



Étude des interactions hydro-chimio-mécaniques dans les tissus biologiques : Application à la nutrition du disque intervertébral

Adrien Baldit

► To cite this version:

Adrien Baldit. Étude des interactions hydro-chimio-mécaniques dans les tissus biologiques : Application à la nutrition du disque intervertébral. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Montpellier II - Sciences et Techniques du Languedoc, 2013. Français. NNT : . tel-00905387v1

HAL Id: tel-00905387

<https://theses.hal.science/tel-00905387v1>

Submitted on 18 Nov 2013 (v1), last revised 4 Jun 2014 (v2)

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Discipline : Mécanique, Génie Mécanique et Génie Civil
Formation doctorale : Mécanique des matériaux et des milieux complexes, des structures et des systèmes
École doctorale : Informatique, Structures, Systèmes

THÈSE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ MONTPELLIER 2

Présentée et soutenue publiquement par

ADRIEN BALDIT

**ÉTUDE DES INTERACTIONS HYDRO-CHIMIO-MÉCANIQUES DANS LES
TISSUS BIOLOGIQUES :**

APPLICATION À LA NUTRITION DU DISQUE INTERVERTÉBRAL

Soutenue à Montpellier le 20 Septembre 2013 devant le jury composé de :

M Daniele DI PIETRO	Professeur	Université Montpellier 2	Président
Mme Valérie DEPLANO	Chargé de Recherche	IRPHE	Rapporteur
M Jacques OHAYON	Professeur	Université de Savoie	Rapporteur
M Frédéric MALLEIN-GERIN	Directeur de Recherche	IBCP	Examineur
M Fabien CHERBLANC	Professeur	Université Montpellier 2	Directeur
M Dominique AMBARD	Maître de conférence	Université Montpellier 2	Encadrant
Mme Pascale ROYER	Chargé de Recherche	Université Montpellier 2	Encadrant

Laboratoire de Mécanique et Génie Civil

Couplages en Biomécanique et Géomécanique

LMGC - UMR 5508, Université MONTPELLIER II, 860 rue de St Priest, 34090 Montpellier,
France

Ce travail a été réalisé au Laboratoire de Mécanique et Génie Civil de Montpellier, unité mixte de recherche associée au CNRS et à l'Université de Montpellier 2, au sein de l'équipe Couplage en Géo-mécanique et Bio-mécanique, grâce à un financement du Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche.

Mes remerciements vont tout d'abord à la direction de ma thèse : Fabien Cherblanc, Dominique Ambard et Pascale Royer pour l'encadrement, la confiance et le soutien qu'ils m'ont apporté au cours de ces trois années. Grâce à leur connaissance et à leur dynamisme, ils m'ont encouragé à défendre mes idées et nos travaux à l'échelle nationale et internationale, me permettant ainsi de découvrir de nouveaux horizons et d'étendre mon réseau.

Je souhaite ensuite remercier Valérie Deplano et Jacques Ohayon pour le temps qu'ils ont consacré à l'évaluation pertinente de ce manuscrit. Je tiens aussi à les remercier, avec Daniele Di Pietro et Frédéric Mallein-Gerin, pour leur évaluation de la soutenance de ce travail et la riche discussion que nous avons eu.

De nombreuses personnes ont joué un rôle de près ou de loin dans l'élaboration de ce travail au sein du laboratoire. En prenant en compte mes deux ans de Master à Montpellier et la thèse, je pense avoir rencontré et travaillé avec la quasi totalité du laboratoire. Ce fut des moments relativement agréables et il m'est impossible de citer ici tous les membres du laboratoire mais l'intention y est. Toutefois, quatre membres ont su me donner goût et foi en la recherche académique, il s'agit de David Dureisseix, Olivier Arnould, Delphine Jullien et Bertrand Wattrisse que je tiens tout particulièrement à remercier. D'autre part, la collaboration avec l'équipe technique de la halle et l'équipe de développement du code de calcul LMGC90 a été agréable et fructueuse ; pour cela je les en remercie.

Je tiens aussi à remercier les équipes pédagogiques de la faculté des sciences et de l'IUT de Nîmes. Du point de vue de l'enseignement, il me faut remercier Cyril Bordreuil, Hervé Louche et Dominique Ambard pour la confiance et le soutien qu'ils m'ont accordé.

Ce travail a fait l'objet d'une collaboration avec l'équipe du service d'orthopédie pédiatrique du CHU de Montpellier. Jérôme Cottalorda et Mohamed L'Kaissi m'ont tout particulièrement intégré à leur travaux de recherche et ils méritent d'amples remerciements pour les riches expériences et discussions qu'ils m'ont permis de partager avec eux.

Ce travail n'aurait pu être mené à bien sans ma réalisation propre et pour cela de nombreuses personnes doivent être remerciées, avec en premier lieu mes parents sur lesquels j'ai toujours pu compter en toutes circonstances. Dans un deuxième temps, viennent mes amis les plus proches : Ann Liz, Valentin, Léa, Laurent, Claire, Mas, Noémie, Greg, Fanny et Vincent pour leur confiance, leur soutien et leur affection depuis de nombreuses années. Enfin, le temps passé au laboratoire m'a permis de tisser de nouveaux liens d'amitié qui ont rendu cette période très agréable grâce à Vincent, Riccardo, François, Paul, Rémy, Nawfal, Walid, Arthur, Patrick, Li, Lhassan, Kaitec, Cécile, Azdine, Yoan, Simon, Adil, Benjamin et Francesco.

Un grand merci à tous !

Table des matières

Nomenclature	xiii
Introduction	xv
1 Problématique	1
1.1 La scoliose	3
1.2 Le disque dans son milieu anatomique	5
1.2.1 Le rachis	6
1.2.2 Le disque intervertébral	7
1.3 Le disque : un problème bio-mécanique	13
1.3.1 Sollicitations mécaniques	13
1.3.2 Nutrition et croissance	14
1.3.3 Pathologie	14
1.3.4 Modélisations numériques	15
1.4 Objectif de l'étude	16
2 Caractérisation expérimentale	19
2.1 État de l'art	21
2.1.1 Le test de traction	22
2.1.2 Le test de compression	25
2.1.3 Mesure directe de la perméabilité	26
2.2 Matériel et méthodes	27
2.2.1 Le banc d'expérimentation	27
2.2.2 Du tissu à l'éprouvette	29
2.2.3 Le protocole hydro-chimio-mécanique	31
2.2.4 Corrélation d'images	33
2.2.5 La Bibliothèque d'Analyse de Mesures Expérimentales (BAME) . . .	35
2.3 Résultats expérimentaux	35
2.3.1 Erreurs de mesures	36
2.3.2 Le test cyclique	37
2.3.3 Le test de relaxation	48
2.3.4 Réversibilité du comportement	53
2.3.5 Le test chimio-mécanique	55
2.4 Conclusions expérimentales	61
2.4.1 Comportement hétérogène	62
2.4.2 Comportement non-linéaire et anisotrope	63

2.4.3	Comportement visqueux	65
2.4.4	Comportement hydro-chimio-mécanique	67
2.4.5	Bilan	68
3	Identification des propriétés physiques	69
3.1	État de l'art	71
3.1.1	Modèle mono-phasique	71
3.1.2	Modèle bi-phasique	74
3.2	Un modèle hydro-chimio-mécanique	76
3.2.1	Modélisation continu et numérique	76
3.2.2	Procédure d'identification des propriétés du matériau	77
3.2.3	Analyse de la méthode inverse	78
3.3	Résultats numériques	81
3.3.1	Paramètres hydro-chimio-mécaniques identifiés	81
3.3.2	Le test cyclique	82
3.3.3	Le test de relaxation	84
3.3.4	Le test chimio-mécanique	87
3.4	Conclusion et perspectives de la modélisation	87
3.4.1	Vers une mesure de la perméabilité en traction	88
3.4.2	Vers une prise en compte de la micro-structure	90
3.4.3	Vers une éprouvette hydro-chimio-mécanique	96
3.4.4	Vers une meilleure gestion du comportement chimio-mécanique	98
	Conclusion et perspectives	101
A	Données de la littérature	1
B	Base de données	7
C	Résultats expérimentaux complémentaires	9
D	Théorie des milieux continus	15
E	Résultats numériques complémentaires	19

Table des figures

1	Statistique sur la localisation des douleurs du corps humain.	xvi
1.1	Radiographie d'une scoliose pre-opératoire.	3
1.2	Caractérisation d'une scoliose par l'angle de Cobb.	4
1.3	Radiographies d'une scoliose avec un angle de Cobb de $\sim 90^\circ$	5
1.4	Description anatomique du rachis.	6
1.5	Schéma du disque intervertébral avec sa vertèbre sous-jacente.	7
1.6	Fibres de collagène du disque, [Inoue, 1981].	9
1.7	Coloration histologique au Trichrome de Masson sur de l'annulus fibrosus de cochon.	11
1.8	Coloration histologique Periodic Acid Schiff sur de l'annulus fibrosus de cochon.	12
1.9	Coloration histologique Safranine O Fast Green sur de l'annulus fibrosus de cochon.	12
1.10	Équilibre bio-mécanique du disque.	14
1.11	Stratégie.	16
2.1	Courbe de contrainte/déformation en traction compression uni-axiale [Wagner and Lotz, 2004].	22
2.2	Courbe de contrainte/déformation sur un cycle de chargement [Ambard and Cherblanc, 2009].	23
2.3	Courbe de forces bi-axiales en fonction du temps lors de sollicitations mécaniques et osmotiques, à partir de [Huyghe, 2010].	23
2.4	Tests de compression confinée.	25
2.5	Effet de l'environnement sur les contraintes du matériau lors d'un test de compression confinée, à partir de [Drost et al., 1995].	26
2.6	Mesure directe de la perméabilité [Gu et al., 1999].	27
2.7	Banc d'expérimentation.	28
2.8	Les échantillons.	29
2.9	L'éprouvette.	30
2.10	Phases de chargement mécanique.	31
2.11	Phases de chargement chimiques.	33
2.12	Images du tissus dans les plans transverses.	34
2.13	Courbe de force en fonction du temps représentant la sensibilité du capteur aux mesures de longue durée.	36

