50765	78.28	36.68	0.819	18.06
503	64520	90.27	36.28	0.837	16.33
535	59921	97.62	44.91	0.880	12.03
514	78271	140.01	62.47	0.991	0.93
517	60756	98.10	45.82	0.861	13.94
485	51963	94.86	41.96	1.018	-1.81
582	33864	55.72	25.59	0.890	11.03

3.2 Le module d'élasticité de la matrice osseuse E_m

Le module d'élasticité de la matrice osseuse de chaque sujet, associé au taux de porosité présenté plus haut, est déterminé par méthode inverse à partir des propriétés apparentes des humérus. Ces dernières sont déterminées suivant deux méthodes proposant dans un premier temps une exploitation analytique des essais globaux en statique via leur modélisation EF .

3.2.1 La méthode analytique

L'objectif de cette approche est de déterminer les propriétés apparentes de l'humérus à partir d'une relation contrainte-déformation (σ - ε) ou les déformations sont reprises des mesures expérimentales. La contrainte au niveau de chaque jauge a été estimée par application à l'humérus des relations associées à la théorie des poutres en se référant aux travaux de Jämsä et al. [212] sur des os longs de rongeur. Dans cette approche, elle s'obtient par :

$$\sigma = \frac{l \bar{h}_j}{I} f \quad (4.2)$$

avec, pour chaque jauge, l la longueur entre son emplacement et l'encastrement distal, $\bar{h}_j$ la distance algébrique entre le centre de gravité de sa section et son emplacement, I le moment quadratique de la section où elle se trouve et f l'effort mesuré expérimentalement à l'impacteur. Pour $\bar{h}_j$, I et les coordonnées du centre de gravité des différentes sections, leurs valeurs ont été extraites des reconstructions géométriques des humérus (figure 4.5) et analysées directement par le logiciel Catia[®] .

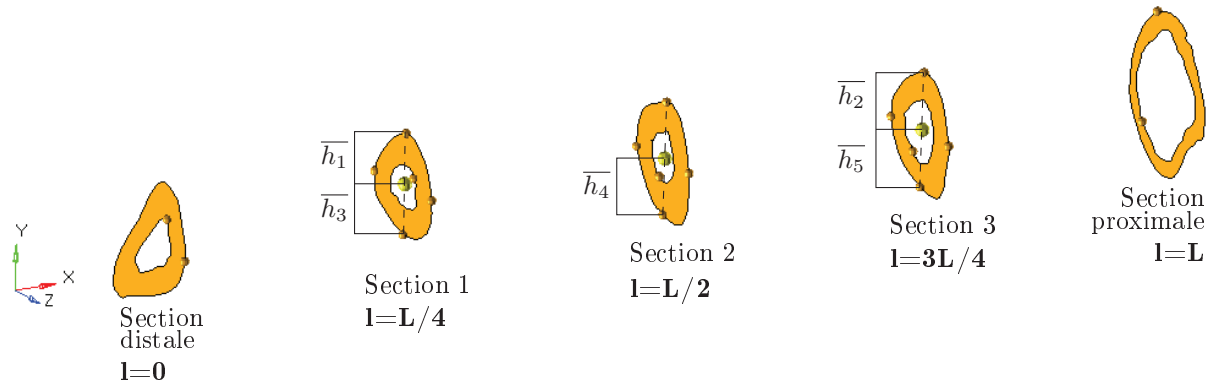


FIGURE 4.5: Sections extraites de la reconstruction du sujet 535

L'effort à l'impacteur n'ayant pas été mesuré pour le sujet 503, la méthode a été détournée. En effet la démarche présentée ci-dessus a été appliquée en considérant cette fois les efforts de réaction. Dans ce cadre d'essai statique, une relation linéaire existe entre les modules d'élasticité obtenus à partir des efforts à l'impacteur (E_{imp}) et de réaction (E_{pl}) (figure 4.6) permettant d'en déduire un module d'élasticité apparent pour les sujet 503.

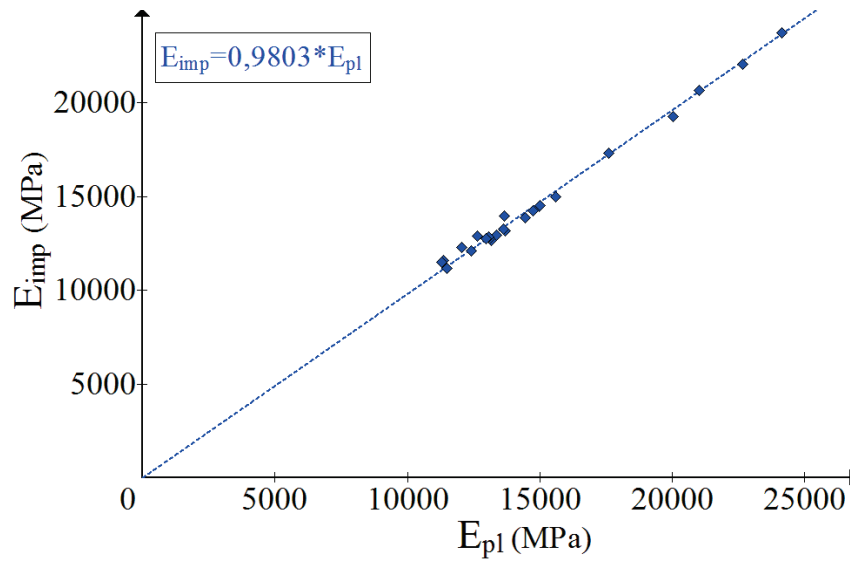


FIGURE 4.6: Relation linéaire entre les modules d'élasticité apparents obtenus avec la théorie des poutres

Les modules trouvés sont présentés par jauge dans le tableau 4.3. En dehors des sujets 514 et 517, les modules calculés en J4 sont clairement plus élevés que les autres. L'approche visant à considérer l'humérus comme une poutre à section régulière semble trop simplificatrice. Dans ces conditions, le module d'élasticité de la matrice déterminé à partir de la théorie des poutres (E_m^{TPo}) le sera à partir du module apparent en J4.

Tableau 4.3: Propriétés apparentes et module d'élasticité de la matrice osseuse (en MPa) obtenus par la méthode analytique

Sujet	J1	J2	J3	J4	J5	E_m^{TPo}
503	12545	13395	12274	20299	9817	24258
535	12662	15009	13194	19276	13903	21902
514	12298	11585	12913	13954	11518	16276
517	14274	14473	14510	14835	12931	17236
485	11202	12764	13276	22091	12104	25768
582	23747	12863	17311	20684	12777	23245

3.2.2 La méthode EF

Cette approche repose sur l'utilisation de la modélisation des essais statiques et a pour objectif de déterminer le module d'élasticité apparent permettant de minimiser l'erreur d'estimation des déformations de l'humérus sous sollicitations. Les simulations d'essai statique ont été menées par applications successives d'efforts équivalents aux masses appliquées lors des essais. Durant le calcul, chaque effort a été maintenu par palier afin que le solveur *explicit* d'Abaqus[®] puisse converger vers la solution (figure 4.3).

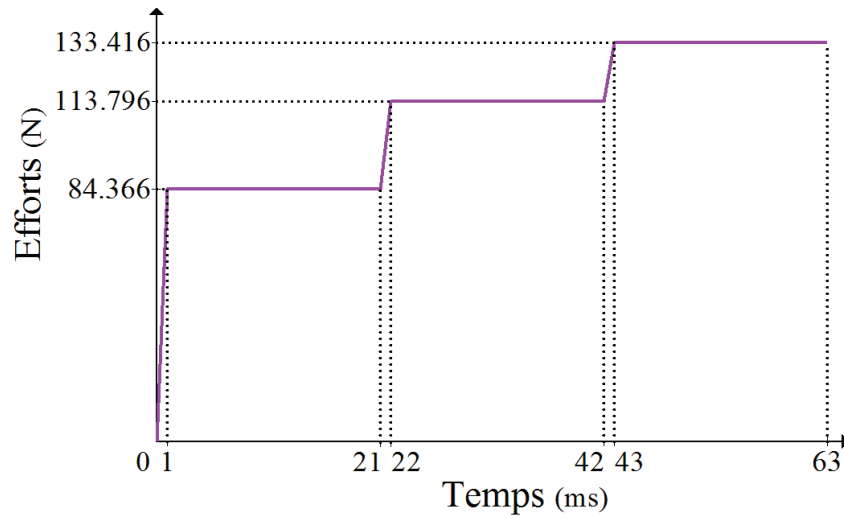


FIGURE 4.7: Évolution de l'effort appliqué lors du calcul statique

Afin de pouvoir relier les déformations de l'humérus à ses propriétés mécaniques, les calculs ont été réalisés avec E_m valant 18, 20 et 22 GPa pour une porosité f_0 de 10 %. Un exemple de signal brut de déformations à traiter est présenté sur la figure 4.4. Les oscillations du premier palier sont associées à une instabilité trop importante, nous utiliserons pour la suite les valeurs moyennes obtenues entre 35 et 42 ms et entre 53 et 63 ms.

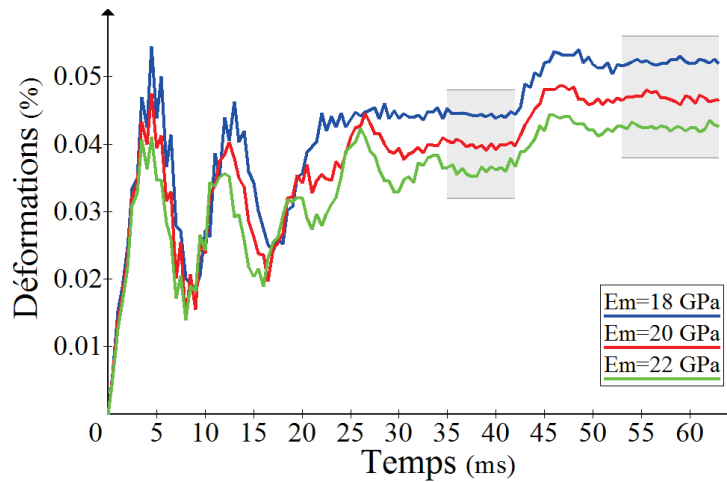


FIGURE 4.8: Sélection des plages de données pour l'évaluation des déformations numériques

L'exploitation des résultats permet de mettre en avant, pour chaque jeu de paramètres matériau, une linéarité entre le poids appliqué et les déformations de l'humérus (figure 4.9(a)). Dans un second temps, on montre l'existence d'un coefficient de proportionnalité ξ entre le coefficient directeur de ces courbes (K_n) et le module longitudinal (E_L) associé au jeu de paramètres considérés (figure 4.9(b)).

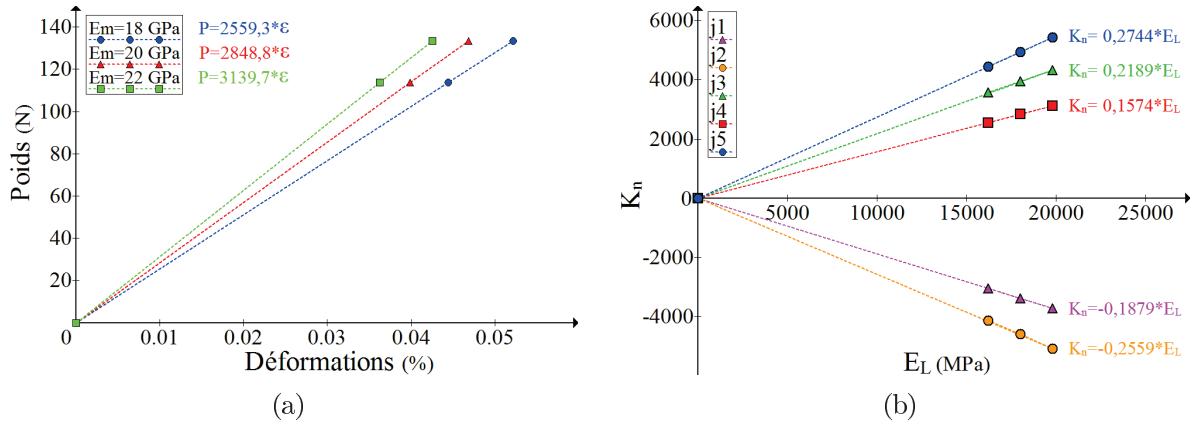


FIGURE 4.9: Détermination des coefficients ξ pour le sujet 535

Pour chaque jauge de chaque humérus est établie une valeur de ξ soit un total de 30 coefficients répertoriés dans le tableau 4.4.

Tableau 4.4: Tableau récapitulatif des coefficients ξ obtenus

Sujet	J1	J2	J3	J4	J5
503	-0,1917	-0,3105	0,2015	0,2124	0,2829
535	-0,1879	-0,2559	0,2189	0,1574	0,2744
514	-0,2383	-0,3325	0,2663	0,1686	0,3223
517	-0,2895	-0,3408	0,3276	0,2026	0,3352
582	-0,1690	-0,1504	0,1542	0,1092	0,1623
485	-0,2634	-0,3182	0,3045	0,2323	0,3178

La méthode des moindres carrés a été utilisée pour déterminer le module d'élasticité E_L^{EF} minimisant l'erreur d'estimation des déformations de l'humérus. Au niveau d'une jauge, la fonction exprimant cette erreur en fonction de E_j^{EF} s'écrit :

$$f_j(E) = \sum_{s=0}^4 \left(\varepsilon_{sj} - \frac{P_s}{\chi_j \cdot E} \right)^2 \quad \forall j \in \{1, 2, 3, 4, 5\} \quad (4.3)$$

où les indices s et j désignent respectivement des données relatives à l'essai statique et à la jauge considérée. Afin de déterminer un module E_{moy}^{EF} prenant en considération les déformations mesurées par l'ensemble des jauges, la fonction (4.3) a été généralisée de la manière suivante :

$$f(E) = \sum_{s=0}^4 \sum_{j=1}^5 \left(\varepsilon_{sj} - \frac{P_s}{\chi_j \cdot E} \right)^2 \quad (4.4)$$

L'ensemble des modules trouvés sont donnés dans le tableau 4.5. Pour les calculs à suivre, E_m^{EF} le module d'élasticité de la matrice obtenu par la méthode des éléments finis a été déterminé à partir de E_{moy}^{EF} .

Tableau 4.5: Propriétés apparentes et module d'élasticité de la matrice osseuse (en MPa) obtenus par la méthode EF

Sujet	J1	J2	J3	J4	J5	E_{moy}^{EF}	E_m^{EF}
503	13178	10726	12148	9324	9226	11020	13117
535	20430	19281	20173	17457	18280	18892	21466
514	21750	18478	22163	16856	19353	18930	22081
517	14990	15208	15108	14598	16695	15098	17541
582	19527	13351	16010	14318	13002	14726	16549
485	14645	16442	16254	16189	15714	15785	18412

4 Comportement élastique de l'humérus humain

4.1 Les résultats numériques

Avant de présenter les résultats à proprement dit, nous pouvons remarquer la cohérence avec la littérature des propriétés mécaniques déterminées que ce soit pour les modules d'élasticité apparents et les modules d'élasticité de la matrice qui en ont été déduits. Bien que proches, les paramètres micromécaniques trouvés présentent une différence. Pour comparer les estimations numériques avec les résultats expérimentaux et entre elles, nous nous intéresserons aux pics d'effort à l'impacteur ainsi qu'aux déformations de l'humérus extraits des éléments coïncidents avec l'emplacement des jauges expérimentales. En figure 4.10 sont présentées, en exemple, les différentes courbes d'efforts et de déformations obtenues en utilisant les jeux de paramètres déterminés par la méthode analytique basée sur l'utilisation de la théorie des poutres (FE-TPo) ou à partir de la méthode basée sur la modélisation des essais statiques (FE-Stat).

Pour une analyse de la pertinence des résultats, nous nous intéresserons à l'écart entre les courbes expérimentales et numériques. Nous nous pencherons sur l'effort à l'impact ou encore sur le second pic d'effort pour les sujet 517 et 535. Dans le cas des sujets ayant atteints la rupture, la déformation maximale sera comparée à celle numérique au temps expérimental maximal puisqu'au delà, la réponse ne représente plus un phénomène physique. L'ensemble des écarts constatés est présenté dans le tableau 4.6 pour les réponses (FE-TPo) et dans le tableau 4.7 pour les réponses (FE-Stat).

Tableau 4.6: Écarts des résultats expérimentaux et numériques obtenus par la théorie des poutres

Sujet	F_{imp}	F_{impmax}	Fr	J1	J2	J3	J4	j5
503			1776	0,18	0,06	0,12	-0,12	0,00
485	352		595	-0,09	-0,02	0,00	0,13	0,01
514	-130		-283	-0,04	-0,03	0,04	-0,13	0,05
517	89	65	-105	-0,11	-0,06	0,12		0,02
535	17	703	19	-0,04	-0,04	0,02	-0,18	-0,01
582	258		660	-0,08	0,09	0,06	0,18	-0,13

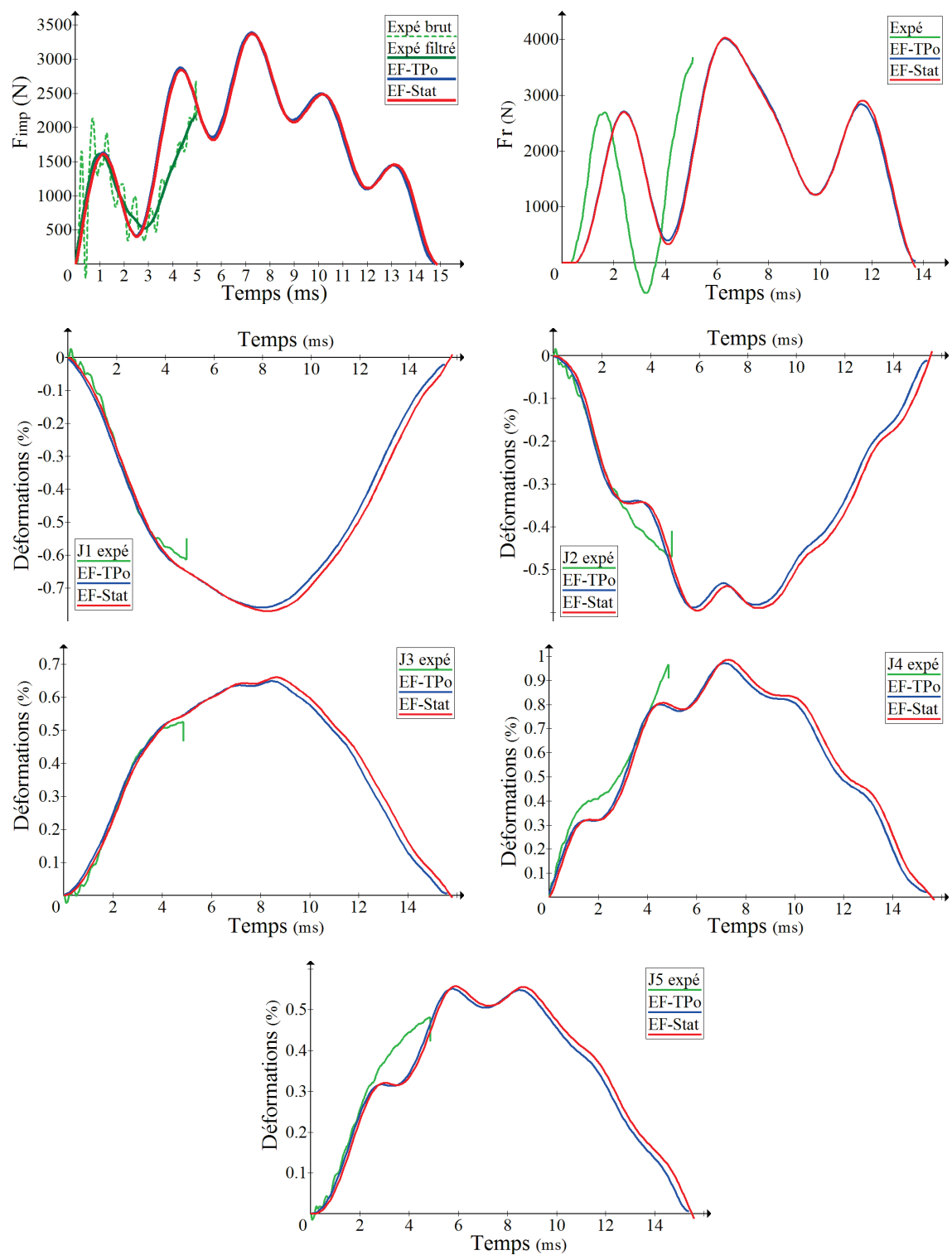


FIGURE 4.10: Comparaison des résultats expérimental et numérique élastique du sujet 535

Tableau 4.7: Écarts des résultats expérimentaux et numériques obtenus par la modélisation des essais statiques

Sujet	F_{imp}	$F_{imp\max}$	Fr	J1	J2	J3	J4	j5
503			1028	-0,50	-0,28	0,43	0,11	0,24
485	106		329	-0,08	-0,03	0,05	0,14	0,01
514	36		-113	-0,04	0,01	0,04	-0,12	0,00
517	102	102	-88	-0,11	-0,06	0,13		0,02
535	-1	666	6	-0,04	-0,02	0,02	-0,17	-0,03
582	105		417	-0,13	0,03	0,11	0,13	-0,07

4.2 Discussion des résultats

Les modélisations EF des sujets ayant subis des essais statiques lors de la campagne expérimentale ont été utilisées en vue d'estimer l'effort à l'impacteur et les déformations des humérus lors d'un impact. Lors de ces différents calculs, le comportement des humérus a été exclusivement considéré comme élastique. Deux méthodes ont été développées pour identifier les paramètres décrivant ce comportement. La première consistait en l'application de la théorie des poutres. La seconde était basée sur l'exploitation des résultats numériques des modélisations par éléments finis des essais statiques.

Dans les deux cas, l'estimation des déformations au niveau des cinq jauges présente peu de différence avec les valeurs expérimentales. Cette analyse justifie la qualité de la modélisation au travers de la reproduction du comportement global de l'humérus en flexion lors de l'impact. Toutefois, un décrochage des données numériques de la courbe expérimentale peut apparaître comme cela a pu être observé dans le cas du sujet 535 au niveau des signaux liés à J4 entre 1 et 3 ms (figure 4.10). Ces phénomènes sont liés à la mise en rotation et au glissement des coquilles lors de l'essai. En effet, les coquilles présentent une masse bien supérieure à celle de l'humérus ce qui implique une forte influence de leur déplacement sur la réponse globale du système.