2.14	Champs de déformations circonférentielles dans le plan des fibres pour une déformation macroscopique imposée de 10%.	38
2.15	Champs de déformations circonférentielles dans le plan des lamelles pour une déformation macroscopique imposée de 10%	38
2.16	Champs de déformations dans la direction verticale pour une déformation macroscopique imposée de 10%.	39
2.17	Champs de déformations dans la direction radiale pour une déformation macroscopique imposée de 10%.	40
2.18	Accommodation sur les trois premiers cycles ainsi que le dernier.	41
2.19	Évolution de la contrainte maximale au cours des cycles (intervalle de confiance : 95%).	41
2.20	Évolution de l'énergie volumique dissipée au cours des cycles (intervalle de confiance : 95%).	42
2.21	Diminution de la valeur de contrainte initiale au cours des cycles.	43
2.22	Phase de transition de la contrainte au cours de l'équilibrage poro-mécanique.	43
2.23	Déformations circonférentielles mesurées dans les deux plans transverses en fonction de la déformation imposée.	44
2.24	Déformations moyennes verticale et radiale en fonction de la déformation circonférentielle imposée au cours du chargement du premier cycle.	45
2.25	Déformation radiale moyenne au cours des trois premiers cycles en fonction des déformations imposées.	47
2.26	Déformation verticale moyenne au cours des trois premiers cycles en fonction des déformations imposées.	47
2.27	Contrainte des 4 essais de relaxation en fonction du temps (essais cochon-humain : cas A $\rightarrow$ 120906_E1 – 121204_E1, cas B $\rightarrow$ 120612_E1 – 121023_E1, cas C $\rightarrow$ 120911_E1 – 121123_E1, cas D $\rightarrow$ 120724_E1 – 121016_E1).	49
2.28	Champs de déformations circonférentielles dans le plan des fibres à la fin du test de relaxation.	50
2.29	Champs de déformations circonférentielles dans le plan des lamelles à la fin du test de relaxation.	50
2.30	Champs de déformations dans la direction verticale à la fin du test de relaxation.	51
2.31	Champs de déformations dans la direction radiale à la fin du test de relaxation.	51
2.32	Déformations radiales des 4 essais de relaxation en fonction du temps (essais cochon-humain : cas A $\rightarrow$ 120906_E1 – 121204_E1, cas B $\rightarrow$ 120612_E1 – 121023_E1, cas C $\rightarrow$ 120911_E1 – 121123_E1, cas D $\rightarrow$ 120724_E1 – 121016_E1).	52
2.33	Déformations verticales des 4 essais de relaxation en fonction du temps (essais cochon-humain : cas A $\rightarrow$ 120906_E1 – 121204_E1, cas B $\rightarrow$ 120612_E1 – 121023_E1, cas C $\rightarrow$ 120911_E1 – 121123_E1, cas D $\rightarrow$ 120724_E1 – 121016_E1).	52
2.34	Phase de chargement lors des trois premiers cycles et de la relaxation.	53
2.35	Déformations moyennes verticale et radiale, du test cyclique (lignes) comparées à celles de la relaxation (marqueurs) en fonction de la déformation circonférentielle imposée.	54

2.36	Champs de déformations circonférentielles dans le plan des fibres à la fin du test de relaxation.	56
2.37	Champs de déformations circonférentielles dans le plan des lamelles à la fin du test de relaxation.	56
2.38	Champs de déformations dans la direction verticale à la fin du test de relaxation.	57
2.39	Champs de déformations dans la direction radiale à la fin du test de relaxation.	57
2.40	Champs de déformations circonférentielles dans le plan des fibres à la fin du chargement osmotique.	58
2.41	Champs de déformations circonférentielles dans le plan des lamelles à la fin du chargement osmotique.	58
2.42	Champs de déformations dans la direction verticale à la fin du test du chargement osmotique.	59
2.43	Champs de déformations dans la direction radiale à la fin du chargement osmotique.	59
2.44	Déformation radiale en fonction du temps au cours des variations d'environnement.	60
2.45	Déformation verticale en fonction du temps au cours des variations d'environnement.	60
2.46	Contrainte circonférentielle en fonction du temps au cours des variations d'environnement.	61
2.47	Idée sur le comportement moyen radial.	64
3.1	Maillage d'une portion d'éprouvette pour la méthode inverse.	77
3.2	Comparaison entre le modèle et les données expérimentales en contrainte/déformation.	78
3.3	Comparaison entre le modèle et les données expérimentales en déformations transverses.	79
3.4	Sensibilité du modèle.	80
3.5	Accommodation au cours des cycles de la simulation.	82
3.6	Zoom sur l'accommodation au cours des cycles de la simulation.	83
3.7	Pression au centre de l'éprouvette au cours des dix cycles de chargement et de la phase d'équilibrage poro-mécanique	84
3.8	Comparaison de la contrainte expérimentale et numérique au cours du test de relaxation.	85
3.9	Pression au centre de l'éprouvette au cours de la relaxation	85
3.10	Comparaison de la déformation radiale expérimentale et numérique au cours du test de relaxation.	86
3.11	Comparaison de la déformation verticale expérimentale et numérique au cours du test de relaxation.	86
3.12	Comportement osmotique obtenu avec un modèle hyper-élastique quasi-incompressible.	87
3.13	Hypothèse du calcul de la perméabilité.	88

3.14	Méthode inverse sur les déformations radiales de 4 tests de relaxation en fonction du temps (essais cochon—humain : cas A $\rightarrow$ 120906_E1–121204_E1, cas B $\rightarrow$ 120612_E1 – 121023_E1, cas C $\rightarrow$ 120911_E1 – 121123_E1, cas D $\rightarrow$ 120724_E1 – 121016_E1).	89
3.15	Maillage simplifié à l'échelle de l'éprouvette discrète.	90
3.16	Comparaison du comportement purement mécanique, à l'échelle de l'éprouvette, au comportement poro-mécanique de la portion d'éprouvette (essai : 120911_E1).	91
3.17	Champs de déformation circonférentiel numérique dans le plan des fibres ($E_{\theta\theta}^{imp} = 10\%$, essai : 120911_E1).	92
3.18	Champs de déformation circonférentiel numérique dans le plan des lamelles ($E_{\theta\theta}^{imp} = 10\%$, essai : 120911_E1).	93
3.19	Champs de déformation radiale numérique ($E_{\theta\theta}^{imp} = 10\%$, essai : 120911_E1).	94
3.20	Champs de déformation vertical numérique ($E_{\theta\theta}^{imp} = 10\%$, essai : 120911_E1).	95
3.21	Maillage simplifié à l'échelle de l'éprouvette homogène.	96
3.22	Déplacement et flux numériques sur un huitième de géométrie d'éprouvette.	97
3.23	Simulation numérique du test chimio-mécanique obtenue avec un modèle hyper-élastique compressible.	98
3.24	Maillage bio-mimétique paramétré d'un disque intervertébral.	102
B.1	Structuration de la base de données expérimentale et numérique.	7
C.1	Champs de déformations circonférentielles dans le plan des fibres pour une déformation macroscopique imposée de 10% durant le test de relaxation.	12
C.2	Champs de déformations circonférentielles dans le plan des lamelles pour une déformation macroscopique imposée de 10% durant le test de relaxation.	12
C.3	Champs de déformations dans la direction verticale pour une déformation macroscopique imposée de 10% durant le test de relaxation.	13
C.4	Champs de déformations dans la direction radiale pour une déformation macroscopique imposée de 10% durant le test de relaxation.	13
D.1	Transformation d'un solide déformable.	16
E.1	Sensibilité du modèle aux paramètres identifiés plus l'angle initial des fibres et les dimensions transverses de l'éprouvette.	20
E.2	Déplacement et flux de la phase fluide pour une déformation imposée de 10%.	21
E.3	Accommodation au cours des cycles de la simulation avec les paramètres ne tenant pas compte des déformations transverses.	22
E.4	Comparaison du comportement purement mécanique, à l'échelle de l'éprouvette, au comportement poro-mécanique de la portion d'éprouvette (essai : 121016_E1).	22
E.5	Champs de déformation circonférentiel numérique dans le plan des fibres ($E_{\theta\theta}^{imp} = 10\%$, essai : 121016_E1).	23
E.6	Champs de déformation circonférentiel numérique dans le plan des lamelles ($E_{\theta\theta}^{imp} = 10\%$, essai : 121016_E1).	24
E.7	Champs de déformation radiale numérique ($E_{\theta\theta}^{imp} = 10\%$, essai : 121016_E1).	25

E.8	Champs de déformation vertical numérique ($E_{\theta\theta}^{imp} = 10\%$, essai : 121016_E1).	26
-----	--	----

Liste des tableaux

2.1	Dimensions des éprouvettes (intervalle de confiance : 95%).	31
2.2	Paramètres macroscopiques de la structure du tissu (intervalle de confiance : 95%).	34
2.3	Amplitude d'erreurs de mesure des déformations globales.	37
2.4	Nombres de points de mesure de la corrélation d'image par plan (intervalle de confiance : 95%).	37
2.5	Contraintes maximales lors des tests cycliques (intervalle de confiance : 95%).	40
2.6	Contrainte maximale lors du test de relaxation (intervalle de confiance : 95%).	48
3.1	Valeurs des paramètres identifiés sans la prise en compte des déformations transverses (intervalle de confiance : 95%).	81
3.2	Valeurs des paramètres identifiés avec la prise en compte des déformations transverses (intervalle de confiance : 95%).	81
3.3	Valeurs de la perméabilité et des temps caractéristiques obtenus par la méthode inverse sur le modèle bi-dimensionnel (intervalle de confiance : 95%). . .	90
A.1	Taux de déformation utilisé dans la littérature pour des tests de traction. . .	1
A.2	Contraintes approximatives obtenues pour une sollicitation correspondant à 10% de déformation, issues de la littérature.	2
A.3	Coefficients de Poisson du tissu humain en fonction des directions, issues de la littérature.	3
A.4	Temps caractéristiques de fluage et de relaxation sur annulus, issues de la littérature.	3
A.5	Diminutions de contrainte par rapport à la valeur maximale mesurée lors de test de fluage et de relaxation, issues de la littérature.	3
A.6	Module œdométrique de l'annulus, issues de la littérature.	3
A.7	Perméabilités hydrauliques de l'annulus $\times 10^{-15} [m^4.N^{-1}.s^{-1}]$, issues de la littérature.	4
A.8	Module d'Young du tissu humain en fonction des directions, issues de la littérature.	4
A.9	Module d'Young des constituants de l'annulus, issues de la littérature. . . .	4
A.10	Valeurs des paramètres du modèle hyper-élastique développé par Holzapfel et al. [2000] , issues de la littérature	5
C.1	Temps caractéristiques et amplitudes en contraintes et déformations de la phase de relaxation (intervalle de confiance : 95 %).	9