Les résultats montrent également une plus grande précision lors de l'estimation des efforts obtenue à l'aide de la méthode basée sur l'utilisation de la modélisation des essais statiques en comparaison avec celle mise en œuvre au travers de la théorie des poutres. Un élément expliquant cette différence est relatif aux fondements même de la théorie des poutres. En effet, elle est basée sur l'hypothèse d'une section régulière le long de l'éprouvette ce qui n'est pas compatible avec la géométrie irrégulière de l'humérus humain. A contrario, la modélisation des essais statiques permet une représentation plus fidèle de la diaphyse humérale et du système environnant. De plus, son exploitation conduit à la détermination des paramètres élastiques de l'humérus en tenant compte d'un éventail de données bien plus larges à savoir les données expérimentales.

Pour ce qui relève de l'effort de réaction, l'écart entre les pics expérimentaux et numériques reste malgré tout important dans le cas des sujets 503 et 582. Ceci est inhérent aux limites

de la modélisation totale proposée et notamment à la simplification de la cellule d'effort placée entre la plaque humérus et le bâti.

5 Formulation et identification locales des paramètres d'endommagement élastique

Le but de cette section est d'expliciter les équations de base d'endommagement [213] appliquées en 1D, c'est à dire pour des structures de type barre et poutre. Ces équations serviront par la suite à l'identification des paramètres d'endommagement du matériau en se basant sur les résultats d'essais, de façon simple sans avoir recours à l'utilisation de code EF complexe et couteux.

5.1 Formulation et identification en traction/compression

On suppose l'éprouvette de la figure 4.11, de longueur L_0 , de section droite A_0 , soumise à une force axiale $F(t)$. Une courbe typique de charge/déplacement est donnée sur la figure 4.12, dans laquelle l'éprouvette présentant un endommagement initial d_0 se retrouve en fin de chargement F_1 avec un endommagement d_1 .

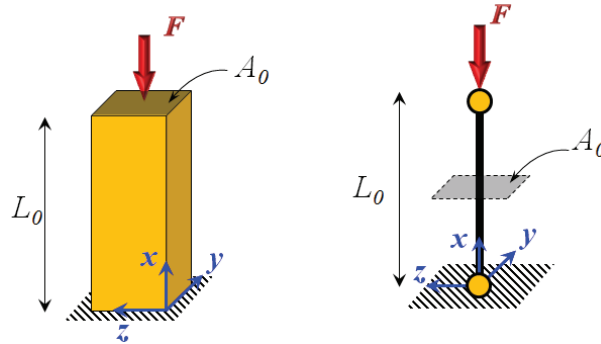


FIGURE 4.11: Modèle d'éprouvette d'humérus 1D en compression

En supposant un comportement élastique du matériau de l'éprouvette, nous avons :

$$\sigma = E \varepsilon \quad (4.5)$$

où ε et σ sont respectivement la déformation et la contrainte uniaxiales, E est le module d'élasticité longitudinal affecté par l'endommagement tel qu'il a été identifié dans le chapitre 2 :

$$E = E_m \frac{(1-d)(1+d-\nu_m+d\nu_m)}{(1+\nu_m)(1+d-2\nu_m)} \quad (4.6)$$

où E_m et ν_m sont respectivement le module d'élasticité et le coefficient de Poisson de la matrice osseuse. Dans le cas uniaxial, nous avons $\nu_m = 0$, ce qui donne :

$$E = E_m (1-d) \quad (4.7)$$

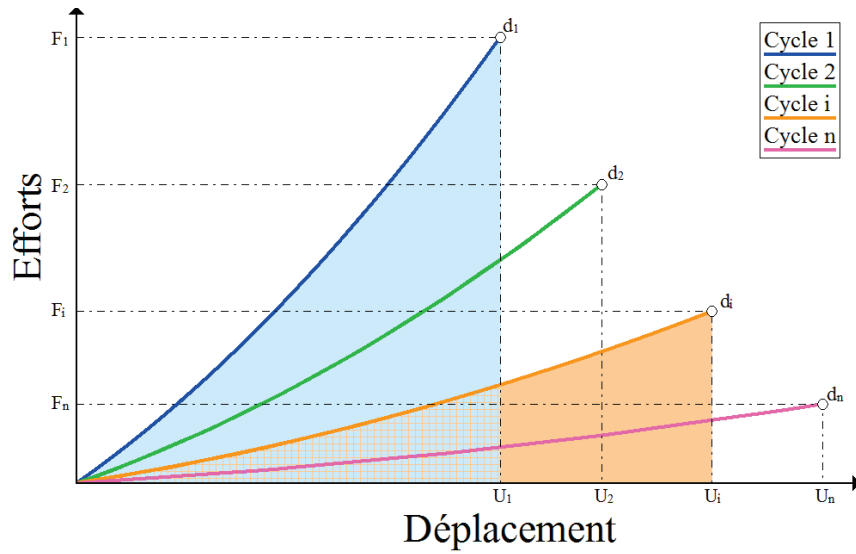


FIGURE 4.12: Courbe type de caractérisation d'endommagement en compression

Le critère d'endommagement élastique, tel qu'il a été décrit dans le chapitre 2, s'écrit en 1D :

$$g(d, F) = F(d) - R(d) \leq 0 \quad (4.8)$$

avec $F(d)$ la force thermodynamique associée à d donnée par :

$$F(d) = -\frac{\partial \psi}{\partial d} = -\frac{1}{2} \varepsilon^2 \frac{\partial E}{\partial d} = \frac{1}{2} E_m \varepsilon^2 \geq 0 \quad \forall d \quad (4.9)$$

$R(d)$ la résistance à la propagation de l'endommagement d donnée par Marigo et al. [183] pour des modèles d'endommagement isotrope :

$$R(d) = k(1 + \eta d) = k + \xi d \quad (4.10)$$

où k et η sont deux paramètres du matériau. La condition de consistance permet d'écrire :

$$\dot{g} = \dot{F} - \dot{R} = E_m \varepsilon \dot{\varepsilon} - \xi \dot{d} = 0 \quad \Rightarrow \quad \dot{d} = \frac{E_m \varepsilon}{\xi} \dot{\varepsilon} \quad (4.11)$$

L'équation (4.11) peut être intégrée entre l'instant $t_0 = 0$ et t , pour obtenir l'expression explicite de l'endommagement en fonction de la déformation élastique totale :

$$\int_{t_0}^t \dot{d} dt = \int_0^{\varepsilon_t} \frac{E_m \varepsilon}{\xi} d\varepsilon \quad \Rightarrow \quad d_t = d_0 + \frac{E_m}{2\xi} \varepsilon^2 \quad (4.12)$$

L'énergie interne du solide peut être calculée en prenant compte de l'endommagement d_t donné par l'équation (4.11)

$$\psi(U) = \int_{V_0} \int_0^\varepsilon \sigma d\varepsilon dV = A_0 L_0 \int_0^\varepsilon E_m (1 - d_t) \varepsilon d\varepsilon = \frac{A_0 L_0}{2} E_m (1 - d_0) \varepsilon^2 - \frac{A_0 L_0}{8\xi} E_m^2 \varepsilon^4 \quad (4.13)$$

avec ε la déformation axiale de la barre qui peut être calculée par :

$$\varepsilon = \ln \left(1 + \frac{U}{L_0} \right) \approx \frac{U}{L_0} + \frac{1}{2} \left(\frac{U}{L_0} \right)^2 \quad (4.14)$$

L'énergie due aux efforts externes $F(t)$ donnée sur la figure 4.12 peut être calculée par :

$$\pi_{ext}(U) = \int_0^U F(t) du = \text{Aire}_{\widehat{OU_1F_1}} \quad (4.15)$$

Le calcul de π_{ext} se fera directement par exploitation des résultats d'essais, en calculant l'aire en dessous de la courbe $F(t)$ de la figure 4.12. Enfin l'équilibre mécanique de l'éprouvette est obtenu par la condition de stationnarité de l'énergie potentielle totale, ce qui permettra d'établir une équation pour la détermination du début de la striction donnée par un endommagement critique d_1 correspondant à une déformation ε_1 obtenue à l'instant t_1 .

$$\delta\psi - \delta\pi_{ext} = 0 \quad \forall \delta U \neq 0 \quad (4.16)$$

Le calcul des variations des énergies interne et l'énergie donne :

$$\delta\psi(U) = A_0 L_0 E_m \left((1 - d_0) \varepsilon - \frac{1}{2\xi} E_m \varepsilon^3 \right) \delta\varepsilon \quad \text{avec} \quad \delta\varepsilon = \frac{\delta U}{L_0} \exp^{-\varepsilon} \approx \frac{\delta U}{L_0} \left(1 + \frac{U}{L_0} \right) \quad (4.17)$$

$$\delta\pi_{ext} = F(t) \delta U \quad (4.18)$$

L'équation d'équilibre (4.16) écrite à l'instant t_1 permet d'aboutir une estimation du paramètre matériau ξ :

$$\frac{1}{\xi} = \frac{2}{E_m \varepsilon_1^3} \left((1 - d_0) \varepsilon_1 - \frac{\exp^{\varepsilon_1}}{A_0 E_m} F_1 \right) \quad (4.19)$$

Dans l'équation (4.16), la valeur de la déformation critique ε_1 peut être déterminée dans le cas uniaxial en fonction du déplacement U_1 par :

$$\varepsilon_1 = \ln \left(1 + \frac{U_1}{L_0} \right) \quad (4.20)$$

où U_1 est le déplacement correspondant au point sommet d_1 tel que représenté sur la figure 4.13. Les résultats d'essais expérimentaux sur l'éprouvette $F1$ sont représentés sur la figure 4.13. On peut observer au point sommet obtenu pour une déformation ε_1 et un endommagement d_1 donné par l'équation (4.12) :

$$d_1 = d_0 + \frac{E_m}{2\xi} \varepsilon_1^2 \quad (4.21)$$

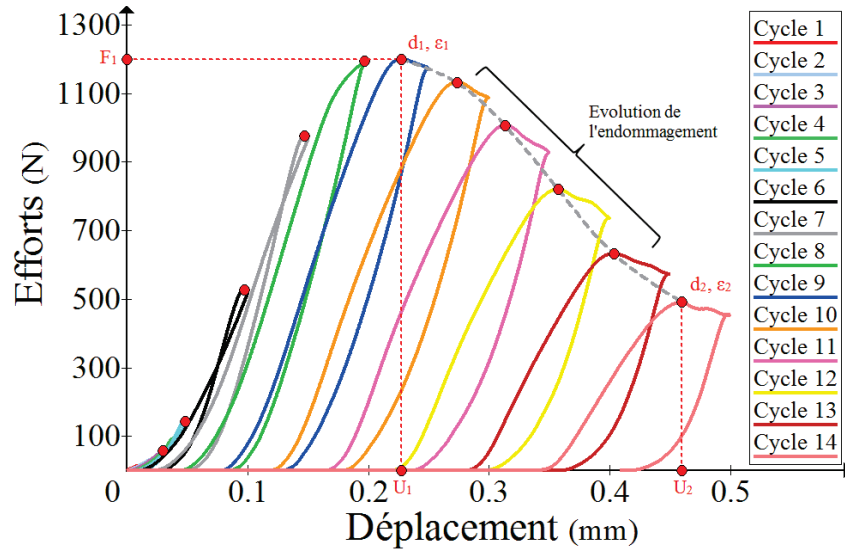


FIGURE 4.13: Résultat d'essai de compression sur éprouvette d'humérus

Dans notre cas d'endommagement élastique, seul le paramètre ξ est nécessaire (équation 4.16) pour décrire le comportement du matériau. Le paramètre ξ permet de déterminer la valeur d'endommagement critique d_1 à rupture par l'utilisation de l'équation 4.18. Physiquement la courbe $F(U)$ devrait s'arrêter au point d_1 en comportement fragile car il y a rupture de l'éprouvette à cet état d'endommagement. Dans le cas de la figure 4.13, nous remarquons un comportement qui n'est pas tout à fait fragile, puisqu'il y a continuité de l'effort sur la zone d_1 vers d_2 . Afin de représenter cette branche de courbe, il devient nécessaire d'introduire une évolution non linéaire de l'endommagement en fonction de nouveaux paramètres matériau additionnels C et n , nous proposons l'évolution suivante :

$$d_t = d_1 + C (\varepsilon + \varepsilon_1)^n \quad (4.22)$$

Les paramètres de matériau C et n sont déterminés par la méthode des moindres carrés en minimisant l'écart entre la courbe numérique et les points sommets expérimentaux entre d_1 et d_2 (voir figure 4.13). Les paramètres d'endommagement obtenus par identification de l'éprouvette C1 correspondent à $\xi = 8.8$, $C = 7.6$ et $n = 0.73$ pour une déformation critique $\varepsilon_1 = 0.022$. La courbe de réponse numérique obtenue avec ces paramètres est donnée sur la figure 4.14 où l'on peut remarquer une bonne représentation du comportement physique de l'éprouvette par ce modèle d'endommagement non linéaire.

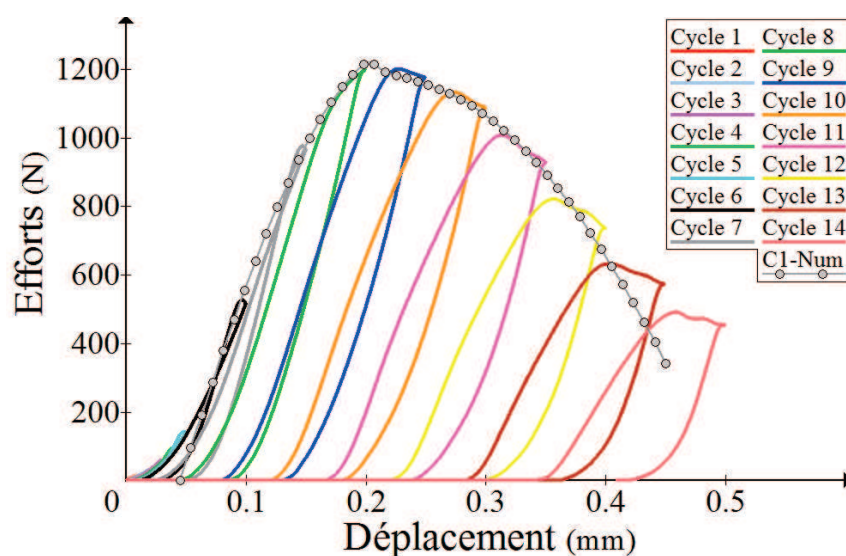


FIGURE 4.14: Comparaison des essais avec le modèle numérique d'endommagement pour l'éprouvette C1 en compression

L'évolution de l'endommagement dans ce cas, en fonction du déplacement de compression de l'éprouvette C1 est donnée sur la figure 4.15.

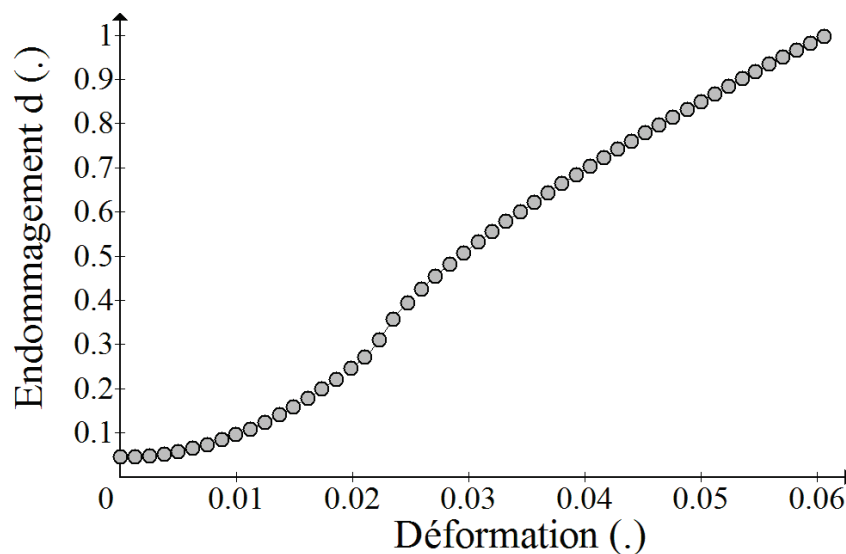


FIGURE 4.15: Evolution de l'endommagement de l'éprouvette C1 en fonction de la déformation

Cette procédure a été appliquée de nouveau aux 6 éprouvettes d'humérus qui ont été données au chapitre 3. Les résultats de l'identification des paramètres d'endommagement sont résumés dans le tableau 4.8.

Tableau 4.8: Récapitulatif des résultats d'identification de paramètres d'endommagement pour les 6 éprouvettes.

Éprouvette	ξ	C	n	ε_1
C1	8.8	7.6	0.73	0.022
C2	9.1	8.4	0.72	0.022
C3	8.3	12.5	0.87	0.020
C4	8.3	14.3	0.86	0.020
C5	8.1	7.3	0.72	0.023
C6	7.1	7.6	0.73	0.023
Moyenne	8.28	9.62	0.77	0.0216

5.2 Formulation et identification en flexion

On suppose l'éprouvette de la figure 4.16, de longueur L_0 , de section rectangulaire ayant pour largeur b et pour épaisseur e . L'éprouvette repose sur deux appuis simples, est soumise à une force transverse de flexion $F(t)$. Le même raisonnement fait pour le cas de la traction/compression sera repris ici, où une courbe typique de charge/déplacement en flexion est donnée sur la figure 4.17, dans laquelle l'éprouvette présentant un endommagement initial d_0 se retrouve en fin de chargement F_1 avec un endommagement d_1 .

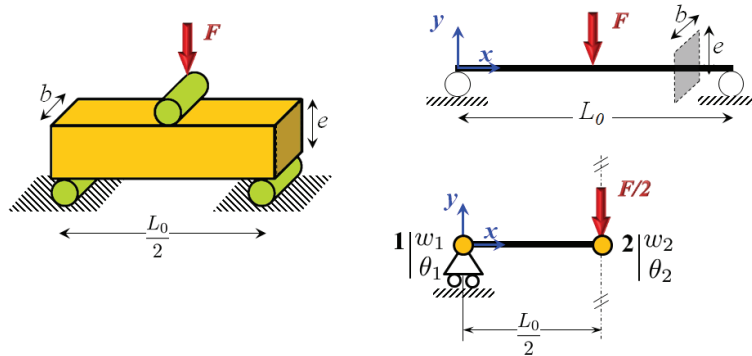


FIGURE 4.16: Modèle d'éprouvette d'humérus 1D en flexion

Comme dans le cas de compression, l'expression (4.12) de l'évolution de l'endommagement en fonction de la déformation axiale reste valable en flexion pure. En exprimant la déformation de flexion $\varepsilon = y \chi$, cela donne

$$d_t = d_0 + \frac{E_m}{2\xi} y^2 \chi^2 \quad (4.23)$$

D'après l'équation (4.23) on peut constater clairement que l'endommagement en flexion sera maximal au niveau des peaux supérieure et inférieure de la poutre (pour $y = \pm \frac{e}{2}$). L'endommagement maximal se prononcera au milieu de l'éprouvette pour $x = \frac{L_0}{2}$.

$$d_r = d_0 + \frac{E_m}{8\xi} e^2 \chi^2 \left(\frac{L_0}{2} \right) \quad (4.24)$$

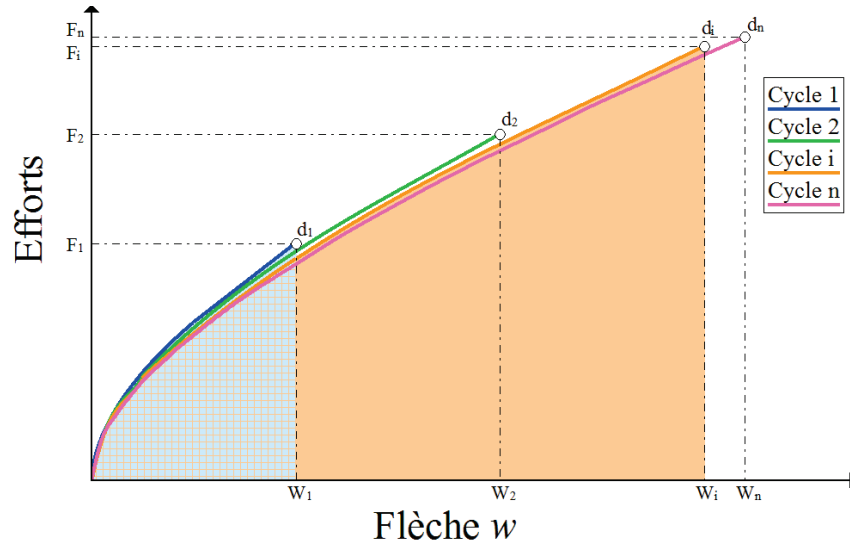


FIGURE 4.17: Courbe type de caractérisation d'endommagement en flexion

L'énergie interne de l'éprouvette peut être calculée en prenant compte de l'endommagement d_t donné par l'équation (4.23) :

$$\begin{aligned}
 \psi(w) &= \int_{V_0} \int_0^\varepsilon E_m (1 - d_t) \varepsilon d\varepsilon dV \\
 &= \frac{b E_m}{2} \int_{x=0}^{L_0} \int_{y=-e/2}^{+e/2} \left((1 - d_0) \varepsilon^2 - \frac{E_m}{4\xi} \varepsilon^4 \right) dy dx \\
 &= \frac{b E_m}{24} \int_0^{L_0} \left((1 - d_0) e^3 \chi^2 - \frac{3E_m}{80\xi} e^5 \chi^4 \right) dx
 \end{aligned} \tag{4.25}$$

L'équilibre mécanique de l'éprouvette est obtenu par la condition de stationnarité de l'énergie potentielle totale, ce qui va permettre d'établir une équation pour l'identification du paramètre d'endommagement ξ , donné par un endommagement critique d_n correspondant à une flèche w_n obtenue à l'instant t_n .

$$\delta\psi - \delta\pi_{ext} = 0 \quad \forall \delta w \neq 0 \tag{4.26}$$

Le calcul des variations des énergies interne et externe pour la moitié de la poutre donne :

$$\delta\psi(w) = \frac{b E_m}{12} \int_0^{L_0/2} \delta\chi \left((1 - d_0) e^3 \chi - \frac{3E_m}{40\xi} e^5 \chi^3 \right) dx \tag{4.27}$$

$$\delta\pi_{ext} = \frac{F(t)}{2} \delta w_2 \tag{4.28}$$

Pour l'approximation de la solution de flexion de l'éprouvette, nous utilisons l'élément fini de poutre de Bernoulli avec des fonctions d'approximations cubiques permettant d'aboutir à la solution exacte de flexion de poutres. En tenant compte des conditions aux appuis

et de la symétrie, l'approximation de type Hermite (solution exacte) de la courbure de poutre est alors :

$$\chi(x) = \left(-\frac{8}{L_0} + 24\frac{x}{L_0^2} \right) \theta_1 + \left(\frac{24}{L_0^2} - 96\frac{x}{L_0^3} \right) w_2 \quad (4.29)$$

L'équation d'équilibre (4.26) écrite à l'instant t_n permet d'aboutir au système à deux équations et deux inconnues θ_1 et w_2

$$\frac{b E_m}{150\xi L_0^7} \begin{Bmatrix} 8e^3 L_0 (3e^2 E_m (-22\theta_1^3 L_0^3 + 189\theta_1^2 L_0^2 w_2 - 576\theta_1 L_0 w_2^2 + 648w_2^3) - 25(d_0 - 1)\xi L_0^4 (\theta_1 L_0 - 3w_2)) \\ 24e^3 (\theta_1 L_0 - 4w_2) (25(d_0 - 1)\xi L_0^4 + 9e^2 E_m (7\theta_1^2 L_0^2 - 36\theta_1 L_0 w_2 + 72w_2^2)) \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} 0 \\ F \end{Bmatrix} \quad (4.30)$$

Dans le système d'équations (4.30), la valeur de la flèche w_2 est considérée connue et prise directement de la courbe expérimentale. La valeur de w_2 correspond à la flèche maximale à rupture de l'éprouvette. Dans ce cas, la résolution du système (4.30) donnera l'inconnue θ_1 et le paramètre d'endommagement ξ . Le paramètre d'endommagement ξ obtenu par identification de l'éprouvette F1 correspond à $\xi = 9.5$, cette valeur est obtenue pour une flèche $w_2 = 2.1\text{mm}$, une courbure $\chi = 0.0109$ et une déformation critique $\varepsilon = 0.0202$. La courbe de réponse numérique obtenue avec ce paramètre est donnée sur la figure 4.18, où l'on peut remarquer une bonne représentation du comportement physique de l'éprouvette par ce modèle d'endommagement élastique.