C.2	Temps caractéristiques et amplitudes en contraintes et déformations dus aux effets osmotique de la phase hypotonique (intervalle de confiance : 95 %).	10
C.3	Temps caractéristiques et amplitudes en contraintes et déformations dus aux effets osmotique de la première phase isotonique (intervalle de confiance : 95 %).	10
C.4	Temps caractéristiques et amplitudes en contraintes et déformations dus aux effets osmotique de la phase hypertonique (intervalle de confiance : 95 %).	11
C.5	Temps caractéristiques et amplitudes en contraintes et déformations dus aux effets osmotique de la deuxième phase isotonique (intervalle de confiance : 95 %).	11

Nomenclature

Math & Géométrie

$\underline{\underline{I}}$: Matrice identité
 Ω : Volume quelconque, d'état initial Ω_0 et d'état courant Ω_t
 $\int dV$: Intégrale de volume
 $\partial\Omega$: Surface associée au volume Ω , d'état initial $\partial\Omega_0$ et d'état courant $\partial\Omega_t$
 $\int dS$: Intégrale de surface
 $M(\underline{X})$: Point de la configuration de Lagrange Ω_0
 $m(\underline{x})$: Point de la configuration d'Euler Ω_t
 $\underline{u}(\underline{X})$: Déplacement
 $\underline{a}$; $\underline{A}$: Élément d'arc en configuration courante et initiale
 $\underline{n}$; $\underline{N}$: Normale de surface en configuration courante et initiale

Mécanique

$\underline{\underline{C}}$: Tenseur de Cauchy-Green droit
 $\underline{\underline{B}}$: Tenseur de Cauchy-Green gauche
 $\underline{\underline{E}}$: Tenseur de Green-Lagrange
 $\underline{\underline{A}}$: Tenseur d'Euler-Almansi
 $\underline{\underline{\varepsilon}}$: Tenseur de Lagrange HPP

$\underline{\underline{\sigma}}$: Tenseur des contraintes
 $\underline{\underline{P}}$: Premier tenseur de Piola Kirchhoff
 $\underline{\underline{S}}$: Second tenseur de Piola Kirchhoff
 $\underline{F}$: Force
 $\underline{f}$: Force volumique
 $\underline{\gamma}$: Accélération
 p : Pression
 ν : Coefficient de Poisson
 E : Module de Young
 λ : Premier coefficient de Lamé
 G : Module de cisaillement
 $\mathcal{K}$: Module d'élasticité isostatique
 k : Perméabilité intrinsèque [m^2]
 μ : Viscosité dynamique du fluide [$kg.m^{-1}.s^{-1}$]
 $\bar{k}$: Perméabilité hydraulique [$m^4.N^{-1}.s^{-1}$]

Constantes

Pression de Boltzmann :
 $k_B = 1.38 \cdot 10^{-23} J.K^{-1}$
 Constante universelle des gaz parfait :
 $R = k_B \mathcal{N} = 8.3144621 J.mol^{-1}.K^{-1}$

Introduction

Le corps humain peut être perçu comme une structure rigide d'os (squelette) articulée et actionnée par de multiples cartilages et muscles englobés de tissus conjonctifs¹. Cette structure est alors très fortement sollicitée au cours des cycles journaliers pendant sa croissance et sa maturité avec parfois des endommagements. D'un point de vue purement mécanique, deux types de tissus peuvent alors être dissociés : les tissus mous (muscles, articulations, et tissus conjonctifs) et les tissus rigides (os). La maîtrise du comportement hydro-chimio-mécanique de ces matériaux peut fortement améliorer la qualité des diagnostics et traitements médicaux par le biais de simulations numériques multi-échelles. Dans cette optique, ce travail focalise sur l'étude des tissus mous et tout particulièrement sur une articulation du tronc : le disque intervertébral.

La colonne vertébrale ou le rachis, localisant de nombreuses douleurs et pathologies, se révèle être d'un grand intérêt médical. En 2003, une étude de la surveillance européenne sur les douleurs en recense 32% au niveau du rachis (Figure 1) réparties principalement entre le cou (vertèbres cervicales) et le bas du dos (vertèbres lombaires) avec respectivement 36% et 64% [Kraemer, 2009]. Ce problème n'est pas nouveau, en 1986 une revue publiée par Nixon [1986] met en avant, à l'échelle de l'Angleterre, l'impact économique de ces douleurs estimé à trente millions de journées de travail perdues par an. Une étude plus éloignée du cadre économique présente en 2006 des résultats similaires à plus grande échelle : 15 pays européens et Israël, avec des chiffres plus importants qu'en 2003. Toutes zones confondues, le rachis regroupe 47% des douleurs avec 5% au niveau des cervicales, 18% au niveau lombaire et 24% non spécifiées. Les pathologies associées ne sont pas spécifiées mais leurs origines sont diverses avec 15% liées à des disques intervertébraux défectueux [Breivik et al., 2006].

Ce manuscrit est décomposé en trois parties majeures avec dans un premier temps la définition de la problématique d'un point de vue clinique et biomécanique, ainsi que la stratégie pour y répondre (Chapitre 1). À l'issue de cette partie, deux axes nécessitent d'être développés simultanément : la mesure (Chapitre 2) et la modélisation numérique (Chapitre 3). Enfin, il sera possible de conclure tout en ouvrant sur de nombreuses perspectives pour venir en aide aux praticiens hospitaliers.

1. Les tissus conjonctifs constituent la majorité de la masse du corps. Ils sont impliqués dans les fonctions de soutien, de protection, de nutrition, de liaison, de réparation des tissus, de mouvement, de réponse immunitaire, de croissance et de stockage.

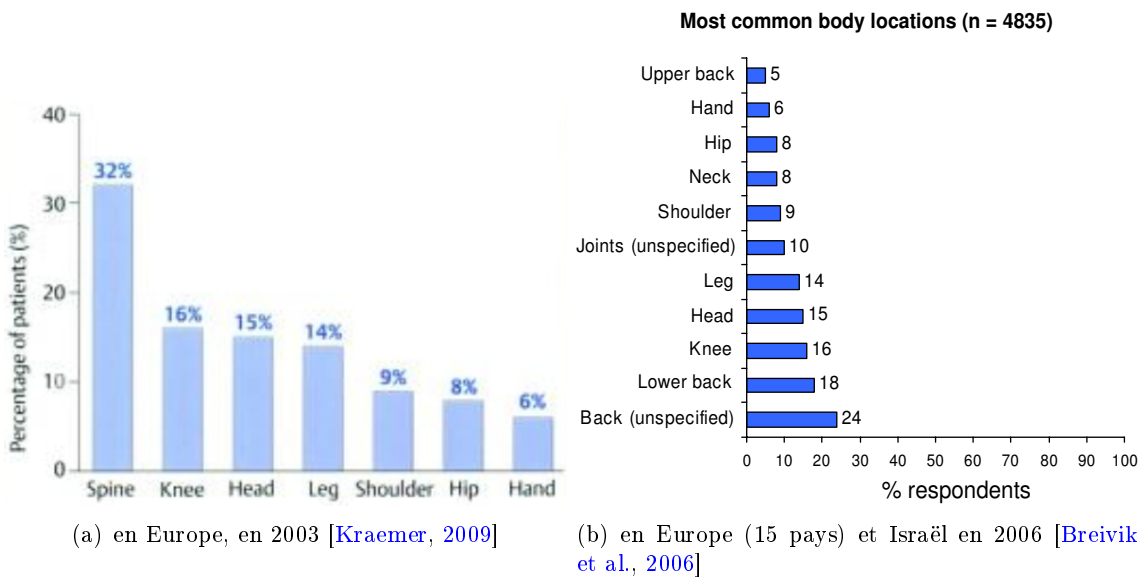


FIGURE 1 – Statistique sur la localisation des douleurs du corps humain.

Chapitre 1

Problématique

Ce chapitre fait état d'une problématique liée au disque intervertébral : la scoliose. Dans un premier temps, l'attente et le besoin clinique seront introduits. La deuxième section présente l'anatomie : de la colonne vertébrale au disque intervertébral. Puis, une interprétation scientifique du fonctionnement hydro-chimio-mécanique du disque sera proposée conduisant à la définition des objectifs de la thèse.

Sommaire

1.1	La scoliose	3
1.2	Le disque dans son milieu anatomique	5
1.2.1	Le rachis	6
1.2.2	Le disque intervertébral	7
1.3	Le disque : un problème bio-mécanique	13
1.3.1	Sollicitations mécaniques	13
1.3.2	Nutrition et croissance	14
1.3.3	Pathologie	14
1.3.4	Modélisations numériques	15
1.4	Objectif de l'étude	16

Ce travail a pour objectif d'améliorer la connaissance du disque intervertébral au travers d'une pathologie spécifique : la *scoliose*. Une collaboration a été mise en place entre le Laboratoire de Mécanique et Génie Civil (*LMGC*) et le Centre Hospitalier Universitaire (*CHU*) de Montpellier pour à terme aider les chirurgiens, en l'occurrence du service d'orthopédie pédiatrique, dans leurs interventions. Ainsi, la problématique décrite par la suite émane directement de discussions avec le professeur Jérôme Cottalorda et son équipe : Mohamed L'Kaissi, Philippe Mazeau et Djamel Louahem.

1.1 La scoliose

La scoliose est une pathologie qui apparaît lors de la croissance et si son importance est avérée, elle peut avoir de graves conséquences à l'adolescence et à l'âge adulte. Elle se traduit principalement par une déformation du rachis en forme de *S* et une rotation des vertèbres autour de leur axe, comme l'illustre la figure 1.1.a.

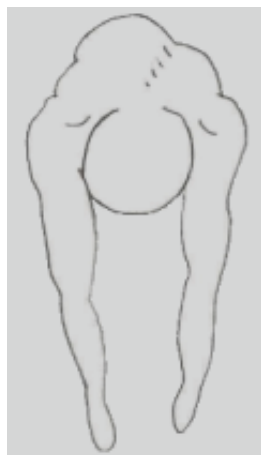


FIGURE 1.1 – Radiographie d'une scoliose pré-opératoire.