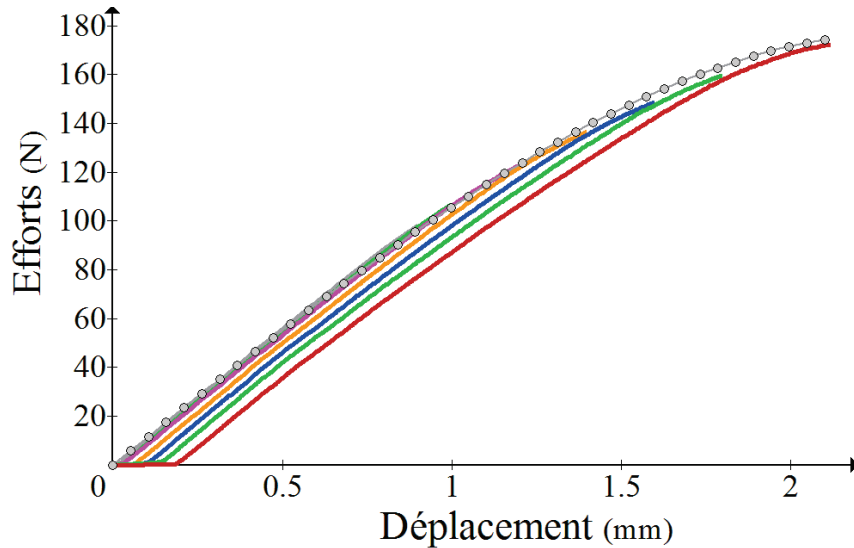


FIGURE 4.18: Comparaison des essais avec le modèle numérique d'endommagement pour l'éprouvette F1 en flexion

L'évolution de l'endommagement dans ce cas, en fonction de la déformation de l'éprouvette F1 est donnée sur la figure 4.19.

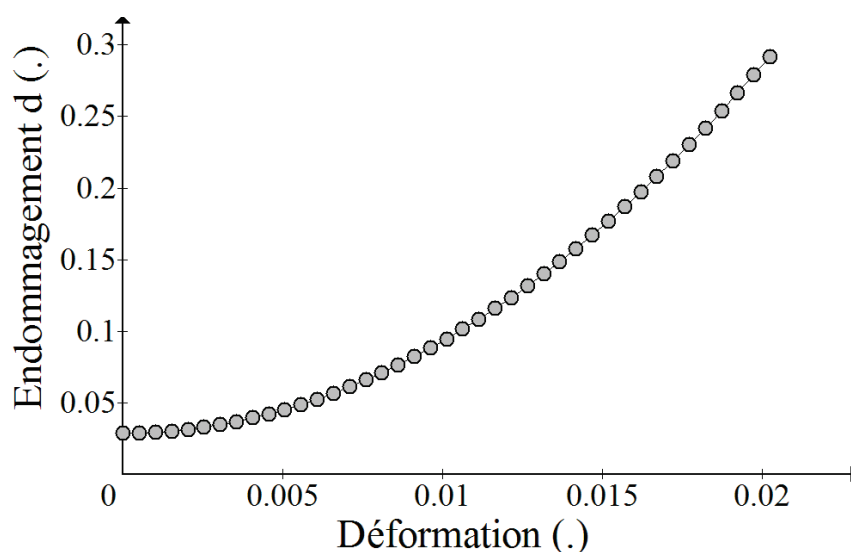


FIGURE 4.19: Évolution de l'endommagement de l'éprouvette F1 en fonction de la déformation

Cette procédure a été appliquée de nouveau à la seconde éprouvette d'humérus dont les caractéristiques ont été données au chapitre 3. Les résultats de l'identification des paramètres d'endommagement sont résumés dans le tableau 4.9. D'après les résultats du tableau 4.9, on peut remarquer que les valeurs obtenues pour les deux éprouvettes sont très proches, donnant ainsi une valeur d'endommagement critique à la rupture $d_r \approx 0.02$. Cette valeur d'endommagement maximale sera retenue et utilisée lors de la validation sur humérus entier comme critère d'élimination des éléments qui atteindront cette valeur d'endommagement. A l'éprouvette F1 correspond $\xi = 9.5$, cette valeur est obtenue pour une flèche $w_2 = 2.1mm$, une courbure $\chi = 0.0109$ et une déformation critique $\varepsilon = 0.0202$.

Tableau 4.9: Récapitulatif des résultats d'identification de paramètres d'endommagement pour les 2 éprouvettes en flexion

Éprouvette	ξ	w_r	χ_r	ε_r	d_r
F1	9.5	2.1	0.0109	0.0202	0.2919
F2	9.1	2.2	0.0109	0.0164	0.2747
Moyenne	9.3	2.15	0.0109	0.0183	0.2833

6 Prise en compte des effets de vitesse de déformation

Les paramètres d'endommagement obtenus dans la section précédente ne tiennent pas compte de l'influence de la vitesse de déformation $\dot{\varepsilon}$ qui peut être non négligeable dans le cas de sollicitations dynamiques. Dans ce travail, nous adopterons le modèle de rupture

de Johnson-Cook [214] dont l'expression générale est donnée par :

$$\varepsilon_r = \left(D_1 + D_2 \exp \left[D_3 \frac{\sigma_h}{\sigma_{eq}} \right] \right) \left(1 + D_4 \ln \frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0} \right) \left(1 + D_5 \frac{T - T_r}{T_m - T_r} \right) \quad (4.31)$$

Dans cette expression, $D_1, \dots, D_5$ sont les paramètres du critère, σ_h la contrainte hydrostatique, σ_{eq} la contrainte équivalente, $\dot{\varepsilon}_0$ la vitesse de déformation de référence, T_r une température de référence et T_m la température de fusion du matériau.

Dans ce travail, on cherche à tenir compte de l'influence de la vitesse de déformation sur la déformation à rupture de l'os cortical de l'humérus. Dans ce cas, seuls deux paramètres D_1 et D_4 seront retenus et identifiés. D_1 représente le seuil de déformation à rupture en quasi-statique, cette valeur a été notée dans la section précédente par ε_r . Dans un souci de clarté, nous adopterons la désignation ε_r^{sta} pour la limite à la rupture en statique et ε_r^{dyn} pour la limite à la rupture en dynamique. Dans ce cas le modèle de Johnson-Cook [214] se réduit à :

$$\varepsilon_r^{dyn} = \varepsilon_r^{sta} \left(1 + D_4 \ln \frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0} \right) \quad (4.32)$$

Afin de déterminer le paramètre D_4 dans l'équation 4.32, des tests en flexion dynamique devraient être faits. Malheureusement pour des raisons techniques et de disponibilité de matériels ces tests n'ont pas été réalisés. De ce fait nous avons exploité la déformation maximale à rupture de la jauge J_4 mesurée lors des essais dynamiques sur humérus. Une valeur moyenne de la déformation à rupture est $\varepsilon_r^{dyn} = 0.0064$ (voir figure 3.24). La vitesse de déformation $\dot{\varepsilon}$ moyenne de l'ensemble des essais au niveau de la jauge J_4 est de l'ordre de 0.115, comme le montre la figure 4.20. De l'équation 4.32 on peut alors extraire la valeur du paramètre d'influence de la vitesse $D_4 = -0.3156$.

Connaissant la valeur du paramètre de vitesse de déformation D_4 , nous pouvons déterminer la valeur de l'endommagement critique en dynamique d_r^{dyn} par :

$$d_r^{dyn} = d_0 + (d_r^{sta} - d_0) \left(1 + D_4 \ln \frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0} \right)^2 \quad (4.33)$$

Les valeurs d'endommagement critique en dynamique pour les deux éprouvettes de flexion sont résumées dans le tableau 4.10.

Tableau 4.10: Récapitulatif des résultats d'identification de paramètres de déformation et d'endommagement critiques en dynamique pour les 2 éprouvettes en flexion

Éprouvette	d_0	ξ	ε_r^{sta}	D_4	d_r^{sta}	d_r^{dyn}
F1	0.029	9.5	0.0202	-0.3315	0.2919	0.0553
F2	0.045	9.1	0.0164	-0.2959	0.2747	0.0799
Moyenne	0.037	9.3	0.0183	-0.3137	0.2833	0.0676

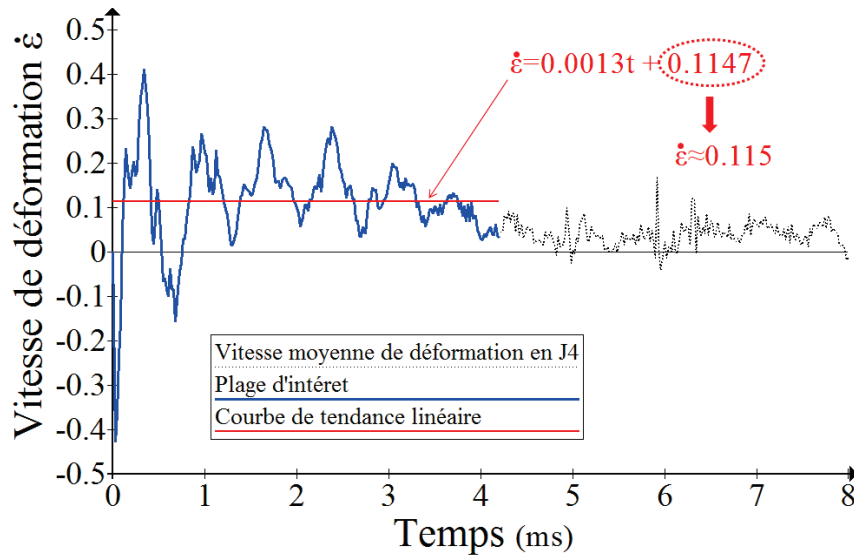


FIGURE 4.20: Evolution de la vitesse de déformation moyenne au niveau de la jauge J_4

7 Validation du modèle d'endommagement élastique sur humérus complet

Les paramètres d'endommagement déterminés seront utilisés dans le modèle d'éléments finis global dans un test d'impact sur humérus complet afin de valider le modèle. Les trois humérus 485, 514 et 582 sont traités ici en utilisant les données de matériau précédemment utilisées avec en plus l'activation du modèle d'endommagement.

La modélisation en dynamique rapide de l'impact est faite en utilisant des maillages à 6525 éléments hexaédriques pour l'humérus 485, 9326 éléments pour l'humérus 514 et 6483 éléments pour l'humérus 582. Les courbes effort à l'impacteur en fonction du temps sont données sur les figures 4.21(a), 4.21(b) et 4.21(c).

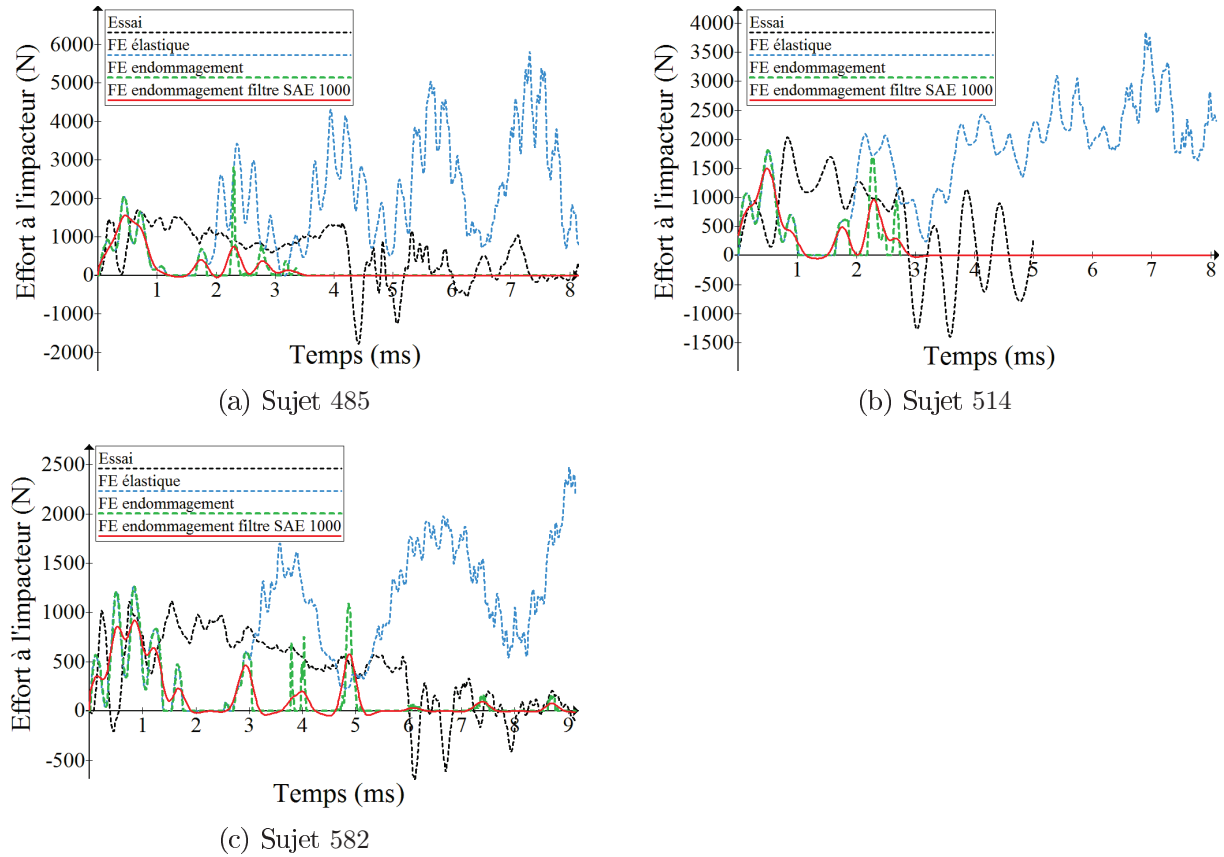


FIGURE 4.21: Comparaison de l'effort à l'impacteur et influence de l'endommagement sur la réponse de l'humérus

8 Analyse des résultats

L'analyse des résultats d'évolution de l'effort d'impacteur en fonction du temps pour les trois humérus (485, 514, 582) permet de relever plusieurs remarques. Dans un premier temps, on peut remarquer que les courbes d'effort sans prise en compte d'endommagement (courbe bleue pointillée) présente un caractère oscillatoire qui va en augmentant d'amplitude dans le temps sur la période de 10 ms. Cette réponse est tout à fait explicable puisque l'os d'humérus est supposé élastique non endommageable (pas de dégradation), seule la première oscillation est à retenir et à comparer avec les mesures physiques.

A ce propos, on peut remarquer d'après les trois figures que l'effort maximal d'impact est correctement estimé par le modèle élastique sans endommagement. Par contre la suite de la courbe n'a pas de sens physique puisque dans la pratique l'humérus rompt à partir d'un certain seuil d'endommagement critique.

L'introduction de l'endommagement avec les paramètres ξ et d_r^{dyn} , permet d'obtenir le résultat représenté par la courbe verte en pointillés. Nous constatons que l'introduction de l'endommagement permet de retrouver à la fois le premier pic de la courbe élastique

puisque les courbes bleue et verte restent confondues au début, ce qui permet de bien estimer l'effort maximal d'impact. Cependant dès que la valeur d'endommagement critique d_r^{dyn} est atteinte, l'élément fini est supprimé du maillage par le logiciel. Ceci peut être constaté sur le premier "décrochage" de la courbe verte de la courbe bleue qui arrive à peu près au temps $t = 2ms$ pour les humérus 485 et 514 et à $t = 3ms$ pour l'humérus 582.

Nous pouvons remarquer également que la durée d'effort de l'impacteur avant rupture d'humérus prédite par la modélisation est très proche de la durée expérimentale. Les comparaisons des durées d'effort d'impact entre le modèle numérique et l'expérience pour les trois humérus sont résumées dans le tableau 4.11, où l'on peut remarquer la faible erreur entre l'estimation du modèle numérique et la durée de l'effort d'impacteur mesurée.

Tableau 4.11: Comparaison des durées de l'effort d'impact avant rupture des trois humérus (485, 514 et 582)

Sujet	Durée expérimentale d'effort (ms)	Durée numérique d'effort (ms)	erreur en %
485	4.14	3.59	13.28
514	2.72	2.90	6.61
582	5.88	5.36	8.84

Malgré la bonne concordance de nos résultats numériques par rapport l'estimation de la durée d'impact, il reste néanmoins que l'intégrale sous la courbe durant la durée d'impact reste différente, ceci est due à plusieurs facteurs. Nous pensons qu'un facteur important serait la qualité de maillage, en effet ici nous avons utilisé trois éléments solides dans l'épaisseur, ceci est bien entendu insuffisant, il faudrait augmenter ce nombre à au moins cinq éléments dans l'épaisseur ce qui pourra améliorer la solution. Le deuxième facteur serait probablement une modélisation plus physique de la moelle osseuse dans la diaphyse. En effet la présence de moelle permet un amortissement de la réponse dynamique et ainsi atténuerait les oscillations en utilisant un modèle viscoélastique, ce qui permettrait de se rapprocher de la réponse physique. L'attribution de ce type de comportement à la résine utilisée pour fixer l'humérus aux coquilles permettrait d'aller également dans ce sens.

L'utilisation de la valeur critique d'endommagement d_r^{dyn} permet l'enlèvement des éléments finis pour lesquels cette valeur est atteinte. Nous avons utilisé cette option dans le logiciel ce qui a permis d'obtenir une première réponse sur les faciès de rupture des trois humérus suite à l'impact. Les figures 4.22, 4.23 et 4.24 donnent les faciès de rupture des trois humérus 485, 514 et 582. Les faciès de rupture prédits par le modèle d'endommagement proposé sont en accord avec les constatations de rupture physique d'humérus. En effet pour la majorité des essais effectués, la rupture se prononce en bas de l'humérus légèrement décalée de l'axe de l'impacteur. Ceci a été prédit numériquement pour les humérus 485 et 514. Pour l'humérus 582 qui est de géométrie particulière, ayant une longueur plus grande que les autres humérus, la rupture prédite est amorcée en bas de l'humérus en deux points symétriques de part et d'autre de l'impacteur (figure 4.24). Il

est à noter que les faciès de rupture dépend beaucoup du maillage, il est nécessaire de raffiner le maillage pour espérer améliorer les points d'amorçage de rupture et d'introduire la méthode XFEM si on souhaite prédire correctement les trajets de propagation de fissures après amorçage. Le modèle d'endommagement proposé est limité uniquement à l'estimation des points d'amorçage de la rupture.