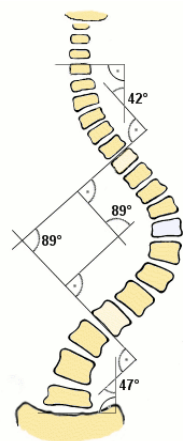
Une partie des scolioses ont pour origine un déséquilibre géométrique du squelette au niveau des jambes ou du bassin. Ces cas sont relativement bénins car en compensant le défaut géométrique rapidement, la pathologie disparaît naturellement. Par contre, il existe un type, dit « idiopathique » car l'origine est inconnue, qui représente le point de départ de cette étude. Elle touche 4% des enfants âgés de 10 à 14 ans et tout particulièrement les filles. Si la pathologie est décelée à un jeune âge, il y a de fortes probabilités pour qu'elle ait de graves conséquences. Les déformations qu'elle induit sont, pour la plupart du temps, indolores pour le patient lors de sa croissance, ce qui la rend difficile à dépister. Un regard expert peut déceler les symptômes car la combinaison des courbures et de la rotation des vertèbres crée une gibbosité¹ lorsque le patient se penche en avant comme l'illustre la figure 1.2.b. Les angles de courbures, appelés *angles de Cobb*, servent aux praticiens, d'une part, à caractériser l'évolution de la scoliose (Figure 1.2.b) et, d'autre part, à définir leur stratégie opératoire.

L'histoire de la scoliose est décrite par l'évolution de l'angle de Cobb avec comme période critique la puberté où la vitesse de croissance du rachis peut atteindre jusqu'à 7 cm par an. Si la pathologie n'est pas détectée avant cette période, elle se développe alors très rapidement et l'acte chirurgical devient indispensable ce qui correspond à la ligne en

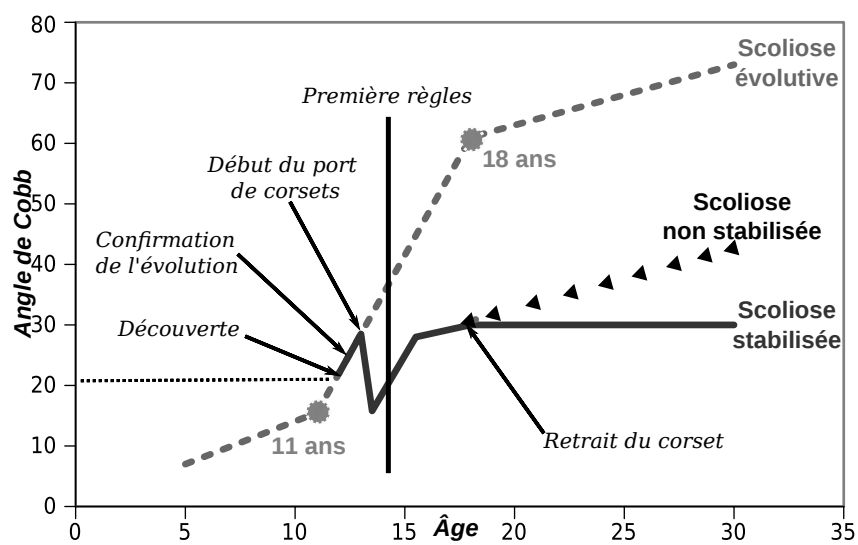
1. Une gibbosité est une déformation du thorax faisant ressortir une « bosse ».



(a) gibbosité significative d'une scoliose [Gym]



(b) Angles de Cobb de 3 courbures [wikipedia.org]



(c) Courbe d'évolution de l'angle de Cobb de Duval-Beaupère pour une scoliose évolutive

FIGURE 1.2 – Caractérisation d'une scoliose par l'angle de Cobb.

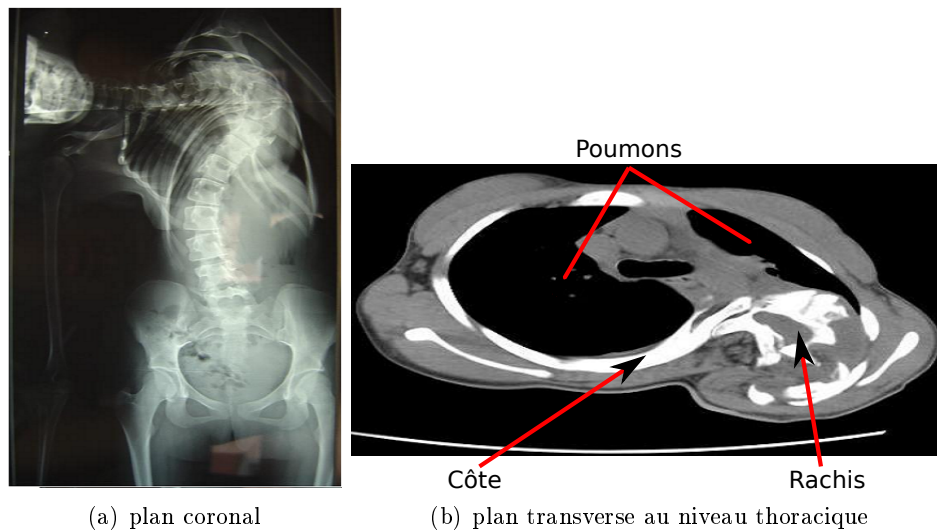


FIGURE 1.3 – Radiographies d’une scoliose avec un angle de Cobb de $\sim 90^\circ$.

traits pointillés sur la figure 1.2.c. Par contre, si elle est dépistée avant, il est possible de la suivre et de contenir son évolution à l’aide de corsets permettant sa stabilisation (Figure 1.2.c courbe continue) jusqu’à la fin de la croissance. Toutefois, si cela ne suffit pas (ligne avec marqueurs triangulaire de la figure 1.2.c) elle est tout de même opérée à l’âge adulte, avec des conséquences moindres étant donné que les déformations du rachis ont été minimisées par les corsets lors de la croissance. À la fin de la croissance, si l’angle de Cobb est supérieur à 35° ou 45° respectivement au niveau lombaire ou thoracique, une opération chirurgicale est nécessaire. Dans l’hypothèse où aucun acte médical n’est réalisé l’angle augmente, à l’âge adulte, de 1 à 3° par an, entraînant un fort handicap. Les radiographies de la figure 1.3 présentent les conséquences d’un angle de Cobb de 90° . L’espace réservé au poumon droit, visible sur le cliché transverse (Figure 1.3.b), apparaît fortement restreint, entraînant une diminution de la capacité respiratoire qui peut s’avérer fatale si elle est trop importante.

Les chirurgiens du service d’orthopédie pédiatrique de Montpellier pratiquent en moyenne entre 70 et 80 opérations par an pour corriger des scolioses, soit environ deux par semaine et 75 à 80% d’entre elles sont idiopathiques. Ils requièrent alors notre expertise bio-mécanique pour améliorer l’estimation de la qualité du disque intervertébral et ainsi optimiser la fiabilité de l’acte chirurgical. Avant d’en tirer la problématique physique, il est nécessaire de décrire les différents éléments du rachis.

1.2 Le disque dans son milieu anatomique

Cette section décrit l’anatomie globale depuis le rachis jusqu’au disque intervertébral, pour donner une vue d’ensemble du système étudié. Ses interconnexions et son environnement sont donc dissociés en deux parties : le rachis et le disque intervertébral. Pour simplifier les descriptions, une convention de repère géométrique est adoptée avec d’une part, à l’échelle du rachis, les trois plans couramment utilisés en médecine : sagittal, coronal

(ou frontal) et transverse (Figure 1.4a) et d'autre part, à l'échelle du disque, les coordonnées cylindriques ($\underline{e}_r, \underline{e}_\theta, \underline{e}_z$) sont utilisées avec comme axe principal la direction verticale, $\underline{e}_z$, correspondant à l'axe du rachis.

1.2.1 Le rachis

La colonne vertébrale se décompose en cinq parties : 7 vertèbres cervicales (de $C1$ à $C7$), 12 thoraciques ou dorsales (de $T1$ à $T12$), 5 lombaires (de $L1$ à $L5$), le sacrum (5 vertèbres soudées, $S1$ à $S5$) et le coccyx (4 ou 5 vertèbres soudées), visibles sur la figure 1.4b.

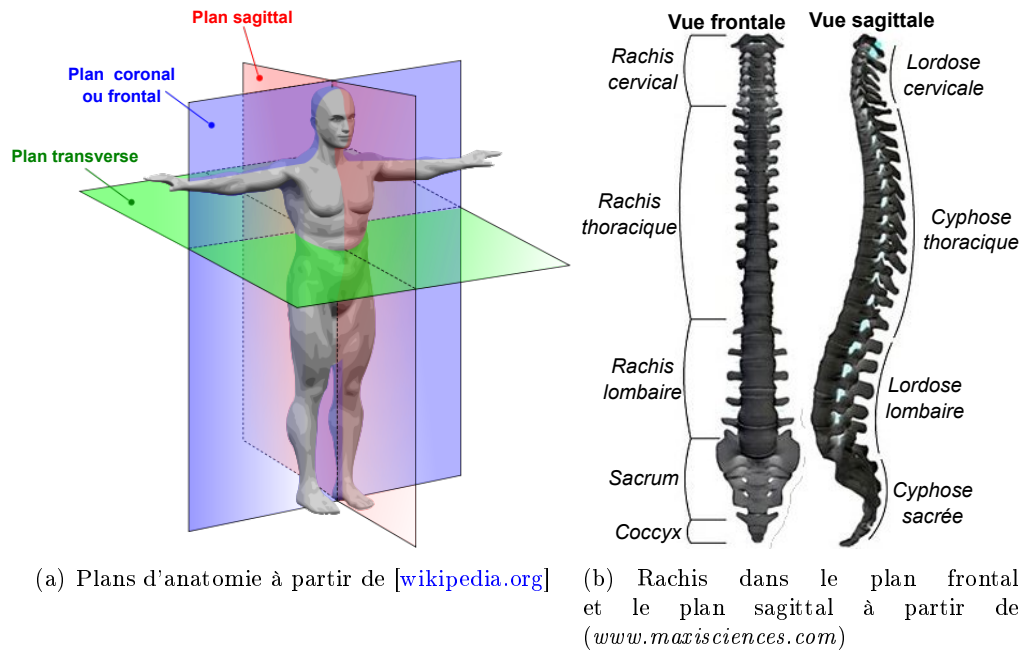


FIGURE 1.4 – Description anatomique du rachis.

Dans le plan coronal, le rachis est rectiligne alors que dans le plan sagittal, il présente des courbures issues de phases de croissance. Celles-ci, en fonction de leur orientation : convexe postérieure ou convexe antérieure, sont appelées respectivement cyphose (ou courbure primaire étant issue de la courbure fœtale) ou lordose (ou courbure secondaire issue des phases de croissance). Ainsi, les segments thoracique et sacré sont en cyphose et les portions cervicale et lombaire sont en lordose.

D'un point de vue structurel, le rachis est un empilement de vertèbres connectées les unes aux autres par des disques intervertébraux et des ligaments. Cette conception multi-segmentaire confère au rachis une grande mobilité globale tout en ayant localement de faibles amplitudes soigneusement guidées afin de ne pas endommager la moelle épinière et les racines qui en émergent. Ces mobilités sont classées en trois types :

- la flexion-extension (mouvement dans le plan sagittal)
- l'inclinaison latérale ou latéro-flexion (dans le plan coronal), appelée aussi « bending »
- la rotation axiale

L'amplitude de ces mouvements varie selon les segments du rachis, ainsi les rotations

axiales de grandes amplitudes sont observées au niveau des cervicales ($\sim 47^\circ$) [Bollini, 1989]. Celles-ci diminuent ensuite en direction des lombaires qui, quant à elles, permettent de grandes amplitudes de flexion-extension. Enfin, la partie thoracique ne permet que de faibles mouvements limités par la présence de la cage thoracique.

1.2.2 Le disque intervertébral

Les disques lombaires sont les plus grands éléments avasculaires du corps humain. Pour avoir un ordre de grandeur, leur épaisseur est approximativement 4 à 5 fois supérieure à un cartilage de genoux [Maroudas et al., 1975].

Par sa constitution, le disque est associé à un fibro-cartilage liant les vertèbres deux à deux. Il se décompose principalement en deux éléments (Figure 1.5) : l'*annulus fibrosus* et le *nucleus pulposus*, appelés réciproquement de manière courante annulus et nucleus. Toutefois, un troisième élément jouant le rôle d'interface entre les vertèbres et les disques s'avère être commun aux deux : les *plateaux cartilagineux vertébraux*.

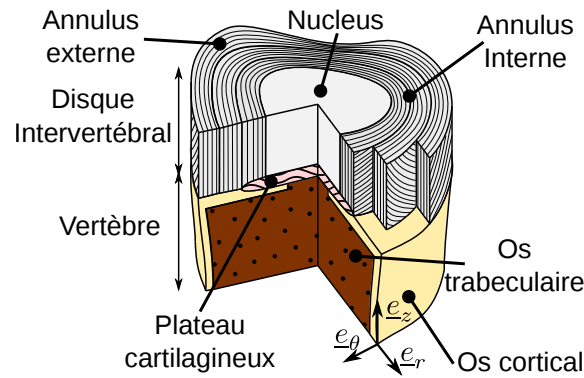


FIGURE 1.5 – Schéma du disque intervertébral avec sa vertèbre sous-jacente.

Du point de vue géométrique, les disques lombaires ont une épaisseur comprise entre 10 et 15 mm et un diamètre de l'ordre de 30 mm [Rannou et al., 2004, Campana et al., 2007]. Ces dimensions sont très variables d'un individu à l'autre et diminuent de la zone lombaire à la zone cervicale.

Un matériau vivant

Le disque est constitué de molécules de protéoglycane, de fibres de collagène et d'eau qui représentent à eux seuls 90 à 95% du disque [Bibby et al., 2001], le reste comprend des molécules minoritaires et les cellules nécessaires à l'entretien et au renouvellement du tissu.

Avec 6000 cellules/mm³, le disque intervertébral contient relativement peu de cellules par rapport aux cartilages articulaires dont la densité cellulaire est comprise entre 14000 et 15000 cellules/mm³. En terme d'espace, les cellules représentent 1% du volume total et sont réparties en fonction des régions avec : environ 3000 cellules/mm³ dans le nucleus, 9000 cellules/mm³ dans l'annulus et 15000 cellules/mm³ dans les plateaux cartilagineux [Bibby et al., 2001, Rannou et al., 2000, 2004, Maroudas et al., 1975]. La population cellulaire est dominée par deux types :

- Les **fibroblastes**, à l'origine de la production du collagène de type *I*, sont essentiellement dans la partie extérieure de l'annulus fibrosus [Bibby et al., 2001].
- Les **chondrocytes**, produisant les protéoglycanes et le collagène de type *II*, se trouvent dans tous les éléments du disque.

Ces cellules contribuent à l'homéostasie² du tissu en produisant la matrice extra cellulaire constituée principalement de deux types de molécules :

- Les **protéoglycanes**, à l'origine de l'hydratation du disque, sont regroupés, pour la plupart, en macro-agrégat représentant de 5 à 15% du poids du disque [Bibby et al., 2001]. Ces molécules ont la particularité d'être chargées négativement et fixes dans le tissu. Elles permettent ainsi de conserver une hydratation relativement constante du disque par des effets osmotiques.
- Les **collagènes** qui représentent de 44 à 51% de la masse sèche du disque [Kraemer, 2009] se répartissent différemment en fonction des zones. Dans l'annulus, les collagènes sont de type *I*, *II*, *III*, *V*, *VI*, *IX* et *XI*, avec une prédominance du type *I*. Dans le nucleus, la prédominance est de type *II* avec la présence des types *VI*, *IX*, et *XI*. Elles définissent la micro-structure du disque avec des longueurs de 10 à 100 μm et des diamètres compris entre 100 et 200 nm [Rannou et al., 2004, Inoue, 1981].

Étant peu innervés et non vascularisés, l'intégrité et l'homéostasie du disque sont assurées par un équilibre biochimique au sein du tissu. Lors de la croissance, le disque évolue très rapidement dans un environnement pauvre en vaisseaux. Chez l'enfant, il est vascularisé par des artérioles issues des corps vertébraux au travers des zones criblées et des plateaux cartilagineux. Lors de l'adolescence, ces artérioles régressent et en fin de croissance, le disque est totalement dépourvu de vaisseaux sanguins. La nutrition et l'élimination des déchets se fait donc principalement par diffusion au travers des tissus depuis les vaisseaux péri-discaux principalement à l'interface disque-vertèbre et de manière plus faible à la périphérie de l'annulus [Rannou et al., 2004, Holm et al., 1981, Shirazi-Adl et al., 2010]. Les plateaux cartilagineux représentent une zone privilégiée d'échange de nutriments, environ 40% [Holm et al., 1981], car ils sont proches de la moelle se trouvant dans les corps vertébraux. Ceci est en accord avec la forte population à ce niveau.

Un organe complexe

Les deux principales fonctions des disques sont la mobilité du rachis et la dissipation ou l'amortissement des charges qui transitent dans la colonne vertébrale [Costi et al., 2007, Woods et al., 2010]. La constitution et la géométrie des différents éléments jouent alors un rôle majeur dans le fonctionnement du disque, c'est pourquoi chacun d'entre eux nécessitent d'être décrit.

Le nucleus pulposus occupe de 30 à 50% du volume du disque sous forme d'ovoïde [Ferguson et al., 2004, Rannou et al., 2000]. Il est assimilé à un gel composé jusqu'à 90% d'eau chez l'enfant et 70% chez l'adulte, d'où son comportement peu compressible et fortement déformable [Rannou et al., 2000]. Sa masse sèche contient 20% de

2. L'homéostasie est la capacité que peut avoir un système quelconque à conserver son équilibre de fonctionnement en dépit des contraintes qui lui sont extérieures [wikipedia.org].

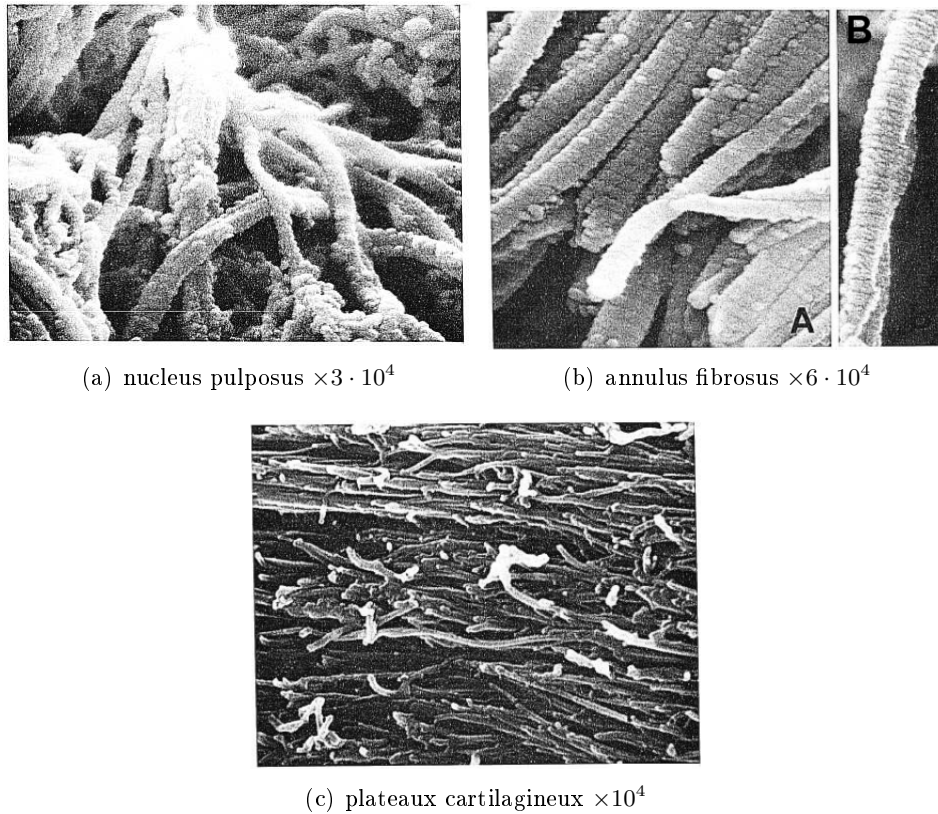


FIGURE 1.6 – Fibres de collagène du disque, [Inoue, 1981].

collagène, organisé sous forme d'agrégats désordonnés et environ 50% de molécules majoritairement des protéoglycanes conférant au tissu un caractère fortement hydrophile. Les 30% restant sont des molécules minoritaires et les cellules. Un article de Inoue [1981], fait état des fibres de collagènes observées au microscope électronique dans les différents éléments du disque dont le nucleus (Figure 1.6.a).

Lors de mouvements du rachis, la position du nucleus reste *a priori* constante après observation de son comportement par nucleographie³ [Bollini, 1989]. L'interface nucleus/annulus n'est pas clairement définie, car les différentes fibres de collagènes fusionnent à ce niveau et les propriétés des tissus, bien que clairement différentes, varient progressivement de l'un à l'autre, rendant approximative la définition de la frontière [Kraemer, 2009, Rannou et al., 2004, Inoue, 1981].