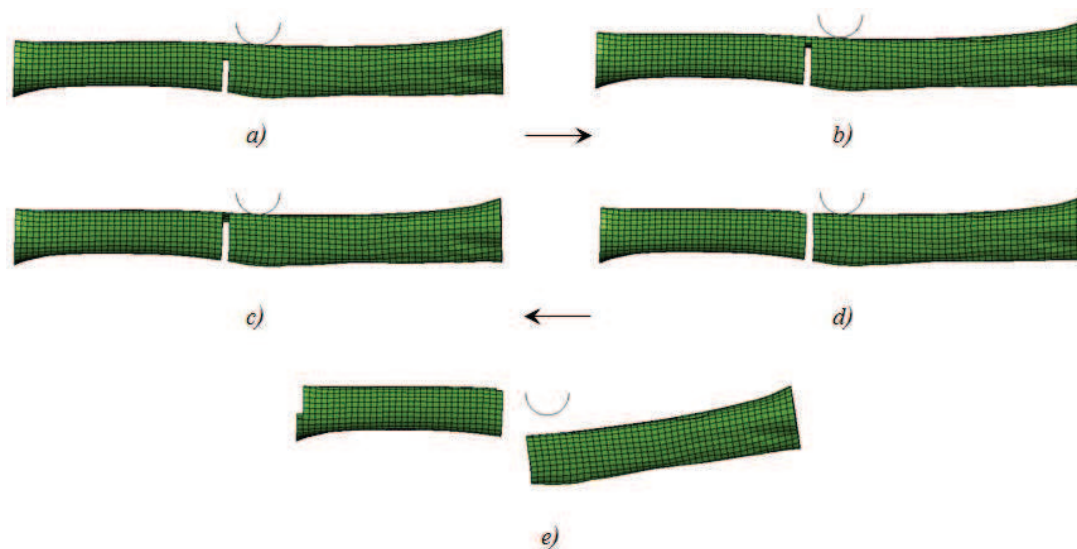


FIGURE 4.22: *Faciès de rupture de l'humérus 485 obtenu par enlèvement d'éléments ayant atteint l'endommagement critique d_r^{dyn} .*

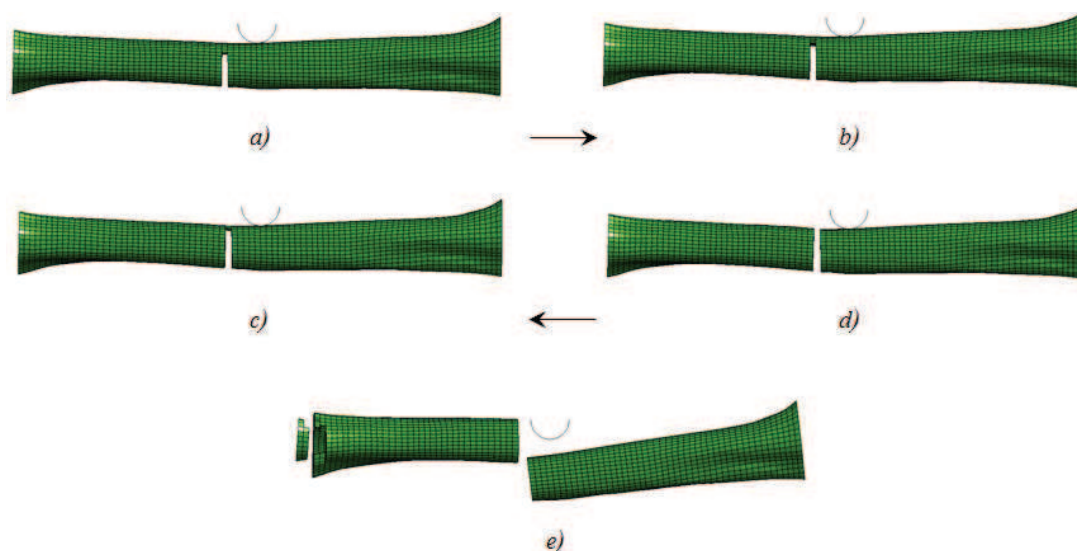


FIGURE 4.23: *Faciès de rupture de l'humérus 514 obtenu par enlèvement d'éléments ayant atteint l'endommagement critique d_r^{dyn} .*

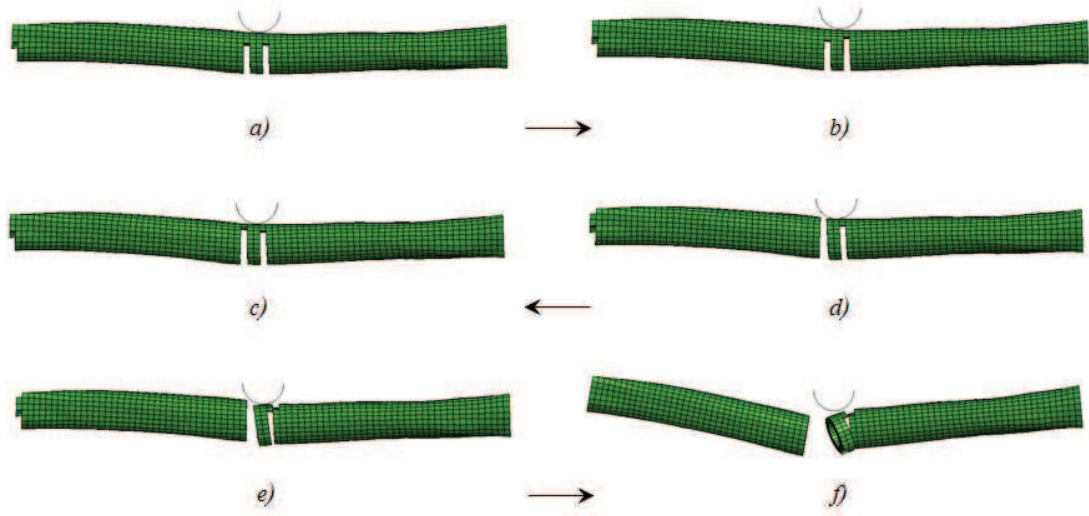


FIGURE 4.24: Faciès de rupture de l'humérus 582 obtenu par enlèvement d'éléments ayant atteint l'endommagement critique d_r^{dyn} .

9 Conclusion

Ce chapitre était destiné à présenter les méthodes suivies pour déterminer les paramètres micromécaniques permettant de décrire le comportement de l'humérus humain puis les résultats obtenus lors d'un essai d'impact. La première partie était consacrée au comportement élastique de l'humérus. Il a été montré que le module d'élasticité de la matrice osseuse était le paramètre le plus influent pour l'estimation de l'effort à l'impact. Dans ce contexte, deux méthodes ont été proposées pour déterminer sa valeur à partir des essais statiques expérimentaux. Elles ont toutes les deux fourni des jeux de paramètres micromécaniques permettant une bonne estimation du déroulement du début d'essai que ce soit en effort ou déformations. Dans la deuxième partie, les paramètres micromécaniques décrivant l'évolution de l'endommagement au sein de l'humérus ont été estimés à travers l'exploitation des essais expérimentaux par endommagement en compression et flexion. Il s'est vu amélioré par la prise en compte de l'effet de vitesse de déformation et l'attribution d'un critère de rupture afin de modéliser les essais jusqu'à leur terme. Au travers des exemples utilisés, la représentativité du modèle été montrée lors de comparaisons avec les essais expérimentaux. Sur la première partie de l'essai, les mêmes tendances sont conservées quant à l'estimation de l'évolution de l'effort qui avait pu être faite avec une modélisation purement élastique. L'endommagement et la rupture par suppression d'élément permet de retrouver la chute de l'effort mesurée à la fin des essais.

Conclusion générale et perspectives

Ce travail de thèse avait pour objectif le développement d'un modèle capable d'estimer l'effort à l'impact de l'humérus humain sous sollicitations dynamiques. Ce manuscrit a relaté les différents pans de cette étude au fil de quatre chapitres.

Le premier chapitre a consisté à établir un état de l'art des connaissances sur l'humérus et l'os cortical en général. Différentes échelles ont été considérées pour aborder sa caractérisation histologique et mécanique élastique ou endommagée. Dans un dernier point, les approches macroscopiques et microscopiques pour la modélisation de l'os cortical ont été présentées.

Dans le second chapitre, une approche micromécanique basée sur les techniques multi-échelles a été proposée pour décrire le comportement élastique isotrope transverse de l'humérus humain. Afin d'intégrer l'influence de la structure de l'os sur ses propriétés mécaniques, le modèle d'homogénéisation de Mori-Tanaka a été opté pour la détermination des propriétés apparentes de l'humérus. Nous avons choisi de modéliser l'os cortical comme une matrice osseuse dans laquelle sont incluses des porosités à géométrie cylindrique à base elliptique. Le développement des équations du modèle a amené à considérer les porosités comme des cylindres à base circulaire. Nous avons alors vu que les modules d'élasticité homogène longitudinal et transverse pouvaient être calculés directement à partir des propriétés mécaniques de la matrice et du taux de porosité de l'os. Ce modèle d'homogénéisation a été complété par une approche thermodynamique pour la détection et l'évolution de l'endommagement au sein de l'humérus sous sollicitation d'impact. Ce modèle a été implémenté dans le code ABAQUS®. La mise en place de la modélisation utilisée a suivi une démarche rigoureuse composée de différentes étapes qui ont été présentées et justifiées en vue d'une amélioration de la biofidélité des résultats. Un bilan des modélisations par sujet a été proposé en fin de chapitre. En fonction du sujet concerné, le nombre d'éléments servant à la discrétisation de la géométrie de l'os va être différent montrant la variation interindividuelle en terme de géométrie.

Le chapitre 3 était destiné à la caractérisation mécanique de l'humérus humain en vue de valider le modèle proposé. Treize humérus prélevés de dix sujets ont été testés expérimentalement pour caractériser le comportement mécanique de l'humérus humain aux échelles macroscopique, mésoscopique et microscopique. Dans ce cadre, nous avons réalisé des tests globaux d'impact sur pièces anatomiques. Des tests complémentaires de type traction et compression ont été effectués pour la détermination des propriétés élastiques, des essais à sollicitations incrémentales en compression et en flexion ont permis la caractérisation de l'endommagement de l'os diaphysaire et des mesures par nano-indentation ont été pratiquées. A travers les différentes discussions des résultats obtenus, nous avons montré que l'humérus présente un comportement différent de celui du fémur justifiant l'importance de ce travail de thèse.

Dans le dernier chapitre, nous avons présenté les démarches visant à identifier les paramètres micromécaniques du modèle développé en prenant en compte l'influence de la vitesse de déformation et en intégrant le modèle simple de rupture de Johnson-Cook. Les résultats numériques obtenus présentent une bonne estimation de l'effort à l'impact et appréhendent fidèlement l'essai d'un point de vue temporel.

Si l'objectif initial de la thèse a été atteint, des améliorations peuvent être proposées notamment concernant une modélisation plus physique de la moelle osseuse et de la résine. En effet nous proposons de considérer ces matériaux comme étant visqueux. Selon ces considérations, il est alors également possible de considérer la moelle comme un fluide nécessitant alors de mettre en place une modélisation intégrant son interaction avec l'os de la diaphyse. Le deuxième facteur serait probablement une modélisation plus physique de la moelle osseuse dans la diaphyse. En effet, la présence de moelle permet un amortissement de la réponse dynamique et ainsi atténuerait les oscillations en utilisant un modèle solide viscoélastique, ce qui permettrait de se rapprocher de la réponse physique. L'attribution de ce type de comportement à la résine utilisée pour fixer l'humérus aux coquilles permettrait d'aller également dans ce sens.

Au sujet de la méthodologie suivie dans ce travail, des simplifications ont été faites en considérant l'humérus comme un matériau homogène. Or il a été vu à travers la littérature et nos essais qu'une variabilité intra-individuelle existe au sein de l'humérus. Dans le contexte micromécanique adopté pour cette étude, il serait intéressant d'explorer la distribution des propriétés mécaniques de la matrice osseuse de l'humérus mais également celle des porosités le long de la diaphyse. Ceci améliorerait les prédictions numériques comme nous l'avons observé au chapitre 1 lorsque les modélisations non-homogènes de pièces anatomiques ont été abordées.

Références bibliographiques

- [1] Institut de synergie des sciences et de la santé, faculté de médecine de Brest. Schémas d'anatomie [en ligne]. [consulté le 10/11/2014]. Disponible sur http://www.univ-brest.fr/S_Commun/Biblio/ANATOMIE/Web_anat/.
- [2] Kinney J.H., Stölken J.S., Smith T.S., Ryaby J.T. et Lane N.E. An orientation distribution function for trabecular bone. *Bone*, 36(2) :193, 2005. 8756-3282 doi : DOI : 10.1016/j.bone.2004.09.023.
- [3] Varghese B., Short D., Penmetsa R., Goswami T. et Hangartner T. Computed-tomography-based finite-element models of long bones can accurately capture strain response to bending and torsion. *Journal of Biomechanics*, 44(7) :1374 – 1379, 2011.
- [4] Sakellariou V.I., Mavrogenis A.F., Babis G.C., Soucacos P.N., Magnissalis E.A. et Papagelopoulos P.J. Comparison of four reconstructive methods for diaphyseal defects of the humerus after tumor resection. *J Appl Biomech*, 28(5) :568–578, Nov 2012.
- [5] Li S., Abdel-Wahab A. et Silberschmidt V.V. Analysis of fracture processes in cortical bone tissue. *Engineering Fracture Mechanics*, 110(0) :448 – 458, 2013.
- [6] Schileo E., Taddei F., Malandrino A., Cristofolini L. et Viceconti M. Subject-specific finite element models can accurately predict strain levels in long bones. *Journal of Biomechanics*, 40(13) :2982 – 2989, 2007.
- [7] Hamed E., Lee Y. et Jasiuk I. Multiscale modeling of elastic properties of cortical bone. *Acta Mechanica*, 213(1-2) :131–154, 2010.
- [8] Flanagan D.P. et Belytschko T. A uniform strain hexahedron and quadrilateral with orthogonal hourglass control. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 17(5) :679–706, 1981.
- [9] Canguilhem G. *La connaissance de la vie*. Vrin, 1992.
- [10] Buissière E. Cours de philosophie intitulé : "Cours sur le corps" [en ligne]. 2005 [consulté le 10/11/2014]. Disponible sur http://www.ac-grenoble.fr/PhiloSophie/file/cours_corps_ebuisserie.pdf.
- [11] Rapports d'activité de l'association "La Prévention Routière" [en ligne]. 2004 à 2013 [consulté le 10/11/2014]. Disponible sur <http://www.preventionroutiere.asso.fr/Nos-publications/Rapport-d-activite>.
- [12] Ministère des Affaires sociales, de la Santé et des Droits des Femmes. Les chiffres clés des Accidents de la vie Courante [en ligne]. Mise à jour en janvier 2010 [consulté le 10/11/2014]. Disponible sur <http://www.sante.gouv.fr/les-chiffres-cles.html>.
- [13] Lasbeur L. et Thélot B. Bulletin épidémiologique hebdomadaire n° 8 [en ligne]. Institut de veille sanitaire, mars 2010 [consulté le 14/06/2013]. Disponible sur http://www.invs.sante.fr/beh/2010/08/beh_08_2010.pdf.
- [14] Institut de veille sanitaire. Résultats de l'Enquête Permanente sur les Accidents de la Vie Courante [en ligne]. 1999 à 2001 [consulté le 10/11/2014]. Disponible sur http://www.invs.sante.fr/publications/2004/rapport_epac/Rapport_EPAC.pdf.
- [15] Keaveny T.M., Morgan E.F., Niebur G.L. et Yeh O.C. Biomechanics of trabecular bone. *Annu Rev Biomed Eng*, 3 :307–33, 2001. 1523-9829 (Print) 1523-9829 (Linking) Journal Article Research Support, Non-U.S. Gov't Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S. Research Support, U.S. Gov't, P.H.S. Review.
- [16] Parfitt A.M., Mathews C.H.E. et Villanueva A.B. Relationships between surface, volume, and thickness of iliac trabecular bone in aging and in osteoporosis. Implications for the microanatomic and cellular mechanisms of bone loss. *Journal of Clinical Investigation*, 72(4) :1396, 1983. Cited By (since 1996) : 683 Export Date : 23 May 2011 Source : Scopus.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [17] Hahn M., Vogel M., Pompesius-Kempa M. et Delling G. Trabecular bone pattern factor—a new parameter for simple quantification of bone microarchitecture. *Bone*, 13(4) :327, 1992. 8756-3282 doi : 10.1016/8756-3282(92)90078-B.
- [18] Whitehouse W.J. The quantitative morphology of anisotropic trabecular bone. *Journal of Microscopy*, 101(2) :153, 1974. Cited By (since 1996) : 210 Export Date : 27 May 2011 Source : Scopus.
- [19] Cowin S.C. Wolff's law of trabecular architecture at remodeling equilibrium. *Journal of Biomechanical Engineering*, 108(1) :83, 1986. Cited By (since 1996) : 109 Export Date : 27 May 2011 Source : Scopus.
- [20] Halgrin J., Chaari F., Markiewicz E. et Drazetic P. Cellular architecture effects on the mechanical response of cancellous bone [influence de l'architecture cellulaire de l'os spongieux sur sa réponse mécanique]. *Mécanique et Industries*, 11(3-4) :203–208, 2010. cited By (since 1996) 0.
- [21] Kabel J., Odgaard A., van Rietbergen B. et Huiskes R. Connectivity and the elastic properties of cancellous bone. *Bone*, 24(2) :115–20, 1999. 8756-3282 (Print) 1873-2763 (Linking) In Vitro Journal Article Research Support, Non-U.S. Gov't.
- [22] Ulrich D., van Rietbergen B., Laib A. et Rueggsegger P. The ability of three-dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular bone. *Bone*, 25(1) :55–60, 1999. 8756-3282 (Print) 1873-2763 (Linking) Journal Article Research Support, Non-U.S. Gov't.
- [23] Cooper D.M.L., Turinsky A.L., Sensen C.W. et Hallgrímsson B. Quantitative 3d analysis of the canal network in cortical bone by micro-computed tomography. *Anat Rec B New Anat*, 274(1) :169–179, Sep 2003.
- [24] Ascenzi A., Benvenuti A. et Bonucci E. The tensile properties of single osteonic lamellae : technical problems and preliminary results. *J Biomech*, 15(1) :29–37, 1982.
- [25] Faculté de médecine Pierre et Marie Curie. Cours d'histologie : Chapitre 5 - les tissus squelettiques [en ligne]. Dernière mise à jour le 12/01/13 [consulté le 10/11/2014]. Disponible sur <http://www.chups.jussieu.fr/polys/histo/histoP1/POLY.Chp.5.2.html>.
- [26] Gupta H.S., Stachewicz U., Wagermaier W., Roschger P., Wagner H.D. et Fratzl P. Mechanical modulation at the lamellar level in osteonal bone. *Journal of Materials Research*, 21 :1913–1921, 8 2006.
- [27] Bousson V., Bergot C., Meunier A., Barbot F., Parlier-Cuau C., Laval-Jeantet A-M. et Laredo J-D. Ct of the middiaphyseal femur : cortical bone mineral density and relation to porosity. *Radiology*, 217(1) :179–187, Oct 2000.
- [28] Bousson V., Peyrin F., Bergot C., Hausard M., Sautet A. et Laredo J-D. Cortical bone in the human femoral neck : Three-dimensional appearance and porosity using synchrotron radiation. *Journal of Bone and Mineral Research*, 19(5) :794–801, 2004.
- [29] Bensamoun S., Ho Ba Tho M-C., Luu S., Gherbezza J-M. et de Belleval J-F. Spatial distribution of acoustic and elastic properties of human femoral cortical bone. *J Biomech*, 37(4) :503–510, Apr 2004.
- [30] Rohrbach D., Lakshmanan S., Peyrin F., Langer M., Gerisch A., Grimal Q., Laugier P. et Raum K. Spatial distribution of tissue level properties in a human femoral cortical bone. *Journal of biomechanics*, 2012.
- [31] Wachter N.J., Augat P., Krischak G.D., Sarkar M.R., Mentzel M., Kinzl L. et Claes L. Prediction of strength of cortical bone in vitro by microcomputed tomography. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(3) :252–256, Mar 2001.
- [32] Funk J.R., Kerrigan J.R. et Crandall J.R. Dynamic bending tolerance and elastic-plastic material properties of the human femur. *Annu Proc Assoc Adv Automot Med*, 48 :215–233, 2004.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [33] Granke M., Gourrier A., Rupin F., Raum K., Peyrin F., Burghammer M., Saïed A. et Laugier P. Microfibril orientation dominates the microelastic properties of human bone tissue at the lamellar length scale. *PLoS One*, 8(3) :e58043, 2013.
- [34] Keller T.S. Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *Journal of Biomechanics*, 27(9) :1159–1168, 1994. cited By (since 1996) 182.
- [35] Bloebaum R.D., Skedros J.G., Vajda E.G., Bachus K.N. et Constantz B.R. Determining mineral content variations in bone using backscattered electron imaging. *Bone*, 20(5) :485–490, 1997.
- [36] Black J. et Mattson R.U. Relationship between porosity and mineralization in the haversian osteon. *Calcif Tissue Int*, 34(4) :332–336, Jul 1982.
- [37] Schaffler M.B. et Burr D.B. Stiffness of compact bone : effects of porosity and density. *J Biomech*, 21(1) :13–16, 1988.
- [38] Wachter N.J., Krischak G.D., Mentzel M., Sarkar M.R., Ebinger T., Kinzl L., Claes L. et Augat P. Correlation of bone mineral density with strength and microstructural parameters of cortical bone in vitro. *Bone*, 31(1) :90–95, 2002.
- [39] Bayraktar H.H., Morgan E.F., Niebur G.L., Morris G.E., Wong E.K. et Keaveny T.M. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *Journal of Biomechanics*, 37(1) :27, 2004. 0021-9290 doi : DOI : 10.1016/S0021-9290(03)00257-4.
- [40] Cooper D.M.L., Thomas C.D.L., Clement J.G., Turinsky A.L., Sensen C.W. et Hallgrímsson B. Age-dependent change in the 3d structure of cortical porosity at the human femoral midshaft. *Bone*, 40(4) :957–965, Apr 2007.
- [41] Thomas C.D.L., Feik S.A. et Clement J.G. Regional variation of intracortical porosity in the midshaft of the human femur : age and sex differences. *Journal of anatomy*, 206(2) :115–125, 2005.
- [42] Stein M.S., Feik S.A., Thomas C.D., Clement J.G. et Wark J.D. An automated analysis of intracortical porosity in human femoral bone across age. *J Bone Miner Res*, 14(4) :624–632, Apr 1999.
- [43] Bousson V., Meunier A., Bergot C., Vicaud E., Rocha M-A., Morais M-H., Laval-Jeantet A-M. et Laredo J-D. Distribution of intracortical porosity in human midfemoral cortex by age and gender. *Journal of Bone and Mineral Research*, 16(7) :1308–1317, 2001.
- [44] Thomas C.D.L., Feik S.A. et Clement J.G. Increase in pore area, and not pore density, is the main determinant in the development of porosity in human cortical bone. *Journal of Anatomy*, 209(2) :219–230, 2006.
- [45] Qu X. Morphological effects of mechanical forces on the human humerus. *British journal of sports medicine*, 26(1) :51–53, 1992.
- [46] Sillár P., Czoboly E. et Kéry L. Deformations of the articular cartilage of the head of femur and humerus under mechanical stress. *Arch Orthop Unfallchir*, 74(3) :231–236, 1972.
- [47] Bry R., Bennani B., Delille R., Morvan H., Hault-Dubrulle A. et Fontaine C. Mechanical characterisation under cycling loading of humerus cortical bone. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(sup1) :274–276, 2012.
- [48] Swanson S.A., Freeman M.A. et Day W.H. The fatigue properties of human cortical bone. *Med Biol Eng*, 9(1) :23–32, Jan 1971.
- [49] De Poulpiquet P. et Valverde M. Fracture de fatigue de l’humérus. à propos de trois cas. *Science & sports*, 13(6) :261–264, 1998.
- [50] Duma S.M., Schreiber P.H., McMaster J.D., Crandall J..R., Bass C.R. et Pilkey W.D. Dynamic injury tolerances for long bones of the female upper extremity. *Journal of Anatomy*, 194(3) :463–471, 1999. cited By (since 1996) 15.