L'annulus fibrosus, appelé parfois ligament intercoréal, est constitué de 7 à 15 lamelles clairement visible à l'échelle macroscopique avec des répartitions variables en fonction des régions du disque [Rannou et al., 2004]. Généralement, les lamelles tendent à être plus nombreuses et fines dans la région postérieure et progressivement plus épaisses et moins nombreuses dans la partie antérieure. L'annulus créant la jonction directe entre deux vertèbres, il possède de un à deux tiers de ces lamelles fixées à la périphérie

3. appelé aussi discographie ou discogramme, un colorant spécial est injecté dans le disque, ce qui rend le nucleus parfaitement visible sur les radiographies [wikipedia.org].

des plateaux cartilagineux et le reste aux bourrelets marginaux des vertèbres (Figure 1.5) par des fibres d'ancrages, dites de *Sharpey* [Cotten and Demondion, 2000, Magnier et al., 2009, Shirazi-Adl et al., 2010]. Les couches les plus éloignées, quant à elles, fusionnent avec le périoste⁴ des corps vertébraux et les ligaments antérieur et postérieur du segment vertébral [Inoue, 1981, Rannou et al., 2004].

L'annulus est assimilé à un cartilage hyalin⁵ [Nerurkar et al., 2010] constitué de 60 à 85% d'eau [Acaroglu et al., 1995, Rannou et al., 2004]. Sa masse sèche se répartit entre 10 et 20% de molécules de protéoglycanes, principalement dans la partie interne [Rannou et al., 2000], 65 à 70% de collagène orienté (Figure 1.6) et le reste sont des molécules minoritaires et des cellules. L'orientation des fibres est définie dans la littérature par rapport à la direction circonférentielle. Elle varie de l'intérieur à l'extérieur du disque avec des valeurs respectivement de 45° à 25° et une moyenne de l'ordre de 28° [Malandrino et al., 2012, Noailly et al., 2005, Schmidt et al., 2010, Argoubi and Shirazi-Adl, 1996, Shirazi-Adl et al., 1986, 2010, Ambard and Cherblanc, 2009, Eberlein et al., 2001, Ferguson et al., 2004, Guerin and Elliott, 2006].

Une étude histologique préliminaire a été réalisée sur un échantillon porcin d'annulus. Elle confirme la constitution principalement collagénique avec la coloration au *Trichrome de Masson* qui révèle en bleu les fibres de collagène et l'élastine (Figure 1.7). Il est intéressant de constater l'apparition de la constitution lamellaire dans la direction radiale du tissu à l'échelle millimétrique. Les bandes horizontales qui apparaissent aléatoirement sont dues à la découpe et au positionnement du tissu sur les lames histologiques. De plus, la coloration *Periodic Acid Schiff* présente en mauve les polysaccharides faisant ressortir les noyaux cellulaires (Figure 1.8). Les cellules sont les points entourés d'un cercle qui représente respectivement le noyau et la membrane. Celles-ci sont relativement dispersées dans le tissu, mais des fortes concentrations apparaissent aux interfaces entre lamelles et proches des vaisseaux lymphatiques représentés par les gros vides sur le côté gauche des images (Figures 1.7 à 1.9). Leur présence signifie que cette zone de la partie extérieure du disque où des nerfs et des vaisseaux lymphatiques ont été observés [Roberts et al., 2000]. L'utilisation du colorant *Safranine O Fast Green* met en évidence la présence de protéoglycanes avec une couleur orangée. Un gradient positif est observé de gauche à droite de la figure 1.9. Cette observation est cohérente avec le fait que le côté gauche des images est proche de l'extérieur du disque où les cellules chondrocytes sont minoritaires. De plus, il est remarquable que la démarcation entre les lamelles apparaisse avec cette coloration révélant une quantité plus importante de protéoglycanes aux interfaces. Ce constat est en accord avec la localisation des cellules observée précédemment, car les protéoglycanes sont des molécules fixes dans le tissu impliquant de fortes concentrations au niveau des cellules qui les produisent.

Les Plateaux Cartilagineux Vertébraux ont une épaisseur de 1 à 1.5 mm et recouvrent la partie dite criblée des vertèbres [Rannou et al., 2004]. Étant aussi assimilés à un cartilage hyalin, ils sont donc constitués de collagène qui s'organise, pour une partie, en fibres serrées, parallèles aux corps vertébraux (Figure 1.6). Une sépara-

4. Le périoste est une membrane riche en vaisseaux nourriciers recouvrant l'os cortical [wikipedia.org].

5. Le cartilage hyalin contient de l'acide hyaluronique et des glycoaminoglycanes (GAG). On le retrouve au niveau des surfaces articulaires composés de liquide synovial produit par les histiocytes et les fibroblastes [wikipedia.org].

tion franche est observée à la frontière entre les plateaux cartilagineux et les corps vertébraux avec une orientation des fibres de collagène différente de celle des lamelles fibreuses constituant le corps vertébral [Inoue, 1981]. Les interfaces nucleus/plateaux cartilagineux et annulus/plateaux cartilagineux sont clairement visibles avec localement des gradients de propriétés et de constitution d'un élément à l'autre.

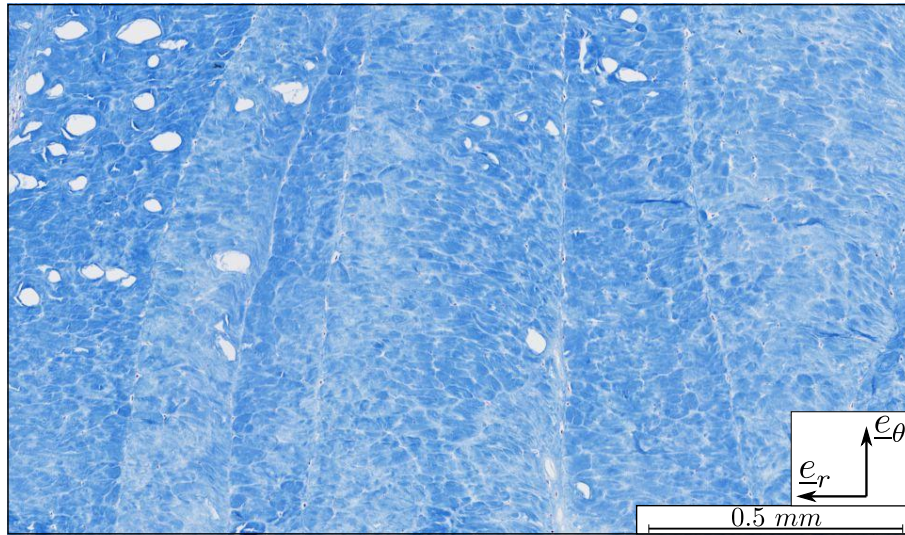


FIGURE 1.7 – Coloration histologique au Trichrome de Masson sur de l'annulus fibrosus de cochon.

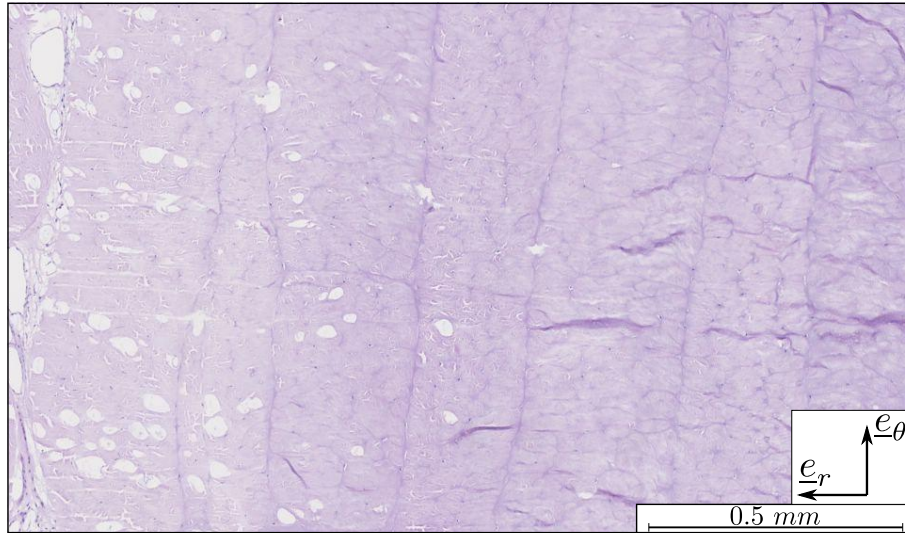


FIGURE 1.8 – Coloration histologique Periodic Acid Schiff sur de l'annulus fibrosus de cochon.

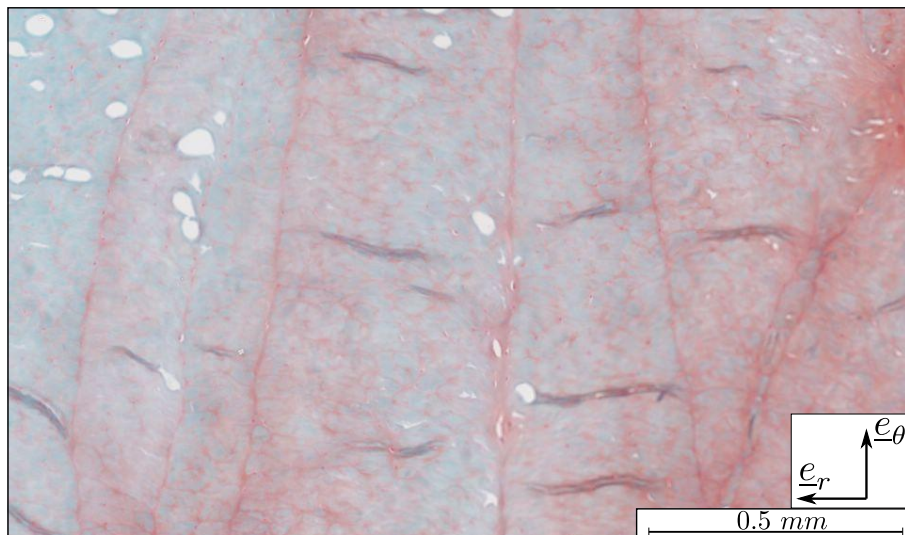


FIGURE 1.9 – Coloration histologique Safranine O Fast Green sur de l'annulus fibrosus de cochon.