- [51] Duprey S., Bruyere K. et Verriest J-P. Experimental and simulated flexion tests of humerus. *International Journal of Crashworthiness*, 12(2) :153–158, 2007.
- [52] Mukherjee S., Chawla A., Borouah S., Debashish S., Arun M.W.J., Sharma G., Shah P. et Ageorges C. Dynamic properties of the shoulder complex bones. 2011.
- [53] Simpson A.M. Fractures of the humerus. *Clin Tech Small Anim Pract*, 19(3) :120–127, Aug 2004.
- [54] Court-Brown C.M. et McQueen M.M. The relationship between fractures and increasing age with reference to the proximal humerus. *Current Orthopaedics*, 16(3) :213 – 222, 2002.
- [55] Klenerman L. Experimental fractures of the adult humerus. *Med Biol Eng*, 7(4) :357–364, Jul 1969.
- [56] Youssef B., Youssef S., Ansara S. et Porter K. Fractures of the distal humerus. *Trauma*, 10(2) :125–132, 2008.
- [57] Shrader M.W., Sanchez-Sotelo J., Sperling J.W., Rowland C.M. et Cofield R.H. Understanding proximal humerus fractures : image analysis, classification, and treatment. *J Shoulder Elbow Surg*, 14(5) :497–505, 2005.
- [58] Costan L. et Ashwood N. Injuries to the proximal humerus. *Trauma*, 10(3) :175–182, 2008.
- [59] Callaghan E.B., Bennett D.L., El-Khoury G.Y. et Ohashi K. Ball-thrower’s fracture of the humerus. *Skeletal Radiol*, 33(6) :355–358, Jun 2004.
- [60] Maldonado Z.M., Seebeck J., Heller M.O.W., Brandt D., Hepp P., Lill H. et Duda G.N. Straining of the intact and fractured proximal humerus under physiological-like loading. *Journal of Biomechanics*, 36(12) :1865 – 1873, 2003.
- [61] Guggenbuhl P., Meadeb J. et Gérard C. Osteoporotic fractures of the proximal humerus, pelvis, and ankle : epidemiology and diagnosis. *Joint Bone Spine*, 72(5) :372–375, Oct 2005.
- [62] Sumner D.R. et Andriacchi T.P. Adaptation to differential loading : Comparison of growth-related changes in cross-sectional properties of the human femur and humerus. *Bone*, 19(2) :121 – 126, 1996.
- [63] Zhang L., Yuan B., Wang C. et Liu Z. Comparison of anatomical shoulder prostheses and the proximal humeri of chinese people. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, 221(8) :921–927, November 2007.
- [64] Jacquot A., Poussange N., Charrissoux J-L., Clavert P., Obert L., Pidhorz L., Sirveaux F., Mansat P. et Fabre T. Usefulness and reliability of two- and three-dimensional computed tomography in patients older than 65 years with distal humerus fractures. *Orthopaedics & Traumatology : Surgery & Research*, 100(3) :275 – 280, 2014.
- [65] Diederichs G., Issever A-S., Greiner S., Linke B. et Korner J. Three-dimensional distribution of trabecular bone density and cortical thickness in the distal humerus. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(3) :399–407, 2009. cited By (since 1996) 5.
- [66] Park S.H., Kim S.J., Park B.C., Suh K.J., Lee J.Y., Park C.W., Shin I.H. et Jeon I-H. Three-dimensional osseous micro-architecture of the distal humerus : implications for internal fixation of osteoporotic fracture. *J Shoulder Elbow Surg*, 19(2) :244–250, Mar 2010.
- [67] Brouwer K.M., Bolmers A. et Ring D. Quantitative 3-dimensional computed tomography measurement of distal humerus fractures. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21(7) :977 – 982, 2012.
- [68] Mather J., MacDermid J.C., Faber K.J. et Athwal G.S. Proximal humerus cortical bone thickness correlates with bone mineral density and can clinically rule out osteoporosis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 22(6) :732 – 738, 2013.
- [69] Murdoch A.H., Mathias K.J. et Smith F.W. Measurement of the bony anatomy of the humerus using magnetic resonance imaging. *Proc Inst Mech Eng H*, 216(1) :31–35, 2002.

- [70] Taylor R.E., Zheng C., Jackson R.P., Doll J.C., Chen J.C., Holzbaur K.R.S., Besier T. et Kuhl E. The phenomenon of twisted growth : humeral torsion in dominant arms of high performance tennis players. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 12(1) :83–93, 2009.
- [71] Soni G., Dhall U. et Chhabra S. Determination of sex from humerus : discriminant analysis. *Australian Journal of Forensic Sciences*, 45(2) :147–152, 2013.
- [72] Young D.R., Thompson G.A. et Orne D. In vivo determination of mechanical properties of the human ulna by means of mechanical impedance tests : experimental results and improved mathematical model. *Med Biol Eng*, 14(3) :253–262, May 1976.
- [73] Singhal S. et Rao V. Estimation of total length of humerus from its segments. *Med Sci Law*, 51(1) :18–20, Jan 2011.
- [74] Mohanty S., Sahu G. et Das S. Estimation of length of humerus from its fragmentary portions. *J Forensic Leg Med*, 19(6) :316–320, Aug 2012.
- [75] Oh J.H., Song B.W. et Lee Y.S. Measurement of volumetric bone mineral density in proximal humerus using quantitative computed tomography in patients with unilateral rotator cuff tear. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 23(7) :993 – 1002, 2014.
- [76] Hepp P. et Josten C. Biology and biomechanics in osteosynthesis of proximal humerus fractures. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, 33(4) :337–344, 2007.
- [77] Diederichs G., Korner J., Goldhahn J. et Linke B. Assessment of bone quality in the proximal humerus by measurement of the contralateral site : a cadaveric analyze. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 126(2) :93–100, 2006.
- [78] Zhang P. et Yokota H. Elbow loading promotes longitudinal bone growth of the ulna and the humerus. *J Bone Miner Metab*, 30(1) :31–39, Jan 2012.
- [79] Penzkofer R., Hungerer S., Wipf F., von Oldenburg G. et Augat P. Anatomical plate configuration affects mechanical performance in distal humerus fractures. *Clinical Biomechanics*, 25(10) :972 – 978, 2010.
- [80] Füchtmeier B., May R., Hente R., Maghsudi M., Völk M., Hammer J., Nerlich M. et Prantl L. Proximal humerus fractures : a comparative biomechanical analysis of intra and extramedullary implants. *Arch Orthop Trauma Surg*, 127(6) :441–447, Aug 2007.
- [81] Kennedy J., Feerick E., McGarry J.P., FitzPatrick D. et Mullett H. Effect of calcium triphosphate cement on proximal humeral fracture osteosynthesis : a finite element analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery*, 21(2) :167–72, 2013.
- [82] Craik J.D., Laffer C.H.L., Richards S.W., Walsh S.P. et Evans S.L. Distal humerus cortical strains following total elbow arthroplasty. *Proc Inst Mech Eng H*, 227(2) :120–128, Feb 2013.
- [83] Giannicola G., Scacchi M., Polimanti D. et Cinotti G. Discovery elbow system : 2- to 5-year results in distal humerus fractures and posttraumatic conditions : A prospective study on 24 patients. *The Journal of Hand Surgery*, 39(9) :1746 – 1756, 2014.
- [84] Grover P., Albert C., Wang M. et Harris G. F. Mechanical characterization of fourth generation composite humerus. *Proc Inst Mech Eng H*, 225(12) :1169–1176, Dec 2011.
- [85] Dunham C.E., Takaki S.E., Johnson J.A. et Dunning C.E. Mechanical properties of cancellous bone of the distal humerus. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20(8) :834–838, Oct 2005.
- [86] Ducrot G., Ehlinger M., Adam P., Di Marco A., Clavert P. et Bonnomet F. Complex fractures of the distal humerus in the elderly : Is primary total elbow arthroplasty a valid treatment alternative ? a series of 20 cases. *Orthopaedics & Traumatology : Surgery & Research*, 99(1) :10 – 20, 2013.
- [87] Grawe B., Le T., Lee T. et Wyrick J. Open reduction and internal fixation (orif) of complex 3-and 4-part fractures of the proximal humerus does age really matter ? *Geriatric Orthopaedic Surgery & Rehabilitation*, 3(1) :27–32, 2012.

- [88] Sabalic S., Kodvanj J. et Pavic A. Comparative study of three models of extra-articular distal humerus fracture osteosynthesis using the finite element method on an osteoporotic computational model. *Injury*, 44, Supplement 3(0) :S56 – S61, 2013. Orthopaedic Trauma Care : A Croatian Perspective.
- [89] Hildebrand G.R., Wright D.M., Marston S.B. et Switzer J.A. Use of a fibular strut allograft in an osteoporotic distal humerus fracture a case report. *Geriatric orthopaedic surgery & rehabilitation*, 3(4) :167–171, 2012.
- [90] Obert L., Ferrier M., Jacquot A., Mansat P., Sirveaux F., Clavert P., Charissoux J-L., Pidhorz L. et Fabre T. Distal humerus fractures in patients over 65 : Complications. *Orthopaedics & Traumatology : Surgery & Research*, 99(8) :909 – 913, 2013.
- [91] Shulman B.S., Ong C.C., Lee J.H., Karia R., Zuckerman J.D. et Egol K.A. Outcomes After Fixation of Proximal Humerus (OTA Type 11) Fractures in the Elderly Patients Using Modern Techniques. *Geriatr Orthop Surg Rehabil*, 4(1) :21–25, Mar 2013.
- [92] James I.B., Farrell D.J., Evans A.R., Siska P.A. et Tarkin I.S. Open reconstruction of complex proximal metadiaphyseal fragility fractures of the humerus. *Geriatr Orthop Surg Rehabil*, 5(1) :9–13, Mar 2014.
- [93] Limthongthang R. et Jupiter J.B. Distal humerus fractures. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 23(4) :178 – 187, 2013. Elbow.
- [94] Benhima M.A., Younsi A., Abkari I., Najeb Y. et Fikry T. Fracture de l’humérus au cours d’une partie de « bras de fer ». analyse d’un mécanisme « peu commun » pour une fracture « commune ». *Science & Sports*, 29(3) :138 – 142, 2014.
- [95] Gaston M.S., Irwin G.J. et Huntley J.S. Lateral condyle fracture of a child’s humerus : the radiographic features may be subtle. *Scottish Medical Journal*, 57(3) :182, 2012.
- [96] Chantelot C., Ferry S., Lahoude-Chantelot S., Prodomme G., Guinand R. et Fontaine C. Étude rétrospective des résultats du traitement chirurgical de 21 pseudarthroses de l’humérus. *Chirurgie de la Main*, 24(2) :84 – 91, 2005.
- [97] Thorsness R., Iannuzzi J., Noyes K., Kates S. et Voloshin I. Open reduction and internal fixation versus hemiarthroplasty in the management of proximal humerus fractures. *Geriatric Orthopaedic Surgery & Rehabilitation*, 5(2) :56–62, 2014.
- [98] Isart A., Sánchez J.F., Santana F., Puig L., Càceres E. et Torrens C. Morbidity and mortality of surgically treated proximal humerus fractures. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (English Edition)*, 58(4) :223 – 228, 2014.
- [99] Azevedo J., Maia B. et Correia J. Fracture-dislocation of the proximal humerus in a 6-year-old child : case report. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 22(6) :e16 – e19, 2013.
- [100] Spross C., Jost B., Rahm S., Winklhofer S., Erhardt J. et Benninger E. How many radiographs are needed to detect angular stable head screw cut outs of the proximal humerus - a cadaver study. *Injury*, 45(10) :1557 – 1563, 2014.
- [101] Currey J.D. Tensile yield in compact bone is determined by strain, post-yield behaviour by mineral content. *Journal of biomechanics*, 37(4) :549–556, 2004.
- [102] Pattin C.A., Caler W.E. et Carter D.R. Cyclic mechanical property degradation during fatigue loading of cortical bone. *Journal of Biomechanics*, 29(1) :69–79, 1996. cited By (since 1996) 191.
- [103] Kaneko T.S., Pejic M.R., Tehranzadeh J. et Keyak J.H. Relationships between material properties and ct scan data of cortical bone with and without metastatic lesions. *Med Eng Phys*, 25(6) :445–454, Jul 2003.
- [104] Evans F.G. et Vincentelli R. Relations of the compressive properties of human cortical bone to histological structure and calcification. *J Biomech*, 7(1) :1–10, Jan 1974.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [105] Reilly D.T. et Burstein A.H. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech*, 8(6) :393–405, 1975. 0021-9290 (Print) 0021-9290 (Linking) Comparative Study Journal Article Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S. Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.
- [106] Jepsen K.J. et Davy D.T. Comparison of damage accumulation measures in human cortical bone. *J Biomech*, 30(9) :891–894, Sep 1997.
- [107] Lotz J.C., Gerhart T.N. et Hayes W.C. Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur. *J Biomech*, 24(5) :317–329, 1991.
- [108] Cuppone M., Seedhom B.B. et Ostell A.E. Berry E. The longitudinal young's modulus of cortical bone in the midshaft of human femur and its correlation with ct scanning data. *Calcif Tissue Int*, 74(3) :302–309, Mar 2004.
- [109] Keller T.S., Mao Z. et Spengler D.M. Young's modulus, bending strength, and tissue physical properties of human compact bone. *J Orthop Res*, 8(4) :592–603, Jul 1990.
- [110] Ashman R.B., Cowin S.C., Van Buskirk W.C. et Rice J.C. A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone. *J Biomech*, 17(5) :349–361, 1984.
- [111] Hobatho M-C., Rho J.Y. et Ashman R.B. Atlas of mechanical properties of human cortical and cancellous bone. *Journal of Biomechanics*, 25(6) :669, 1992.
- [112] Hoffmeister B.K., Smith S.R., Handley S.M. et Rho J.Y. Anisotropy of young's modulus of human tibial cortical bone. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 38(3) :333–338, 2000. cited By (since 1996) 29.
- [113] Turner C.H., Rho J., Takano Y., Tsui T.Y. et Pharr G.M. The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar : Results from two microscopic measurement techniques. *Journal of Biomechanics*, 32(4) :437–441, 1999. cited By (since 1996) 215.
- [114] Reilly D.T., Burstein A.H. et Frankel V.H. The elastic modulus for bone. *Journal of Biomechanics*, 7(3) :271 – 275, 1974.
- [115] Rho J.Y., Zioupos P., Currey J.D. et Pharr G.M. Variations in the individual thick lamellar properties within osteons by nanoindentation. *Bone*, 25(3) :295–300, 1999. cited By (since 1996) 115.
- [116] Zysset P.K., Guo X.E., Hoffer C.E., Moore K.E. et Goldstein S.A. Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. *Journal of Biomechanics*, 32(10) :1005–1012, 1999. cited By (since 1996) 294.
- [117] Rho J.Y., Zioupos P., Currey J.D. et Pharr G.M. Microstructural elasticity and regional heterogeneity in human femoral bone of various ages examined by nano-indentation. *Journal of Biomechanics*, 35(2) :189–198, 2002.
- [118] Reisinger A.G., Pahr D.H. et Zysset P.K. Principal stiffness orientation and degree of anisotropy of human osteons based on nanoindentation in three distinct planes. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(8) :2113–2127, 2011. cited By (since 1996) 3.
- [119] Hoffer C.E., Moore K.E., Kozloff K., Zysset P.K., Brown M.B. et Goldstein S.A. Heterogeneity of bone lamellar-level elastic moduli. *Bone*, 26(6) :603–609, 2000. cited By (since 1996) 105.
- [120] Rho J.Y., Tsui T.Y. et Pharr G.M. Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *Biomaterials*, 18(20) :1325–1330, 1997. cited By (since 1996) 304.
- [121] Oliver W.C. et Pharr G.M. An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments. *Journal of Materials Research*, 7 :1564–1583, 6 1992.
- [122] Isaksson H., Nagao S., MaŁkiewicz M., Julkunen P., Nowak R. et Jurvelin J.S. Precision of nanoindentation protocols for measurement of viscoelasticity in cortical and trabecular bone. *Journal of biomechanics*, 43(12) :2410–2417, 2010.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [123] Wu Z., Baker T.A., Ovaert T.C. et Niebur G.L. The effect of holding time on nanoindentation measurements of creep in bone. *J Biomech*, 44(6) :1066–1072, Apr 2011.
- [124] Hofmann T., Heyroth F., Meinhard H., Fränzel W. et K. Raum. Assessment of composition and anisotropic elastic properties of secondary osteon lamellae. *Journal of Biomechanics*, 39(12) :2282–2294, 2006. cited By (since 1996) 36.
- [125] Schaffler M.B., Choi K. et Milgrom C. Aging and matrix microdamage accumulation in human compact bone. *Bone*, 17(6) :521–525, Dec 1995.
- [126] Wenzel T.E., Schaffler M.B. et Fyhrie D.P. In vivo trabecular microcracks in human vertebral bone. *Bone*, 19(2) :89–95, Aug 1996.
- [127] Jepsen K.J., Davy D.T. et Krzypow D.J. The role of the lamellar interface during torsional yielding of human cortical bone. *Journal of Biomechanics*, 32(3) :303–310, 1999. cited By (since 1996) 48.
- [128] Nyman J.S., Leng H., Dong X.N. et Xiaodu W. Differences in the mechanical behavior of cortical bone between compression and tension when subjected to progressive loading. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2(6) :613–619, 2009.
- [129] Diab T. et Vashishth D. Effects of damage morphology on cortical bone fragility. *Bone*, 37(1) :96–102, Jul 2005.
- [130] Ebacher V., Tang C., McKay H., Oxland T.R., Guy P. et Wang R. Strain redistribution and cracking behavior of human bone during bending. *Bone*, 40(5) :1265–1275, May 2007.
- [131] Boyce T.M., Fyhrie D.P., Glotkowski M.C., Radin E.L. et Schaffler M.B. Damage type and strain mode associations in human compact bone bending fatigue. *Journal of Orthopaedic Research*, 16(3) :322–329, 1998.
- [132] Nair A.K., Gautieri A., Chang S-W. et Buehler M.J. Molecular mechanics of mineralized collagen fibrils in bone. *Nat Commun*, 4 :1724, 2013.
- [133] Yeni Y.N. et Fyhrie D.P. A rate-dependent microcrack-bridging model that can explain the strain rate dependency of cortical bone apparent yield strength. *Journal of biomechanics*, 36(9) :1343–1353, 2003.
- [134] Nalla R.K., Kinney J.H. et Ritchie R.O. Mechanistic fracture criteria for the failure of human cortical bone. *Nature materials*, 2(3) :164–168, 2003.
- [135] Hansma P.K., Fantner G.E., Kindt J.H., Thurner P.J., Schitter G., Turner P.J., Udwin S.F. et Finch M.M. Sacrificial bonds in the interfibrillar matrix of bone. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 5(4) :313–315, 2005.
- [136] Fantner G.E., Hassenkam T., Kindt J.H., Weaver J.C., Birkedal H., Pechenik L., Cutroni J.A., Cidade G.A.G., Stucky G.D., Morse D.E. et Hansma P.K. Sacrificial bonds and hidden length dissipate energy as mineralized fibrils separate during bone fracture. *Nat Mater*, 4(8) :612–616, Aug 2005.
- [137] Zimmermann E.A., Gludovatz B., Schaible E., Busse B. et Ritchie R.O. Fracture resistance of human cortical bone across multiple length-scales at physiological strain rates. *Biomaterials*, 35(21) :5472–5481, Jul 2014.
- [138] Ming-Yuan H. et Hutchinson J.W. Crack deflection at an interface between dissimilar elastic materials. *International Journal of Solids and Structures*, 25(9) :1053–1067, 1989.
- [139] Robin S. Humos : Human model for safety - a joint effort towards the development of refined human-like car occupant models, 2001.
- [140] Arun M.W.J., Chawla A. et Mukherjee S. Predicting fracture initiation, propagation and diversion in long bones under impact using drucker-prager plastic model and damage modeling. 2011.
- [141] Mackerle J. Finite element modeling and simulations in orthopedics : a bibliography 1998-2005. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 9(3) :149–199, 2006. PMID : 16880165.

- [142] Carter D.R. et Hayes W.C. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg Am*, 59(7) :954–962, Oct 1977.
- [143] Snyder S.M. et Schneider E. Estimation of mechanical properties of cortical bone by computed tomography. *J Orthop Res*, 9(3) :422–431, May 1991.
- [144] Wirtz D.C., Schiffers N., Pandorf T., Radermacher K., Weichert D. et Forst R. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic fe-simulation of the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, 33(10) :1325–1330, 2000. cited By (since 1996) 141.
- [145] Morgan E.F., Bayraktar H.H. et Keaveny T.M. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics*, 36(7) :897, 2003. 0021-9290 doi : DOI : 10.1016/S0021-9290(03)00071-X.
- [146] Doblaré M., Garcia J.M. et Gómez M.J. Modelling bone tissue fracture and healing : a review. *Engineering Fracture Mechanics*, 71(13) :1809–1840, 2004.
- [147] Helgason B., Perilli E., Schileo E., Taddei F., Brynjólfsson S. et Viceconti M. Mathematical relationships between bone density and mechanical properties : A literature review. *Clinical Biomechanics*, 23(2) :135–146, 2008. cited By (since 1996) 64.
- [148] Martens M., Van Audekercke R., De Meester P. et Mulier J.C. The geometrical properties of human femur and tibia and their importance for the mechanical behaviour of these bone structures. *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery*, 98(2) :113–120, 1981. cited By (since 1996) 10.
- [149] Tommasini S.M., Nasser P. et Jepsen K.J. Sexual dimorphism affects tibia size and shape but not tissue-level mechanical properties. *Bone*, 40(2) :498 – 505, 2007.
- [150] Yang H., Ma X. et Guo T. Some factors that affect the comparison between isotropic and orthotropic inhomogeneous finite element material models of femur. *Medical Engineering and Physics*, 32(6) :553–560, 2010. cited By (since 1996) 2.
- [151] Zannoni C., Mantovani R. et Viceconti M. Material properties assignment to finite element models of bone structures : A new method. *Medical Engineering and Physics*, 20(10) :735–740, 1999. cited By (since 1996) 85.
- [152] Wirtz D.C., Pandorf T., Portheine F., Radermacher K., Schiffers N., Prescher A., Weichert D. et Niethard F.U. Concept and development of an orthotropic fe model of the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, 36(2) :289–293, 2003. cited By (since 1996) 32.
- [153] Peng L., Bai J., Zeng X. et Zhou Y. Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions. *Med Eng Phys*, 28(3) :227–233, Apr 2006.
- [154] Baca V., Horak Z., Mikulénka P. et Dzupa V. Comparison of an inhomogeneous orthotropic and isotropic material models used for fe analyses. *Medical Engineering and Physics*, vol.30 :pages 924–930, 2008.
- [155] San Antonio T., Ciaccia M., Müller-Karger C. et Casanova E. Orientation of orthotropic material properties in a femur fe model : A method based on the principal stresses directions. *Medical Engineering & Physics*, (0) :–, 2011.
- [156] Sepehri B., Yazdi A.A. et Rouhi G. Comparison of the effect of different mechanical properties on the stress analysis of tibia under transversal impact loading using finite element method. In C.T. Lim et J.C.H. Goh, editors, *6th World Congress of Biomechanics (WCB 2010). August 1-6, 2010 Singapore*, volume 31 of *IFMBE Proceedings*, pages 788–791. Springer Berlin Heidelberg, 2010.
- [157] Taddei F., Cristofolini L., Martelli S., Gill H.S. et Viceconti M. Subject-specific finite element models of long bones : An in vitro evaluation of the overall accuracy. *Journal of Biomechanics*, 39(13) :2457 – 2467, 2006.
- [158] Austman R.L., Milner J.S., Holdsworth D.W. et Dunning C.E. The effect of the density-modulus relationship selected to apply material properties in a finite element model of long bone. *Journal of Biomechanics*, 41(15) :3171 – 3176, 2008.