1.3 Le disque : un problème bio-mécanique

La scoliose idiopathique est une déformation tri-dimensionnelle d'une structure segmentaire constituée d'une succession d'os (les vertèbres) et d'articulations (les disques). Lors des sollicitations physiologiques, de fortes déformations se localisent principalement au niveau des disques car ils sont bien plus souples que les vertèbres. Il en est certainement de même pour la pathologie, c'est pourquoi ce travail se focalise sur le fonctionnement des disques intervertébraux.

Historiquement plusieurs pistes de recherches ont été envisagées de la génétique à la mécanique en passant par la bio-chimie. L'enjeu actuel est d'arriver à faire convenablement communiquer tous les savoirs acquis jusqu'à présent tout en les enrichissant. Ce travail s'inscrit à la fois à l'échelle du tissu par son souhait de caractériser et de modéliser au mieux le comportement des tissus du disque mais aussi à l'échelle de l'organe pour aller vers la simulation d'un segment vertébral [Malandrino et al., 2012, Noailly et al., 2005, 2011, Schmidt et al., 2010, Argoubi and Shirazi-Adl, 1996, Shirazi-Adl et al., 1986, 2010].

1.3.1 Sollicitations mécaniques

D'un point de vue mécanique, les efforts appliqués sur le rachis lors des mouvements physiologiques sont une combinaison de compression, de traction, et de torsion. Les chargements sur les segments vertébraux varient en fonction de leur position et la littérature présente de nombreuses études avec principalement des chargements en compression compris entre 350 et 2000 *N* [Malandrino et al., 2012, Noailly et al., 2005, Schmidt et al., 2010, Argoubi and Shirazi-Adl, 1996, Shirazi-Adl et al., 1986, 2010]. Lors de ces sollicitations, les efforts sont transmis d'un corps vertébral à un autre par l'intermédiaire des plateaux cartilagineux, de l'annulus et du nucleus. Ce dernier, étant fortement hydraté donc peu compressible, transforme l'effort vertical en pression hydrostatique confinée par les deux autres éléments. Par conséquent, l'annulus est majoritairement sollicité en traction circonférentielle et les plateaux cartilagineux en compression axiale [Rannou et al., 2004, Ambard and Cherblanc, 2009, Swider et al., 2010, Iatridis et al., 1998]. Une illustration simpliste de ce mécanisme consiste à associer le disque à un ballon plein d'eau comprimé par deux plateaux. La peau du ballon est alors en traction sur la périphérie (annulus) et en compression au niveau des plateaux (les plateaux cartilagineux).

En parallèle, le caractère bi-phasique du disque (70% d'eau [Rannou et al., 2000]) entre en jeu. Accompagnant les sollicitations mécaniques, des transferts de la phase fluide sont générés au sein du matériau. Au quotidien, les disques sont comprimés et le liquide physiologique est progressivement chassé expliquant la diminution de taille de tout individu entre le début et la fin de journée d'environ 1 *cm*. Heureusement, ce phénomène est réversible grâce au comportement hydro-chimio-mécanique et aux diverses sollicitations du cycle journalier. Durant la principale phase de repos (long sommeil), la position couchée décharge les disques d'une partie de la compression axiale ce qui leur permet de se réhydrater. Cet effet est accentué par la présence des molécules de protéoglycane ionisées et fixes dans le tissu qui, par des effets osmotiques, confèrent un caractère fortement hydrophile au matériau [Magnier et al., 2009, Ehlers et al., 2009, Frijns et al., 1997, Huyghe, 2010, Drost et al., 1995, Cortes and Elliott, 2011]. Par exemple, le volume du nucleus, contenant une forte proportion de ces molécules, peut augmenter de 200% lorsqu'il est placé dans de

l'eau pure [Frijns et al., 1997].

1.3.2 Nutrition et croissance

En tant que matériau biologique, les tissus du disque sont renouvelés de manière continue que ce soit pendant la phase de croissance ou l'homéostasie. Les cellules entretiennent la matrice extra-cellulaire par un procédé de glycolyse anaérobie en consommant du glucose et en produisant du lactate, du dioxyde de carbone et de l'adénosine triphosphate. Cette dernière fournit l'énergie nécessaire à la création des molécules [Holm et al., 1981] et les deux autres produits sont des déchets à évacuer de l'organe [Magnier et al., 2009]. Le caractère avasculaire du disque implique des échanges chimiques entre les cellules et les zones vascularisées les plus proches, pour garantir le métabolisme cellulaire. Ainsi, le vecteur principal de ces échanges repose *a priori* sur les mécanismes de transport dans la phase liquide. Les différentes sollicitations mécaniques et leur alternance jour-nuit créent un « pompage » journalier permettant le renouvellement chimique de l'environnement nécessaire au bon fonctionnement de l'organe. Lors de la puberté, la nutrition des disques est capitale pour le développement du rachis car elle conditionne la croissance sur une période déterminée. La maîtrise des transports de solutés au sein des disques est l'élément clé de la compréhension de leur fonctionnement et des pathologies associées.

1.3.3 Pathologie

Trois vecteurs peuvent être à l'origine de perturbations de l'équilibre bio-mécanique du disque : un défaut de croissance, un chargement mécanique non-physiologique, un mauvais renouvellement de l'environnement cellulaire. Ils affectent respectivement les phénomènes de croissance, de comportement mécanique et de transferts de fluide. Comme l'illustre la figure 1.10, ces physiques sont fortement couplées et peuvent créer rapidement une boucle d'amplification. Par exemple, si un défaut de croissance apparaît, le disque ne pourra

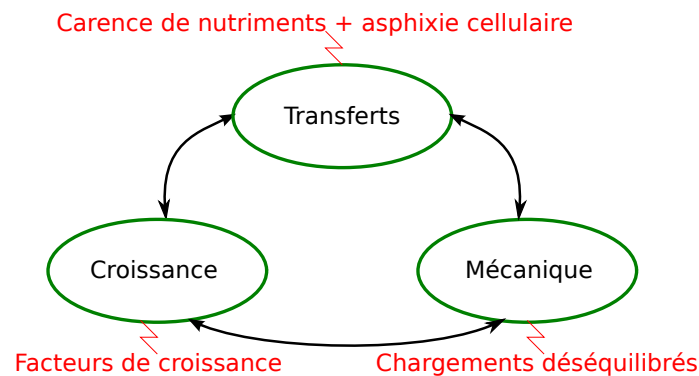


FIGURE 1.10 – Équilibre bio-mécanique du disque.

pas correctement supporter les sollicitations mécaniques ; les transferts de fluides et la mécanotransduction⁶ seront alors à leur tour perturbés, ce qui va se répercuter sur le développement du tissu et la boucle de dégradation est ainsi lancée.

6. La mécanotransduction est le phénomène qui permet à une cellule de recevoir une information mécanique au niveau de sa membrane et d'offrir une réponse adaptée.

Les dysfonctionnements qui peuvent entraîner une détérioration prématurée des disques sont généralement associés à des modifications des tissus dont les origines ne sont pas encore maîtrisées. Il ressort de la littérature que l'une des causes principales est la diminution de la perméabilité entraînant une carence en nutriments et une augmentation des déchets métaboliques menant à la disparition des cellules [Rannou et al., 2004, Maroudas et al., 1975, Swider et al., 2010]. La maîtrise des transferts de fluide permettra de mieux comprendre le comportement global de l'organe et de la pathologie.

1.3.4 Modélisations numériques

Pour comprendre le comportement physiologique du disque, les flux de fluide doivent être quantifiés car ils gouvernent le renouvellement cellulaire et l'homéostasie du disque par leur participation à l'apport des nutriments et l'évacuation des déchets [Grunhagen et al., 2006]. Les tissus du disque peuvent être assimilés à des milieux poreux où la phase liquide joue un rôle majeur dans le comportement mécanique macroscopique [Huang et al., 2001, Yao and Gu, 2007]. Dans ce cadre, la structure poreuse est habituellement décrite par un comportement élastique incapable de tenir compte des non-linéarités du matériau. Des deux éléments majeurs du disque, le nucleus est le tissu le mieux maîtrisé. Il est assimilé à un matériau poro-élastique isotrope subissant de grandes transformations au cours des sollicitations physiologiques [Best et al., 1994, Yao et al., 2002, Périé et al., 2005, Klisch and Lotz, 2000, Iatridis et al., 1998, Drost et al., 1995, Gu et al., 1999]. L'annulus fibrosus, par contre, est plus complexe à modéliser car en plus d'être poreux, son comportement est non-linéaire et anisotrope. Ce phénomène est classiquement décrit par des formulations poro-élastiques qui tiennent compte des effets de couplage macroscopique entre les déformations mécaniques et les flux de la phase liquide [Ferguson et al., 2004, Silva et al., 2005, Swider et al., 2010, Yao and Gu, 2007]. La répartition des flux est par conséquent impactée par ce comportement complexe et ne peut pas être expliquée par des formulations poro-élastiques classiques.

À l'heure actuelle, il n'existe pas de caractérisation et d'identification des phénomènes hydro-chimio-mécaniques du tissu réalisées simultanément. Or, pour pouvoir modéliser le comportement de l'organe de manière relativement fiable ces données sont indispensables. Les propriétés matériaux utilisés dans la littérature sont des combinaisons de différentes caractérisations sur des tissus d'origines différentes.

Les simulations à l'échelle du disque mettent en évidence les localisations de fortes contraintes significatives pour l'interprétation de l'endommagement de l'organe et la mécanotransduction [Belytschko et al., 1974, Argoubi and Shirazi-Adl, 1996, Shirazi-Adl et al., 1986, Robin et al., 1994, Eberlein et al., 2001, Noailly et al., 2005]. De plus, en tenant compte de la constitution bi-phasique des tissus, le rôle de la perméabilité et des conditions aux limites a pu être estimé [Pédrono et al., 2001, Swider et al., 2010]. D'autre part, pour décrire la sensibilité chimique, certains modèles intègrent des phénomènes électro-chimiques par la prise en compte d'effets osmotiques [Gu et al., 1998, Iatridis et al., 2003, Schroeder et al., 2006, Ehlers et al., 2009]. Enfin, l'étude couplée de ces mécanismes permet de décrire le transport de nutriments par la phase liquide et donc de mieux comprendre la nutrition des cellules [Ferguson et al., 2004, Magnier et al., 2009, Soukane et al., 2007, Noailly et al., 2011, Schmidt et al., 2010, Malandrino et al., 2011, 2012, Shirazi-Adl et al., 2010].