- [159] Mullins L.P., McGarry J.P., Bruzzi M.S. et McHugh P.E. Micromechanical modelling of cortical bone. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 10(3) :159–169, 2007.
- [160] Deligianni D.D. et Apostolopoulos C.A. Multilevel finite element modeling for the prediction of local cellular deformation in bone. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 7(2) :151–159, 2008. cited By (since 1996) 9.
- [161] Smit T.H., Huyghe J.M. et Cowin S.C. Estimation of the poroelastic parameters of cortical bone. *J Biomech*, 35(6) :829–835, Jun 2002.
- [162] Predoi-Racila M. et Crolet J.M. Human cortical bone : the sinupros model. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 11(2) :169–187, Apr 2008.
- [163] Quentin Grimal, Kay Raum, Alf Gerisch et Pascal Laugier. Derivation of the mesoscopic elasticity tensor of cortical bone from quantitative impedance images at the micron scale. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 11(2) :147–157, Apr 2008.
- [164] Ji B. et Gao H. Elastic properties of nanocomposite structure of bone. *Composites Science and Technology*, 66(9) :1212 – 1218, 2006. Nanocomposites Nanocomposites.
- [165] Hellmich C., Barthélémy J.F. et Dormieux L. Mineral–collagen interactions in elasticity of bone ultrastructure—a continuum micromechanics approach. *European Journal of Mechanics-A/Solids*, 23(5) :783–810, 2004.
- [166] Vaughan T.J., McCarthy C.T. et McNamara L.M. A three-scale finite element investigation into the effects of tissue mineralisation and lamellar organisation in human cortical and trabecular bone. *J Mech Behav Biomed Mater*, 12 :50–62, Aug 2012.
- [167] Katz J.L. Hard tissue as a composite material—i. bounds on the elastic behavior. *Journal of Biomechanics*, 4(5) :455 – 473, 1971.
- [168] Anne Devulder. *Approche micromécanique du remodelage osseux*. Thèse en mécanique et matériaux, École centrale des arts et manufacture " École centrale Paris", 2009. 261 p.
- [169] André Zaoui. *Matériaux hétérogènes et composites*. Ecole Polytechnique, 1997.
- [170] Eshelby J.D. The determination of the elastic field of an ellipsoidal inclusion and related problems. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A. Mathematical and Physical Sciences*, 241(1226) :376–396, 1957.
- [171] Brown L.M. et Clarke D.R. Work hardening due to internal stresses in composite materials. *Acta Metallurgica*, 23(7) :821 – 830, 1975.
- [172] Toshio Mura. *Micromechanics of Defects in Solids*. Comparative Studies in Overseas History. Springer Netherlands, 1987.
- [173] Mori T. et Tanaka K. Averages stress in matrix and average elastic energy of materials with misfitting inclusions. *Acta Metallia*, 21 :571 - 574, 1973.
- [174] Benveniste Y. A new approach to the application of mori-tanaka’s theory in composite materials. *Mechanics of Materials*, 6(2) :147 – 157, 1987.
- [175] Ponte Castañeda P. et Willis J.R. The effect of spatial distribution on the effective behavior of composite materials and cracked media. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 43(12) :1919 – 1951, 1995.
- [176] Sansalone V., Naili S., Bousson V., Bergot C., Peyrin F., Zarka J., Laredo J.D. et Haiat G. Determination of the heterogeneous anisotropic elastic properties of human femoral bone : from nanoscopic to organ scale. *Journal of biomechanics*, 43(10) :1857–1863, 2010.
- [177] Grimal Q., Rus G., Parnell W.J. et Laugier P. A two-parameter model of the effective elastic tensor for cortical bone. *J Biomech*, 44(8) :1621–1625, May 2011.
- [178] Hill R. A self-consistent mechanics of composite materials. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, vol.13 :pages 213–222, 1965.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [179] Laws N. et McLaughlin R. The effect of fibre length on the overall moduli of composite materials. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 27(1) :1 – 13, 1979.
- [180] Willis J.R. Bounds and self-consistent estimates for the overall properties of anisotropic composites. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 25(3) :185 – 202, 1977.
- [181] Walpole L.J. On the overall elastic moduli of composite materials. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 17(4) :235 – 251, 1969.
- [182] Suvorov A.P. et Dvorak G.J. Rate form of the eshelby and hill tensors. *International Journal of Solids and Structures*, 39(21-22) :5659 – 5678, 2002.
- [183] Marigo J.J. Modelling of brittle and fatigue damage for elastic material by growth of microvoids. *Engineering Fracture Mechanics*, 21(4) :861 – 874, 1985.
- [184] DeSimone A., Marigo J.-J. et Teresi L. A damage mechanics approach to stress softening and its application to rubber. *European Journal of Mechanics - A/Solids*, 20(6) :873 – 892, 2001.
- [185] Bryant J.D., David T., Gaskell P.H., King S. et Lond G. Rheology of bovine bone marrow. *Proc Inst Mech Eng H*, 203(2) :71–75, 1989.
- [186] Shefelbine S.J., Augat P., Claes L. et Simon U. Trabecular bone fracture healing simulation with finite element analysis and fuzzy logic. *J Biomech*, 38(12) :2440–2450, Dec 2005.
- [187] Ho K-Y., Keyak J.H. et Powers C.M. Comparison of patella bone strain between females with and without patellofemoral pain : a finite element analysis study. *J Biomech*, 47(1) :230–236, Jan 2014.
- [188] Axson. *Caractéristiques techniques de la résine F14*. [en ligne]. Disponible sur : [http ://www.axson-technologies.com/trouver-un-produit/Resines-de-Coulee/Resines-prise-rapide-Rechargeables](http://www.axson-technologies.com/trouver-un-produit/Resines-de-Coulee/Resines-prise-rapide-Rechargeables).
- [189] HBM. *Caractéristiques techniques des jauges de déformation de chez HBM*. [en ligne]. Disponible sur : [http ://www.hbm.cz/Prospekty/Tenzometry/SG_Y/cat_sg_y_e.pdf](http://www.hbm.cz/Prospekty/Tenzometry/SG_Y/cat_sg_y_e.pdf).
- [190] Bullier. *Caractéristiques techniques des lasers M7LXX*. [en ligne]. Disponible sur : [http ://www.bullier.biz/documents/capteurs_M7.pdf](http://www.bullier.biz/documents/capteurs_M7.pdf).
- [191] Photron. *Caractéristiques techniques des caméras rapides SA3*. [en ligne]. Disponible sur : [http ://www.photron.com/datasheet/FASTCAM_SA3.pdf](http://www.photron.com/datasheet/FASTCAM_SA3.pdf).
- [192] Sonia Duprey. *Modélisation en éléments finis du complexe de l'épaule et simulation de sa réponse à un choc latéral*. Thèse en mécanique, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 2007. 198 p.
- [193] Régis Bry. *Contribution à la modélisation mécanique du membre thoracique soumis à différentes vitesses de sollicitations*. Rapport de stage de master., Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, 2011. 82p.
- [194] McElhaney J.H. Dynamic response of bone and muscle tissue. *J Appl Physiol*, 21(4) :1231–1236, Jul 1966.
- [195] Melnis A.É. et Knets I.V. Effect of the rate of deformation on the mechanical properties of compact bone tissue. *Mechanics of Composite Materials*, 18(3) :358–363, 1982.
- [196] Kemper A.R., McNally C., Manoogian S.J. et Duma S.M. Tensile material properties of human tibia cortical bone effects of orientation and loading rate. *Biomed Sci Instrum*, 44 :419–427, 2008.
- [197] Friedland G.W. et Thurber B.D. The birth of ct. *AJR Am J Roentgenol*, 167(6) :1365–1370, Dec 1996.
- [198] Les techniques de l'ingénieur. Disponible sur : [http ://www.techniques-ingenieur.fr](http://www.techniques-ingenieur.fr).
- [199] Norman T.L. et Wang Z. Microdamage of human cortical bone : incidence and morphology in long bones. *Bone*, 20(4) :375–379, Apr 1997.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [200] Bossy E., Talmant M., Peyrin F., Akrou L., Cloetens P. et Laugier P. An in vitro study of the ultrasonic axial transmission technique at the radius : 1-mhz velocity measurements are sensitive to both mineralization and intracortical porosity. *Journal of Bone and Mineral Research*, 19(9) :1548–1556, 2004.
- [201] K. Raum, I. Leguerney, F. Chandelier, E. Bossy, M. Talmant, A. Saïed, F. Peyrin et P. Laugier. Bone microstructure and elastic tissue properties are reflected in qus axial transmission measurements. *Ultrasound in medicine & biology*, 31(9) :1225–1235, 2005.
- [202] Basillais A., Bensamoun S., Chappard C., Brunet-Imbault B., Lemineur G., Ilharreborde B., Ho Ba Tho M-C. et Benhamou C-L. Three-dimensional characterization of cortical bone microstructure by microcomputed tomography : validation with ultrasonic and microscopic measurements. *J Orthop Sci*, 12(2) :141–148, Mar 2007.
- [203] Wang X. et Nyman J.S. A novel approach to assess post-yield energy dissipation of bone in tension. *J Biomech*, 40(3) :674–677, 2007.
- [204] Mercer C., He M.Y., Wang R. et Evans A.G. Mechanisms governing the inelastic deformation of cortical bone and application to trabecular bone. *Acta Biomater*, 2(1) :59–68, Jan 2006.
- [205] Landrigan M.D. et Roeder R.K. Systematic error in mechanical measures of damage during four-point bending fatigue of cortical bone. *J Biomech*, 42(9) :1212–1217, Jun 2009.
- [206] Mazeran P-E., Beyaoui M., Bigerelle M. et Guigon M. Determination of mechanical properties by nanoindentation in the case of viscous materials. *International Journal of Materials Research*, 103(6) :715, 2012.
- [207] Hengsberger S., Kulik A. et Zysset P.H. Nanoindentation discriminates the elastic properties of individual human bone lamellae under dry and physiological conditions. *Bone*, 30(1) :178–184, 2002.
- [208] Dormieux L., Kondo D. et Ulm F.J. *Microporomechanics*. John Wiley & Sons, 2006.
- [209] Pham K. et Marigo J-J. Damage localization and rupture with gradient damage models. *Fracture and Structural Integrity*, 19, 2012.
- [210] Zhu Q. *Applications des approches d’homogénéisation à la modélisation tridimensionnelle de l’endommagement des matériaux quasi fragiles : formulations, validations et implémentations numériques*. Thèse en mécanique, Université de lille 1, 2006.
- [211] Crisfield M.A. *Non-linear finite element analysis of solids and structures : Advanced topics*. John Wiley & Sons, Inc., 1997.
- [212] Jämsä T., Jalovaara P., Peng Z., Väänänen H.K. et Tuukkanen J. Comparison of three-point bending test and peripheral quantitative computed tomography analysis in the evaluation of the strength of mouse femur and tibia. *Bone*, 23(2) :155–161, 1998.
- [213] Lemaitre J. et Lippmann H. *A course on damage mechanics*, volume 2. Springer Berlin, 1996.
- [214] Johnson G.R. et Cook W.H. Fracture characteristics of three metals subjected to various strains, strain rates, temperatures and pressures. *Engineering fracture mechanics*, 21(1) :31–48, 1985.

Annexes

A Caractérisation de la phase minérale de l'os cortical.

- La densité apparente (d_a) représente la densité même de l'échantillon et s'exprime par le rapport :

$$d_a = \frac{m_{ech}}{V_{ech} \cdot \rho_{eau}}$$

avec m_{ech} la masse de l'échantillon dans l'air (kg); V_{ech} le volume de l'échantillon (m³) et ρ_{eau} la masse volumique de l'eau (1000kg/m³).

- La densité réelle (d) représente la densité du matériau constituant l'échantillon (os cortical dans notre cas). Elle se calcule à partir du principe d'Archimède et s'exprime par le rapport :

$$d = \frac{m_{ech}}{m_{ech} - m_{eau}}$$

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

- La densité relative (d_r) représente le taux de matière présent dans l'échantillon, de ce fait elle est également reliée au taux de porosité f . Ces deux grandeurs s'expriment en %_{age} et se calculent par les relations suivantes :

$$d_r = \frac{d_a}{d} \quad \text{et} \quad f = 1 - d_r$$

- La densité minérale (d_m) permet de quantifier le pourcentage de matière minérale présent au sein de l'échantillon. Elle se calcule à partir de la masse des cendres m_{cend} de l'échantillon après avoir été calciné selon la relation suivante :

$$d_m = \frac{m_{cend}}{m_{ech}}$$

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

B Règles algébriques dans la base de Walpole pour des tenseurs isotropes transverses.

Soit $\vec{n}$ l'axe de l'isotropie transverse, on définit $\bar{\bar{A}}$ et $\bar{\bar{B}}$ deux tenseurs d'ordre 2 tels que :

$$\bar{\bar{A}} = \vec{n} \otimes \vec{n} \quad \text{et} \quad \bar{\bar{A}} + \bar{\bar{B}} = \bar{\bar{I}} \quad (34)$$

avec $\bar{\bar{I}}$ le tenseur d'identité d'ordre 2.

La base de Walpole [181] est composée de six tenseurs élémentaires ($\mathbb{E}_1, \mathbb{E}_2, \mathbb{E}_3, \mathbb{E}_4, \mathbb{E}_5, \mathbb{E}_6$) définis en fonction de $\bar{\bar{A}}$ et $\bar{\bar{B}}$ par :

$$\begin{aligned} \mathbb{E}_1 &= \frac{1}{2} \bar{\bar{B}} \otimes \bar{\bar{B}} & \mathbb{E}_2 &= \bar{\bar{A}} \otimes \bar{\bar{A}} & \mathbb{E}_3 &= \bar{\bar{B}} \underline{\otimes} \bar{\bar{B}} - \frac{1}{2} \bar{\bar{B}} \otimes \bar{\bar{B}} \\ \mathbb{E}_4 &= \bar{\bar{A}} \underline{\otimes} \bar{\bar{B}} + \bar{\bar{B}} \underline{\otimes} \bar{\bar{A}} & \mathbb{E}_5 &= \bar{\bar{A}} \otimes \bar{\bar{B}} & \mathbb{E}_6 &= \bar{\bar{B}} \otimes \bar{\bar{A}} \end{aligned} \quad (35)$$

où les notations tensorielles suivantes ont été adoptées :

$$\left(\bar{\bar{A}} \otimes \bar{\bar{B}} \right)_{ijkl} = a_{ij} b_{kl} \quad \text{et} \quad \bar{\bar{A}} \underline{\otimes} \bar{\bar{B}} = \frac{1}{2} \left(\bar{\bar{A}} \otimes \bar{\bar{B}} + \bar{\bar{A}} \otimes \bar{\bar{B}} \right) \quad (36)$$

Dans cette base, on vérifie facilement que $\forall i, j = 1, \dots, 4$, on a :

$$\begin{cases} \mathbb{E}_i : \mathbb{E}_j = \mathbb{E}_j & \text{si } i = j \\ \mathbb{E}_i : \mathbb{E}_j = 0 & \text{si } i \neq j \\ \mathbb{E}_4 : \mathbb{J} = \mathbb{J} : \mathbb{E}_4 = 0 \\ \mathbb{E}_4 : \mathbb{K} = \mathbb{K} : \mathbb{E}_4 = \mathbb{E}_4 \end{cases} \quad (37)$$

où $\mathbb{J}$ et $\mathbb{K}$ sont les parties sphérique et déviatorique de $\mathbb{I}$ le tenseur d'identité d'ordre 4 tels que l'on a $\mathbb{I} = \mathbb{J} + \mathbb{K}$.

Soient, maintenant, $\mathbb{T}$ et $\mathbb{U}$ deux tenseurs isotropes transverses d'ordre 4 dont les composantes dans la base de Walpole sont les suivantes :

$$\mathbb{T} = (T_1, T_2, T_3, T_4, T_5, T_6) \quad \text{et} \quad \mathbb{U} = (U_1, U_2, U_3, U_4, U_5, U_6) \quad (38)$$

Les règles algébriques qui s'y appliquent permettent d'écrire leur somme comme :

$$\mathbb{T} + \mathbb{U} = (T_1 + U_1, T_2 + U_2, T_3 + U_3, T_4 + U_4, T_5 + U_5, T_6 + U_6) \quad (39)$$

Leur produit par :

$$\mathbb{T}\mathbb{U} = (T_1 U_1 + 2T_6 U_5, T_2 U_2 + 2T_5 U_6, T_3 U_3, T_4 U_4, T_5 U_1 + T_2 U_5, T_6 U_2 + T_1 U_6) \quad (40)$$

Et enfin les composantes de l'inverse du tenseur $\mathbb{T}$ sont :

$$\mathbb{T}^{-1} = \left(\frac{T_2}{T^*}, \frac{T_1}{T^*}, \frac{1}{T_3}, \frac{1}{T_4}, \frac{-T_5}{T^*}, \frac{-T_6}{T^*} \right) \quad (41)$$

avec $T^* = T_1 T_2 - 2T_5 T_6$

C Caractérisation de la résine expérimentale

5 cylindres (R1 à R5) ont été usinés dans un bloc de résine préparé la veille afin que la durée de polymérisation corresponde à celle pratiquée durant les impacts expérimentaux. Leurs hauteurs H et diamètres D ont été mesurés au pied à coulisse et sont présentées dans le tableau 25.

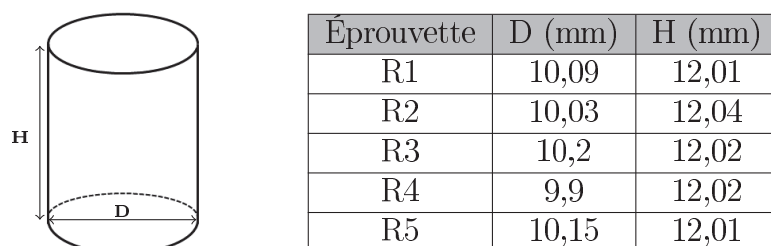


FIGURE 25: Récapitulatif des dimensions des cylindres de résine

Afin de déterminer leurs propriétés élastiques, des tests de compression ont été réalisés à l'aide d'une machine d'essai H5KT de marque Hounsfield® (voir chapitre 3 pour plus d'informations) équipé de plateaux de compression. Les essais ont été menés à une vitesse de 0,02mm/s jusqu'à ce que la courbe des efforts en fonction du déplacement forme un plateau signifiant que le régime élastique était dépassé.

La raideur K des échantillons est considérée comme le coefficient directeur de la droite passante par les points correspondant à un déplacement de 0,4 et 0,8 mm (figure 26). Leur module d'élasticité E en est déduit à partir des relations classiques de l'ingénieur :

$$E = K \frac{4H}{\pi D^2} \quad (42)$$

Les modules obtenus sont présentés dans le tableau de la figure 26, leurs valeurs sont homogènes pour une moyenne de 490MPa.

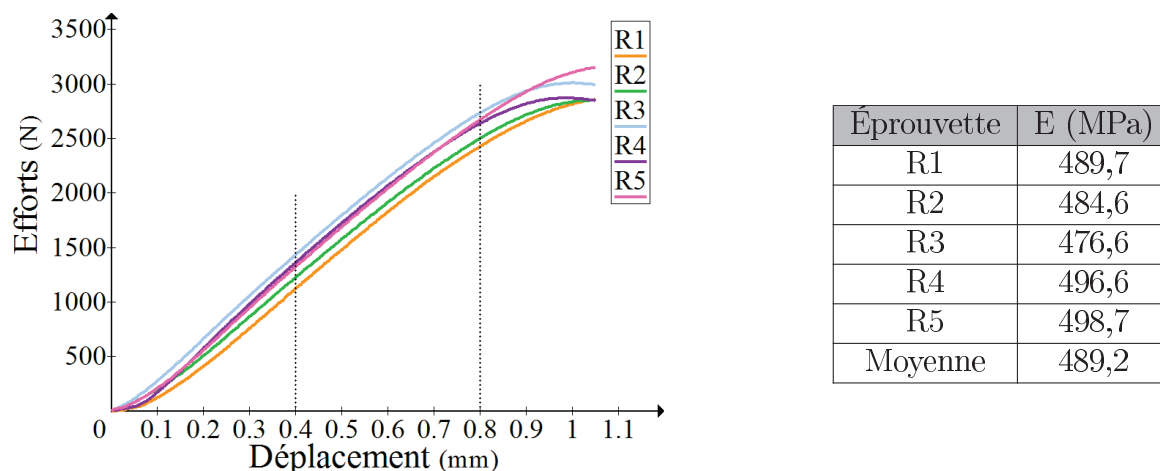


FIGURE 26: Résultats des modules d'élasticité des cylindres de résine en compression

D Caractérisation mécanique globale de l'humérus

D.1 Le sujet 362

D.1.1 L'essai d'impact

La vitesse d'impact était de 1.75 m/s soit une énergie de 11.5 J. La rupture s'initie 2.7 ms après impact pour être totale au bout de 4.3ms (figure 27). Elle débute au niveau de la face inférieure, traverse la section de l'humérus pour se propager finalement selon deux directions.

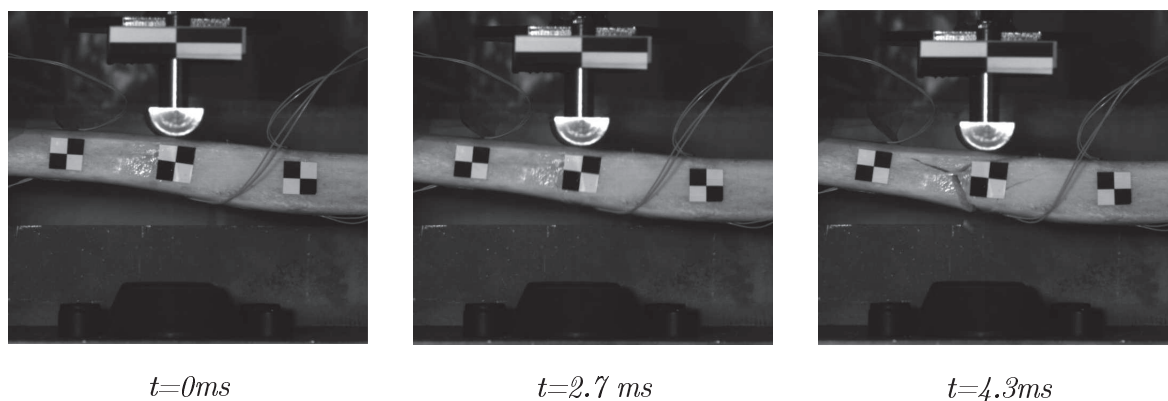


FIGURE 27: *Évolution de la rupture durant l'impact de l'humérus 362*

Lors de cet essai, il a été mesuré au niveau des efforts de réaction trois pics à 2730, 3100 et 3300N puis un effort de 1073N à la rupture (figure 28(a)). La présence de trois pics s'avérera une exception de la campagne d'essais réalisée due à la mauvaise mise en place du matériel expérimental lors de la préparation de l'essai. Les déformations sont mesurées positives en J1 et J2 et négatives pour les autres. Les courbes de déformations confirment donc la sollicitation en flexion avec de la compression sur la face impactée et de la traction au niveau de son opposée. A la rupture, les déformations mesurées atteignent respectivement -0.48, -0.31, 0.43, 0.59 et 0.31% pour J1 à J5 puis chutent brutalement (figure 28(b)).

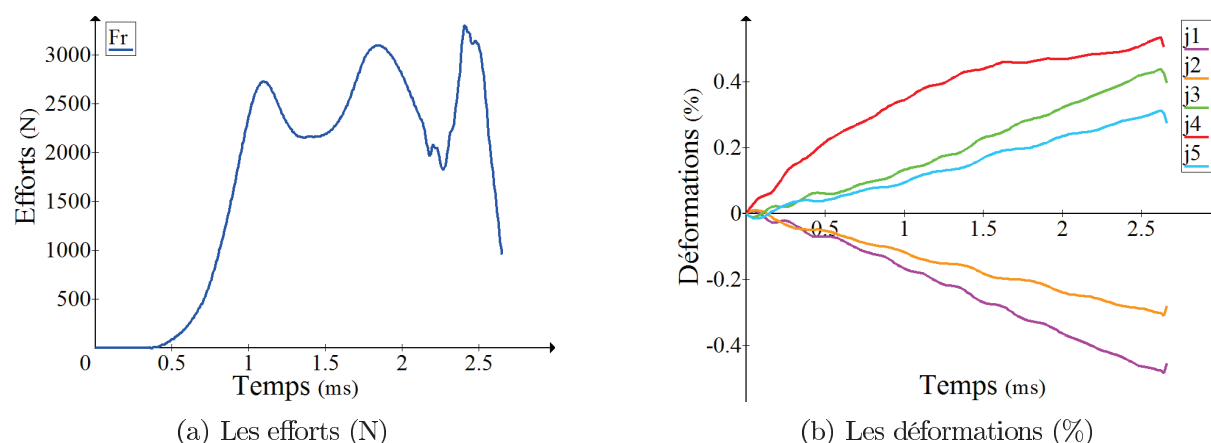


FIGURE 28: *Évolution des mesures expérimentales en fonction du temps pour l'humérus 362*

D.2 Le sujet 395

D.2.1 L'essai d'impact

La vitesse d'impact était de 1.80 m/s soit une énergie de 12.15 J. La rupture s'initie 6.3 ms après impact pour être totale au bout de 8 ms (figure 29). Elle débute au niveau de la face inférieure pour traverser la section de l'humérus selon une direction unique.

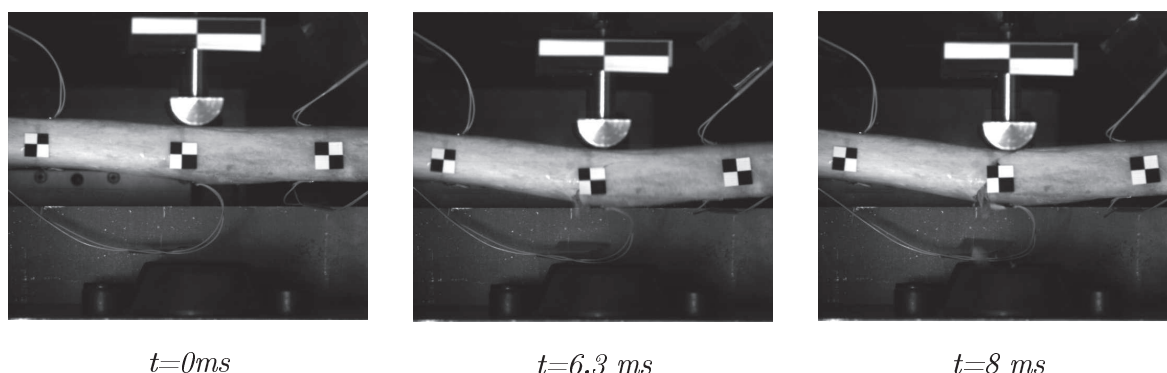


FIGURE 29: *Évolution de la rupture durant l'impact de l'humérus 395*

Lors de cet essai, il a été mesuré au niveau des efforts de réaction deux pics à 2270 et 2025N puis un effort de 1921N à la rupture (figure 30(a)). Les déformations sont mesurées positives en J1 et J2 et négatives pour les autres. Les courbes de déformations confirment donc la sollicitation en flexion avec de la compression sur la face impactée et de la traction au niveau de son opposée. A la rupture, les déformations mesurées atteignent respectivement -0.57, -0.58, 0.46, 0.84 et 0.59% pour J1 à J5 puis chutent brutalement (figure 30(b)).

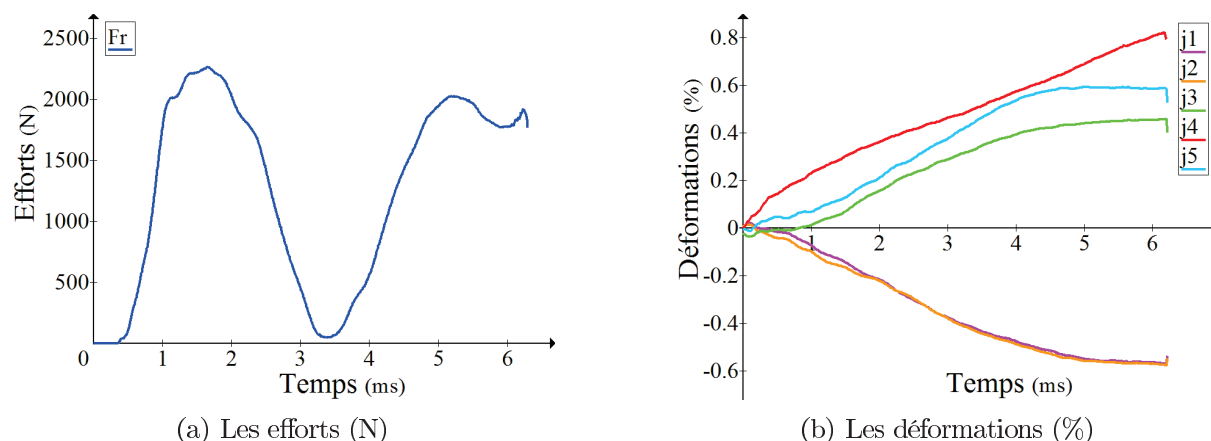


FIGURE 30: Évolution des mesures expérimentales en fonction du temps pour l'humérus 395

D.3 Le sujet 501

D.3.1 L'essai d'impact

La vitesse d'impact était de 1.81 m/s soit une énergie de 12.29 J. La rupture s'initie 3.5 ms après impact pour être totale au bout de 4.5 ms (figure 31). Elle débute au niveau de la face inférieure puis se propage selon deux faisceaux, le premier se poursuit vers la face impactée et l'autre suit la géométrie bombée de l'humérus vers la face inférieure.

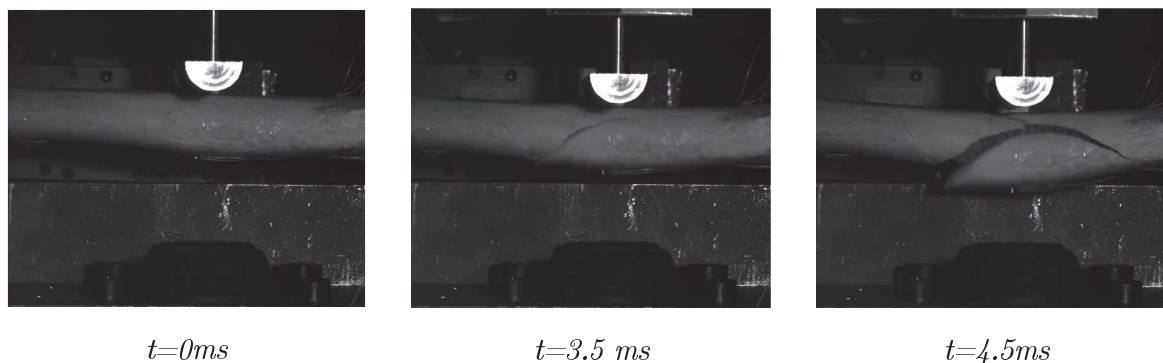


FIGURE 31: Évolution de la rupture durant l'impact de l'humérus 501

Lors de cet essai, il a été mesuré au niveau des efforts de réaction un unique pic à 3290N et un effort de 1080N à la rupture (figure 32(a)). Les déformations sont mesurées positives en J1 et J2 et négatives pour les autres. Les courbes de déformations confirment donc la sollicitation en flexion avec de la compression sur la face impactée et de la traction au niveau de son opposée. A la rupture, les déformations mesurées atteignent respectivement -0.61, -0.56, 0.57, 0.57 et 0.53% pour J1 à J5 puis chutent brutalement (figure 32(b)).

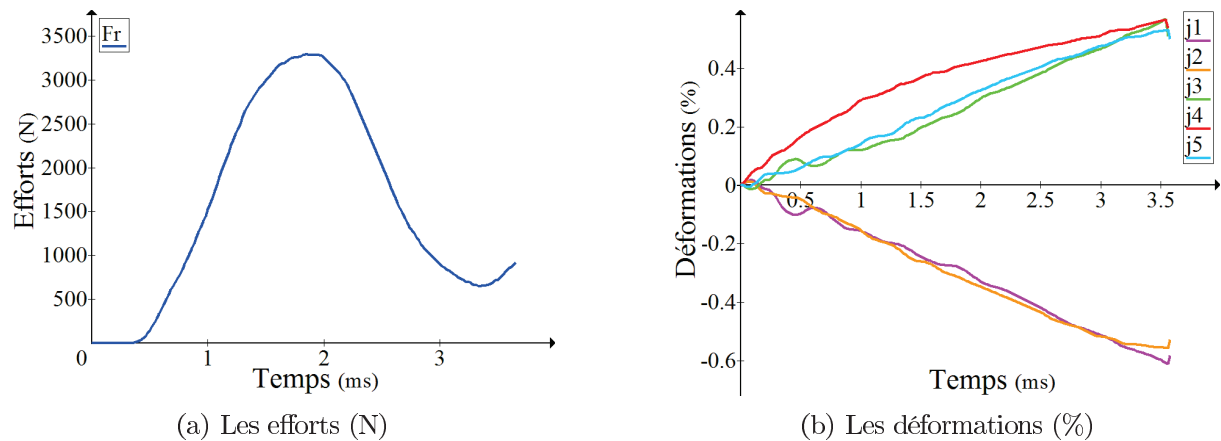


FIGURE 32: Évolution des mesures expérimentales en fonction du temps pour l'humérus 501

D.4 Le sujet 503

D.4.1 Le test quasi-statique

Les signaux enregistrés durant les essais statiques montrent une relation linéaire entre le poids appliqué et les déformations mesurées par l'ensemble des jauges (figure 33). Dans le cas du sujet 503, le coefficient directeur de ces droites est respectivement égal à -2941.1, -3864.7, 2858.7, 2319.2 et 3044 pour J1 à J5.

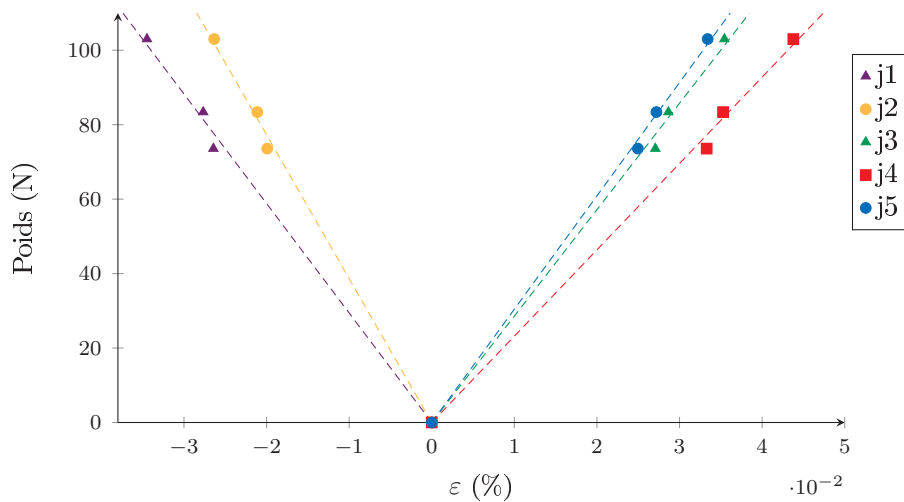


FIGURE 33: Courbes d'évolution des déformations longitudinales au cours du chargement de l'humérus 503

D.4.2 L'essai d'impact

Lors de cet essai, l'os n'a pas cassé. De plus le mauvais positionnement du laser a empêché l'enregistrement du déplacement de l'impacteur et donc la détermination de sa vitesse et de son énergie à l'impact. Le protocole ayant été respecté, ces deux valeurs doivent se trouver

dans l'intervalle des valeurs déterminées sur l'ensemble des sujets et la non-rupture de l'os ne peut pas être attribuée aux conditions expérimentales mais bien aux caractéristiques de l'os qu'elles soient géométriques ou mécaniques. L'enregistrement vidéo montre que cet essai est composé d'une série de phases que l'on peut diviser en quatre étapes : l'impact, le maintien de l'impacteur en flexion maximale, le renvoi de l'impacteur par l'os et leur perte de contact. Pour la première phase, les étapes énoncées ont respectivement eu lieu à 8, 9.5 et 19.5 ms après l'impact (figure 34).

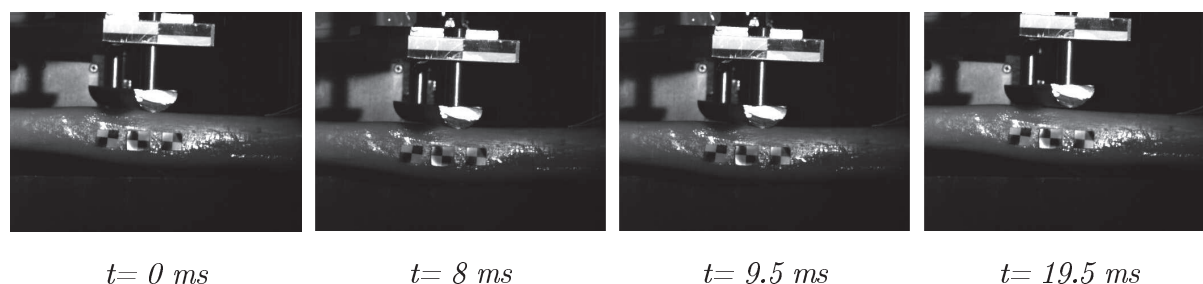


FIGURE 34: Évolution de la rupture durant l'impact de l'humérus 503

Lors de cet essai qui n'est pas allé jusqu'à la rupture de l'humérus, il a été mesuré deux pics au niveau des efforts de réaction valant 2015 et 2145N avant un retour vers l'effort nul (figure 35(a)). On observe la présence d'oscillations qui peuvent être expliquées par l'oscillation du système {humérus+coquilles}. Les déformations sont mesurées positives en J1 et J2 et négatives pour les autres. Les courbes de déformations confirment donc la sollicitation en flexion avec de la compression sur la face impactée et de la traction au niveau de son opposée. Au moment de la flexion maximal de l'humérus, les déformations mesurées atteignent respectivement -0.61, -0.45, 0.62, 0.85 et 0.56% pour J1 à J5 avant un retour vers des déformations nulles (figure 35(b)).

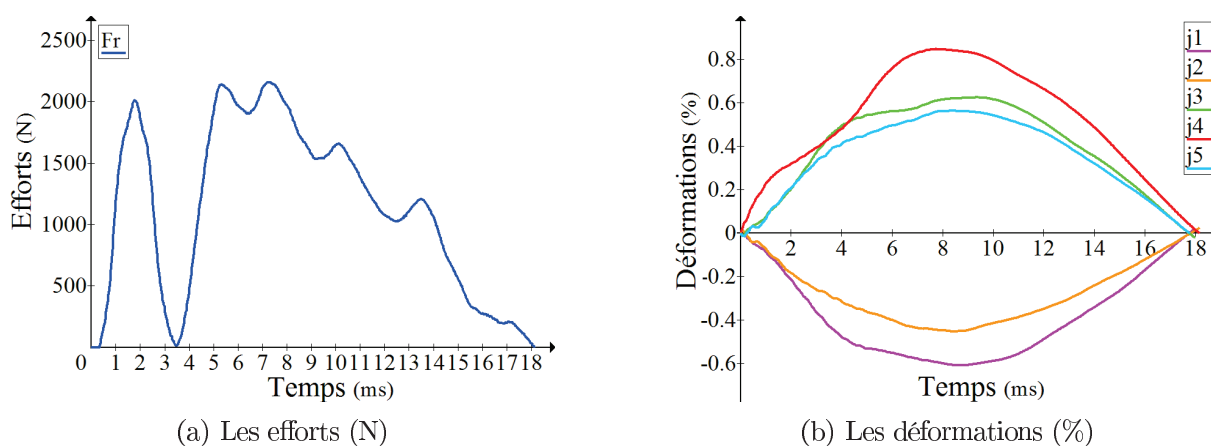


FIGURE 35: Évolution des mesures expérimentales en fonction du temps pour l'humérus 503

D.5 Le sujet 514

D.5.1 Le test quasi-statique

Les signaux enregistrés durant les essais statiques montrent une relation linéaire entre le poids appliqué et les déformations mesurées par l'ensemble des jauges (figure 36). Dans le cas du sujet 514, le coefficient directeur de ces droites est respectivement égal à -5153.1, -6224.2, 5917.5, 2822.8 et 6286 pour J1 à J5.

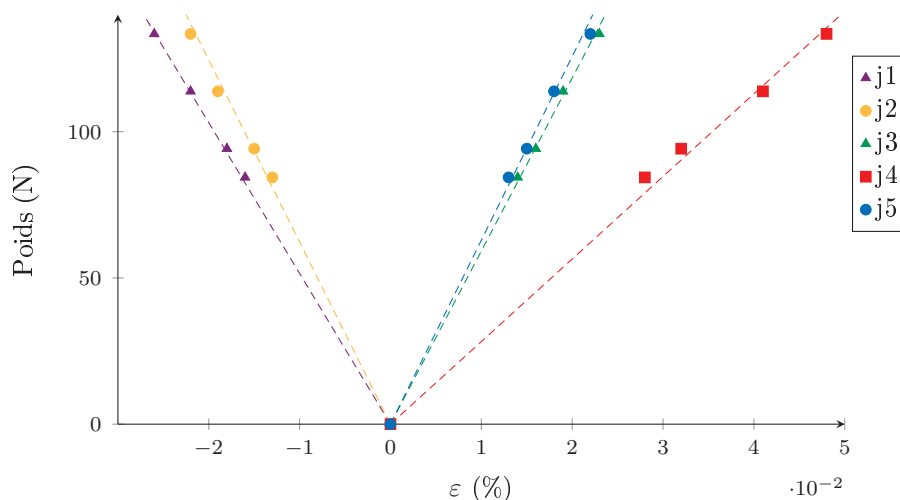


FIGURE 36: Courbes d'évolution des déformations longitudinales au cours du chargement de l'humérus 514

D.5.2 L'essai d'impact

Pour cet essai, un système de détection de contact a été installé entre l'humérus et l'impacteur afin de déterminer précisément le temps initial de l'impact. Son utilisation a provoqué le non déclenchement des caméras rapides, il n'est donc pas possible de présenter l'évolution de la rupture durant l'impact de ce sujet. Il a en revanche fonctionné pour les autres instruments, une vitesse à l'impact de 1.63 m/s a été calculée soit une énergie de 11.42J.

Lors de cet essai, il a été mesuré au niveau de l'impacteur un pic d'effort de 1379N et un effort de 877N à la rupture. La mesure des efforts de réaction montrent un unique pic à 2308N avant de chuter (figure 43(a)). Les déformations sont mesurées positives en J1 et J2 et négatives pour les autres. Les courbes de déformations confirment donc la sollicitation en flexion avec de la compression sur la face impactée et de la traction au niveau de son opposée. A la rupture, les déformations mesurées atteignent respectivement -0.31, -0.25, 0.27, 0.51 et 0.25% pour J1 à J5 puis chutent brutalement (figure 43(b)).

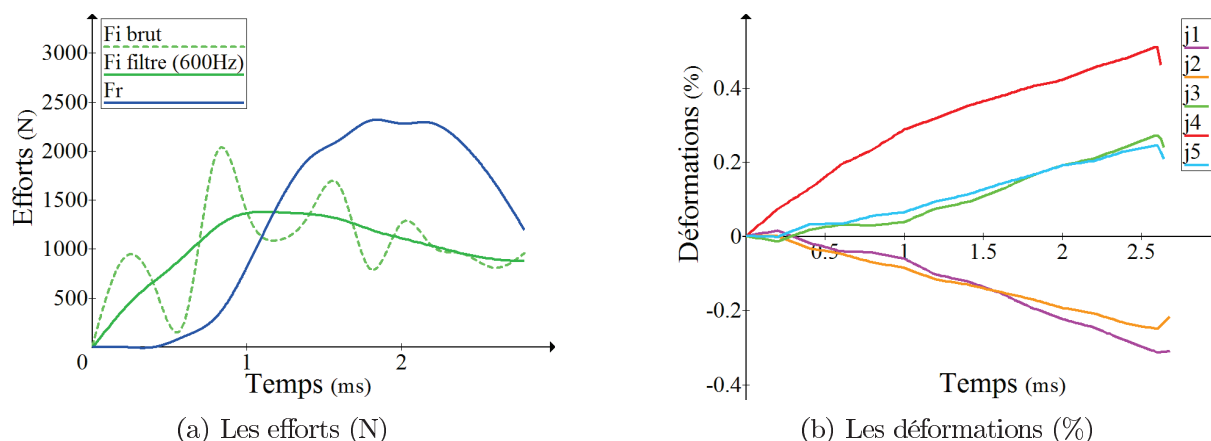


FIGURE 37: Évolution des mesures expérimentales en fonction du temps pour l'humérus 514

D.6 Le sujet 517

D.6.1 Le test quasi-statique

Le traitement des signaux expérimentaux a montré que les mesures réalisées par la jauge j4 étaient erronées à cause de son décollement. Le reste des résultats montrent une relation linéaire entre le poids appliqué et les déformations mesurées par les jauges (figure 38). Le coefficient directeur de ces droites est respectivement égal à -4295, -5201.9, 4968.6 et 5244.1 pour J1, J2, J3 et J5.

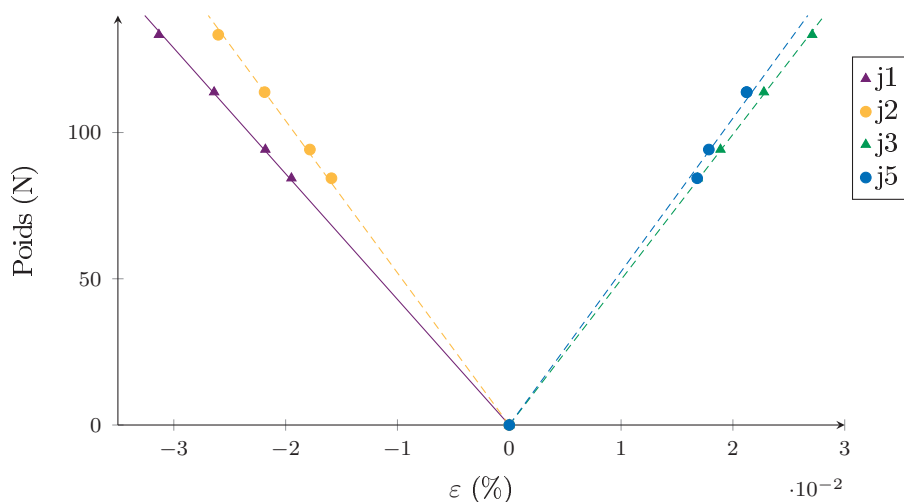


FIGURE 38: Courbes d'évolution des déformations longitudinales au cours du chargement de l'humérus 517

D.6.2 L'essai d'impact

La vitesse à l'impact était de 1.67 m/s soit une énergie de 11.99 J mais aucune rupture n'a été détectée au niveau de l'os. Le premier impact, la flexion maximale, le renvoi de

l'impacteur et la perte de contact impacteur/os ont respectivement eu lieu 7.2, 9.4 et 18.4 ms après l'impact (figure 39).

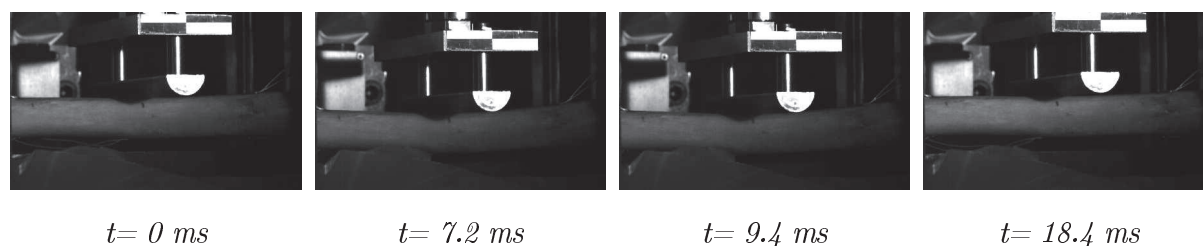


FIGURE 39: Évolution de la rupture durant l'impact de l'humérus 517

Lors de cet essai qui n'est pas allé jusqu'à la rupture de l'humérus, il a été mesuré au niveau de l'impacteur deux pics d'effort de 1239 et 2285N avant un retour vers une valeur nulle. On notera la présence de faibles oscillations sur cette deuxième partie de courbe. La mesure des efforts de réactions montrent également deux pics à 2305 et 2867N avant un retour vers l'effort nul (figure 40(a)). On observe également la présence d'oscillations d'amplitudes plus importantes qui peuvent être expliquées par l'oscillation du système {humérus+coquilles}. Le signal de J4 n'était pas exploitable, son décollement ayant certainement du avoir lieu avant l'essai. Les déformations sont mesurées positives en J1 et J2 et négatives en J3 et J5. Les courbes de déformations confirment donc la sollicitation en flexion avec de la compression sur la face impactée et de la traction au niveau de son opposée. Au moment de la flexion maximal de l'humérus, les déformations mesurées atteignent respectivement -0.65, -0.58, 0.55 et 0.64% pour J1, J2, J3 et J5 avant un retour vers des déformations nulles (figure 40(b)).

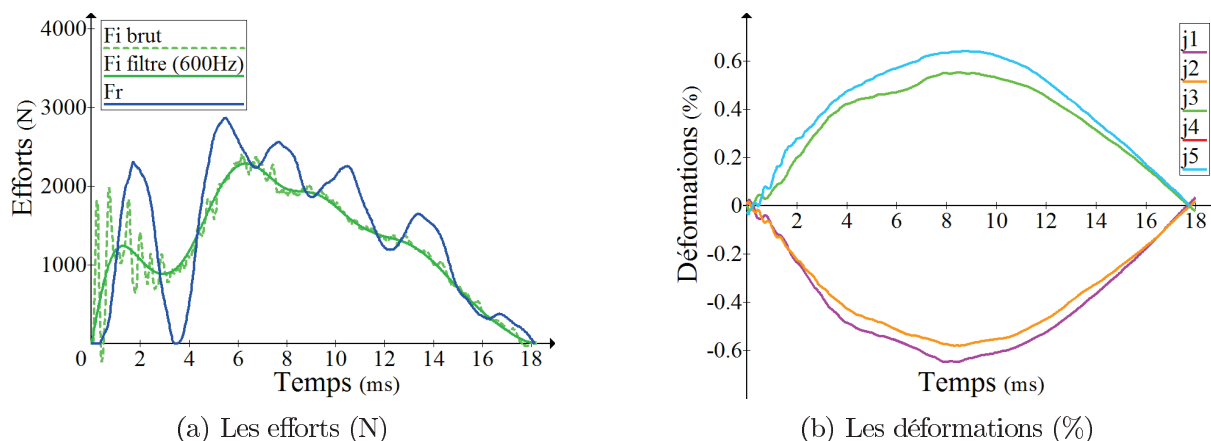


FIGURE 40: Évolution des mesures expérimentales en fonction du temps pour l'humérus 517

D.7 Le sujet 582

D.7.1 Le test quasi-statique

Les signaux enregistrés durant les essais statiques montrent une relation linéaire entre le poids appliqué et les déformations mesurées par l'ensemble des jauges (figure 41). Dans le

cas du sujet 582, le coefficient directeur de ces droites est respectivement égal à -3311.3, -2011.7, 2468, 1558.8 et 2105.2 pour J1 à J5.

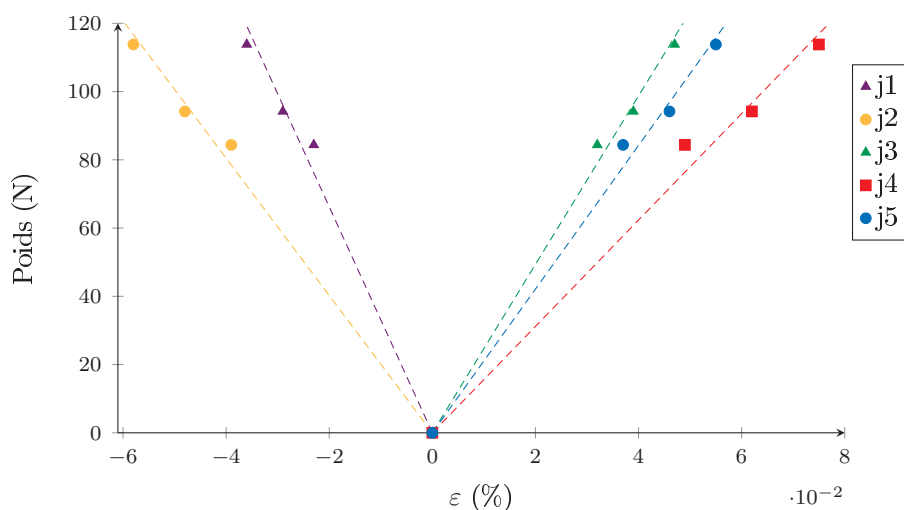


FIGURE 41: Courbes d'évolution des déformations longitudinales au cours du chargement de l'humérus 582

D.7.2 L'essai d'impact

La vitesse d'impact était de 1.72 m/s soit une énergie de 12.72 J. La rupture s'initie 5.5 ms après impact pour être totale au bout de 7 ms (figure 42). Elle débute au niveau de la face inférieure et se propage selon deux directions au travers de la section. D'un point de vue traumatologique il s'agit d'une fracture spiroïde avec aile de papillon.

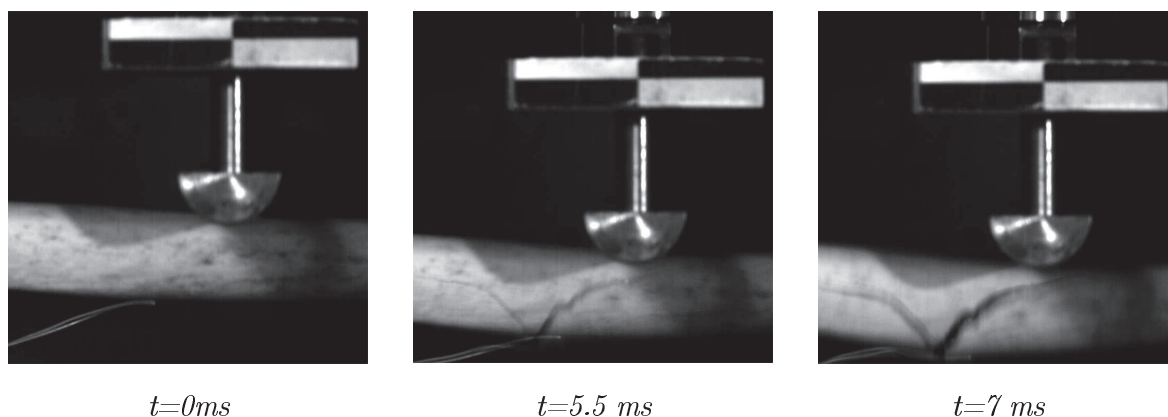


FIGURE 42: Évolution de la rupture durant l'impact de l'humérus 582

Lors de cet essai, il a été mesuré au niveau de l'impacteur un pic d'effort de 874N et un effort de 458N à la rupture. La mesure des efforts de réactions montrent un pic à 1612N et un effort de 753N à la rupture (figure 43(a)). Les déformations sont mesurées positives en J1 et J2 et négatives pour les autres. Les courbes de déformations confirment donc la sollicitation en flexion avec de la compression sur la face impactée et de la traction au

niveau de son opposée. A la rupture, les déformations mesurées atteignent respectivement -0.52, -0.77, 0.53, 0.71 et 0.65% pour J1 à J5 (figure 43(b)) puis chutent brutalement.

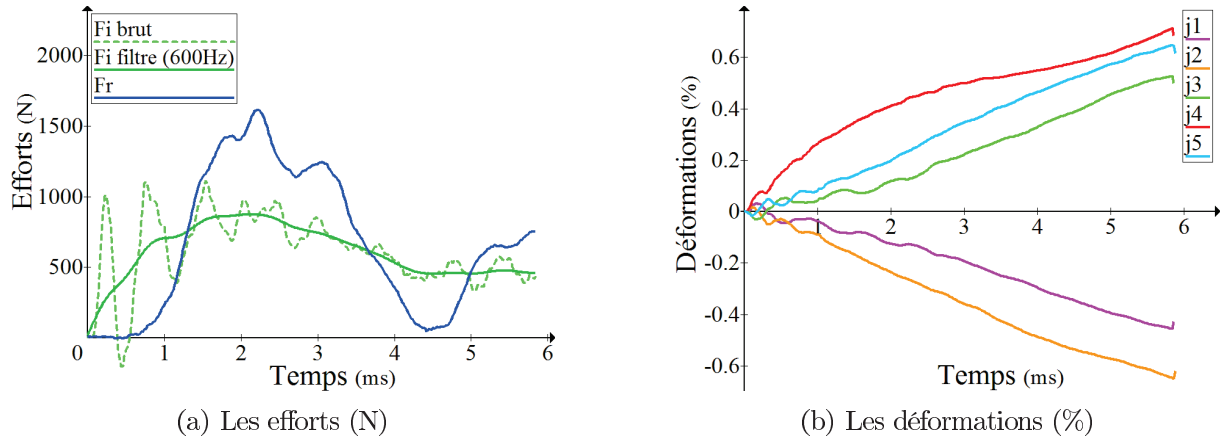


FIGURE 43: Évolution des mesures expérimentales en fonction du temps pour l'humérus 582

D.8 Le sujet 485

D.8.1 Le test quasi-statique

Les signaux enregistrés durant les essais statiques montrent une relation linéaire entre le poids appliqué et les déformations mesurées par l'ensemble des jauges (figure 44). Dans le cas du sujet 485, le coefficient directeur de ces droites est respectivement égal à -3858.4, -5300, 4925.3, 3771.8 et 4981.6 pour J1 à J5.

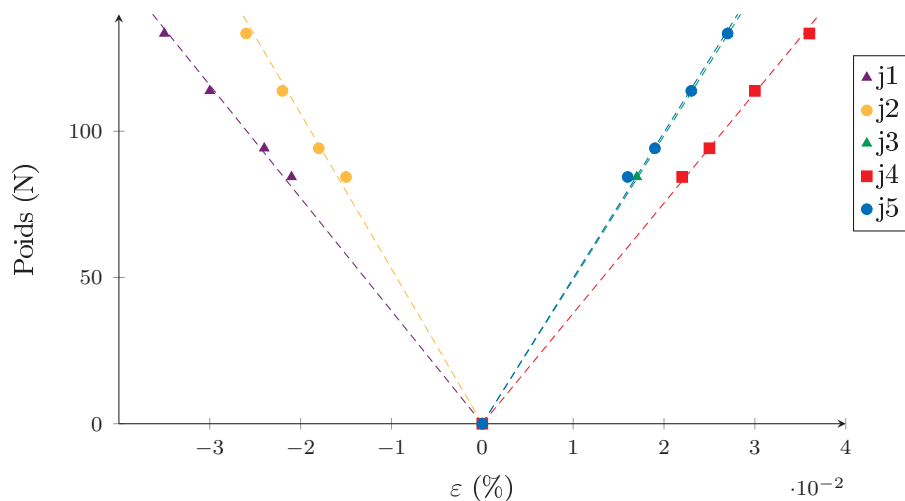


FIGURE 44: Courbes d'évolution des déformations longitudinales au cours du chargement de l'humérus 485

D.8.2 L'essai d'impact

La vitesse d'impact était de 1.65 m/s soit une énergie de 11.71 J. La rupture s'initie 4 ms après impact pour être totale au bout de 5.5 ms (figure 45). Elle débute au niveau de la face inférieure puis se propage selon deux faisceaux, le premier se poursuit vers la face impactée et l'autre suit la géométrie bombée de l'humérus vers la face inférieure. D'un point de vue traumatologique il s'agit d'une fracture spiroïde avec aile de papillon.

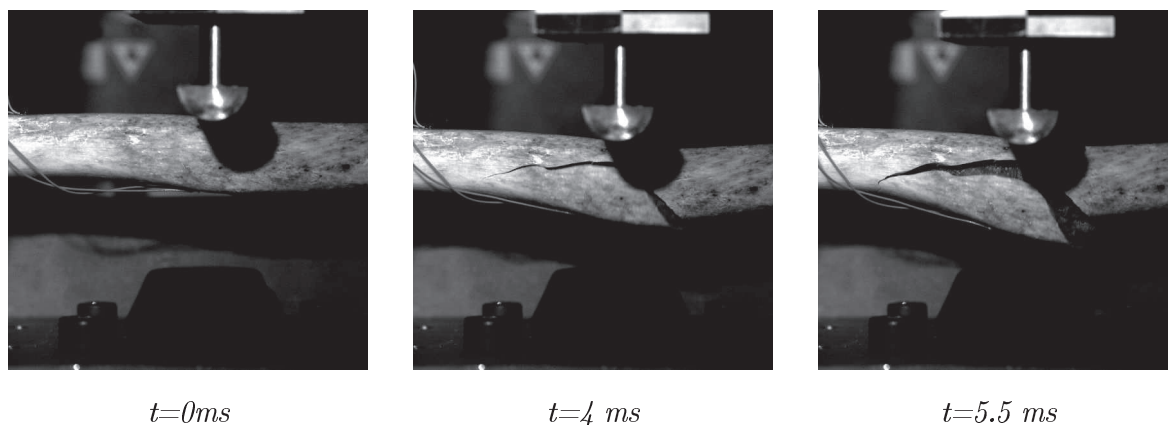


FIGURE 45: Évolution de la rupture durant l'impact de l'humérus 485

Lors de cet essai, il a été mesuré au niveau de l'impacteur un pic d'effort de 1436N et un effort de 1279N à la rupture. La mesure des efforts de réactions montrent un pic à 2378N et un effort de 798N à la rupture (figure 46(a)). Le signal de J1 n'est exploitable que sur le début d'essai, son décollement ayant certainement dû avoir lieu après l'impact. Les déformations sont mesurées positives en J2 et négatives pour les autres. Les courbes de déformations confirment donc la sollicitation en flexion avec de la compression sur la face impactée et de la traction au niveau de son opposée. A la rupture, les déformations mesurées atteignent respectivement -0.42, 0.47, 0.59 et 0.45% pour J2 à J5 (figure 46(b)) puis chutent brutalement.

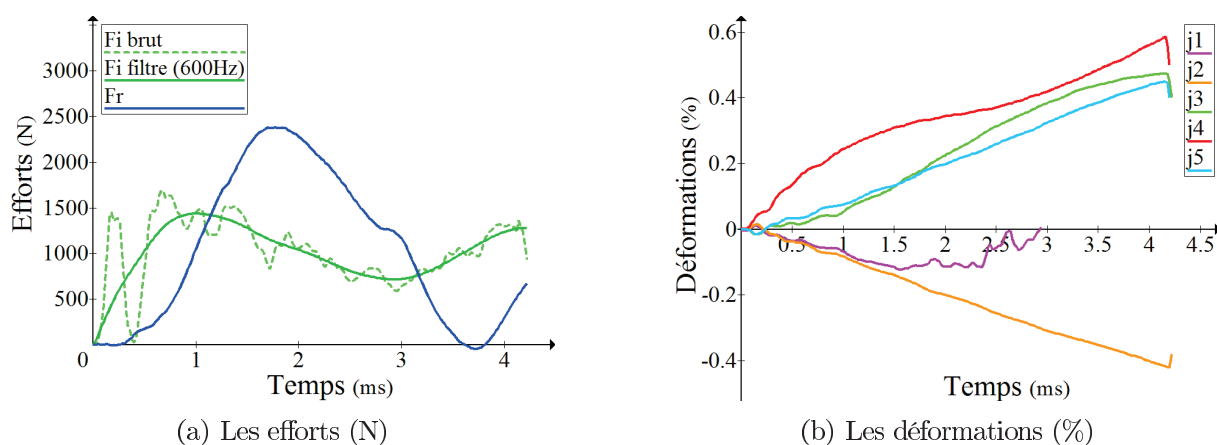


FIGURE 46: Évolution des mesures expérimentales en fonction du temps pour l'humérus 485

RÉSUMÉ

L'enrichissement des modèles numériques de l'être humain est un enjeu majeur dans la recherche en biomécanique des chocs. Dans le cas des os longs, les propriétés mécaniques sont le plus souvent déterminées à partir de caractéristiques macroscopiques sans prendre en compte l'influence de l'architecture du tissu. Ce manque de considération explique les limites de la biofidélité des modèles proposés actuellement. Fort de ce constat, une approche multi-échelle semble être pertinente pour une amélioration des prédictions obtenues. Cette thèse s'intéresse plus particulièrement au comportement de l'humérus humain dans le cadre de sollicitations dynamiques et propose le développement d'une loi micromécanique pour le décrire. Cette loi est un couplage entre le schéma d'homogénéisation linéaire de Mori-Tanaka pour l'estimation des propriétés mécaniques apparentes de l'humérus avec un raisonnement thermodynamique décrivant la progression de l'endommagement au sein de l'os cortical à l'aide d'une loi de croissance des porosités. La validité de ce modèle a été faite à travers l'estimation de l'effort ultime lors d'essais de type impacts. Pour ce faire, cette étude repose sur les résultats de campagnes expérimentales explorant à différentes échelles les propriétés mécaniques de 13 humérus prélevés de 10 sujets humains post-mortem. Ainsi des essais d'impact ont été réalisés sur pièces anatomiques, les propriétés élastiques mésoscopiques et l'influence de l'endommagement sur ces dernières ont été caractérisées à travers des tests de traction/compression ou de flexion sur éprouvettes et les propriétés microscopiques de la matrice osseuse ont été mesurées par nanoindentation.

mots clés : Humérus, Impact, Modèle éléments finis, Homogénéisation, Biomécanique, Micromécanique.

ABSTRACT

The relevant of the human numerical models is a major issue in biomechanical researches. The long bones' mechanical properties are often identified from macro-scale characteristics without taking account of bone structure. This lack of consideration explains the limit of the proposed models biofidelity. A multi-scale approach seems to be relevant for the prediction's improvement, in light of this. This thesis studied the human humerus behavior during dynamical solicitations and propose a micromechanical law to describe it. This law is coupling the linear homogenization scheme of Mori-Tanaka to evaluate the apparent mechanical properties of humerus with a thermo dynamical reasoning to describe the cortical bone damaging by porosities growing. The model validity has been established by the estimation of the maximal load during a impact test. This study is based on the results from multi-scale experimental campaigns exploring the mechanicals properties of 13 humerus from 10 post-mortem human cadavers. So impacts tests have been realized on anatomical specimens, the mesoscopic elastic properties and the damaging influence on them have been characterized by traction, compression or flexion tests and the microscopic properties of bone matrix have been measured by nanoindentation.

Keywords : Humerus, Impact, Finite Element model, Homogenisation, Biomechanics, Micromechanics.