1.4 Objectif de l'étude

Pour répondre à la problématique, deux axes de travail sont simultanément mis en place. Le premier consiste à caractériser expérimentalement l'annulus dans des conditions physiologiques pour créer une base de données (Chapitre 2). Elle permettra de faire émerger les phénomènes physiques prédominants et de mettre en évidence leurs couplages (Figure 1.11). Les mesures *in vivo* à l'échelle du tissu sont difficilement réalisables, même si

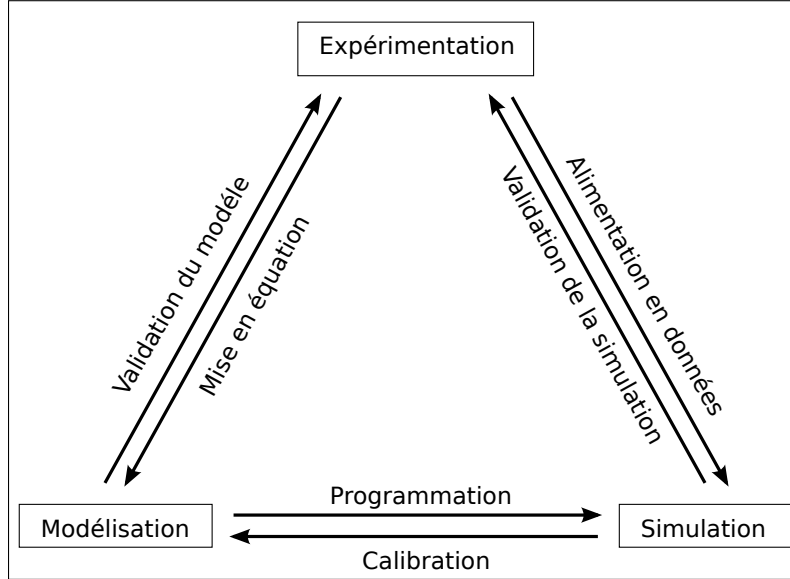


FIGURE 1.11 – Stratégie.

grâce à l'imagerie de plus en plus de données sont obtenues. À l'opposé, avec des tissus extraits de leur environnement, il est possible de réaliser toute une série de tests permettant pour des matériaux conventionnels une caractérisation fiable. Or, pour les tissus biologiques mous, de nombreuses contraintes apparaissent comme la dimension et l'origine des échantillons, le respect de l'environnement biologique et la sensibilité chimique. En somme, les deux sources d'informations sont indispensables car il reste toujours des données inaccessibles tels que l'état initial pour les mesures *ex vivo* ou le type de sollicitations chimique et mécanique pour la caractérisation *in vivo*. Dans ce projet de thèse, le choix s'est porté sur une caractérisation hydro-chimio-mécanique *ex vivo* de l'annulus fibrosus (Chapitre 2).

Dans l'optique de réaliser un modèle homogène à l'échelle du disque, le deuxième axe a pour objectif la mise en place et l'identification d'un modèle hydro-chimio-mécanique de l'annulus. Le couplage entre les déformations et les transferts de fluides influence significativement les échanges de matière [Argoubi and Shirazi-Adl, 1996, Best et al., 1994, Magnier et al., 2009, Malandrino et al., 2011, Yao and Gu, 2007]. À l'heure actuelle, aucune identification simultanée de ces deux phénomènes physiques n'a été réalisée sur un modèle continu. Les transfert de fluides sont caractérisés principalement en compression et le comportement purement mécanique en traction. La base de données permettra alors une identification couplée pour répondre à ce défaut de la littérature (Figure 1.11). À

court terme, cette formulation hydro-chimio-mécanique permettra de proposer un modèle compréhensif des transferts de fluide et donc de la nutrition des cellules dans le disque intervertébral.

Deux autres niveaux d'étude d'importance ne sont toutefois pas directement abordés : la mécanotransduction interprétant le comportement cellulaire en fonction des sollicitations mécaniques et les interactions musculo-squelettiques par l'étude d'un rachis complet avec ses interactions [Argoubi and Shirazi-Adl, 1996, Shirazi-Adl et al., 1986]. Ce travail, à l'intersection des domaines, ouvre de nombreuses perspectives sur les couplages qui interagissent au sein de l'organe et des tissus biologiques mous en général.

En parallèle, le sujet s'intègre dans une réflexion plus large relative à la compréhension des couplages hydro-chimio-mécaniques dans les tissus biologiques. A long terme, l'enjeu est de quantifier l'impact des stimuli mécaniques sur l'évolution des tissus humains et leur adaptation aux conditions environnementales.

Chapitre 2

Caractérisation expérimentale

Plusieurs phénomènes interviennent et interagissent au sein des tissus biologiques liées à sa constitution et aux sollicitations. L'objectif de la caractérisation est d'arriver à fournir suffisamment de données sur chacune de ces physiques, plus ou moins découplées, pour pouvoir ensuite tendre vers une unique formulation du modèle.

Sommaire

2.1	État de l'art	21
2.1.1	Le test de traction	22
2.1.2	Le test de compression	25
2.1.3	Mesure directe de la perméabilité	26
2.2	Matériel et méthodes	27
2.2.1	Le banc d'expérimentation	27
2.2.2	Du tissu à l'éprouvette	29
2.2.3	Le protocole hydro-chimio-mécanique	31
2.2.4	Corrélation d'images	33
2.2.5	La Bibliothèque d'Analyse de Mesures Expérimentales (BAME)	35
2.3	Résultats expérimentaux	35
2.3.1	Erreurs de mesures	36
2.3.2	Le test cyclique	37
2.3.3	Le test de relaxation	48
2.3.4	Réversibilité du comportement	53
2.3.5	Le test chimio-mécanique	55
2.4	Conclusions expérimentales	61
2.4.1	Comportement hétérogène	62
2.4.2	Comportement non-linéaire et anisotrope	63
2.4.3	Comportement visqueux	65
2.4.4	Comportement hydro-chimio-mécanique	67
2.4.5	Bilan	68

L'annulus est un matériau structurellement complexe au sein duquel plusieurs phénomènes prennent place de façon couplées (Chapitre 1). Il faut alors des méthodes de mesures permettant de les mettre en évidence et de fournir suffisamment de données pour alimenter un modèle numérique (Chapitre 3). Les méthodes de mesures appliquées à l'annulus sont diverses que ce soit du point de vue de la sollicitation ou des techniques de mesures associées. Cette richesse de données a pour but de réaliser une meilleure identification des modèles et de leurs paramètres mais étant donné leur nombre et les différentes physiques couplées, le développement de bases de données expérimentales reste encore un enjeu majeur.

L'état de l'art fait alors un point sur les méthodes de caractérisation de l'annulus pour pouvoir en extraire une technique et un protocole optimum qui seront ensuite développés dans la partie « Matériel et méthodes ». Une série de résultats est alors obtenue en fonction des différents phénomènes qui interviennent dans le tissu et il sera nécessaire de les interpréter pour clôturer ce chapitre.

2.1 État de l'art

Dans la littérature, plusieurs techniques expérimentales sont exposées pour caractériser le comportement mécanique couplé sous sollicitations mécanique ou chimique du tissu. Toutefois, les études liant simultanément ces physiques sont rares alors qu'il est difficile d'imaginer qu'elles soient découplées.

La pression hydrostatique générée par la compression physiologique du nucleus sollicite naturellement l'annulus en traction dans la direction circonférentielle, e_θ (Figure 1.5). L'essai de traction est alors grandement utilisé dans la littérature pour caractériser mécaniquement le tissu. D'autre part, des tests mettent en évidence le caractère poreux du matériau en utilisant principalement une expérience de compression confinée où le comportement visqueux est directement lié à l'écoulement de la phase fluide dans la matrice collagénique. Enfin, des mesures de contraintes sont réalisées lors de variation d'environnement illustrant la sensibilité du tissu aux effets osmotiques.

Le protocole de ces tests expérimentaux est très souvent similaire et décomposé en deux parties : un conditionnement du matériau suivi par la mesure. La phase initiale de conditionnement est rarement décrite et interprétée, mais elle a pour but l'adaptation du tissu à son environnement et au chargement mécanique. Une sollicitation préliminaire, de traction cyclique [Acaroglu et al., 1995, Ambard and Cherblanc, 2009, Bass et al., 2004, Elliott and Setton, 2001, Fujita et al., 1997, 2000, Gregory and Callaghan, 2012, Guerin and Elliott, 2006, Han et al., 2012, Holzapfel et al., 2005, Iatridis et al., 2005, Klisch and Lotz, 1999, O'Connell et al., 2009, 2012, Skaggs et al., 1994, Smith et al., 2008, Wagner and Lotz, 2004] ou de compression [Best et al., 1994, Yao et al., 2002, Périé et al., 2005, Klisch and Lotz, 2000, Iatridis et al., 1998, Drost et al., 1995, Gu et al., 1999], permet donc d'obtenir des mesures qui ne sont pas influencées par l'état transitoire du matériau dû au comportement hydro-chimio-mécanique assimilable à un effet visqueux. Dans la même optique, la mesure est souvent réalisée à faible vitesse avec un environnement contrôlé, mais aussi parfois à grandes vitesses masquant ainsi l'influence de la phase fluide.

Cette analyse bibliographique s'organise en trois axes présentant les caractérisations hydro-chimio-mécaniques de l'annulus fibrosus disponibles dans la littérature.

2.1.1 Le test de traction

In situ, l'annulus fibrosus est naturellement maintenu dans la direction verticale par sa fixation aux vertèbres sus- et sous-jacentes du disque. Ainsi, l'essai de traction bi-axial représente au mieux ce type de sollicitation [Bass et al., 2004, Bruehlmann et al., 2004, O'Connell et al., 2012] mais reste difficile à mettre en place. La fixation de tissus biologiques mous à une machine de traction est un problème majeur d'autant plus que généralement la quantité et la taille des échantillons sont faibles. Pour simplifier la mesure, l'essai de traction uni-axiale est une alternative beaucoup plus utilisée [Acaroglu et al., 1995, Ambard and Cherblanc, 2009, Elliott and Setton, 2001, Fujita et al., 1997, 2000, Gregory and Callaghan, 2012, Guerin and Elliott, 2006, 2007, Han et al., 2012, Holzapfel et al., 2005, Iatridis et al., 2005, Klisch and Lotz, 1999, O'Connell et al., 2009, Skaggs et al., 1994, Smith et al., 2008, Wagner and Lotz, 2004]. Les mesures sont alors moins riches du fait que la sollicitation et la mesure sont uniquement dans une direction. Pour compenser le manque d'informations les chargements sont réalisés dans plusieurs directions mais sur des éprouvettes différentes à chaque changement de direction.

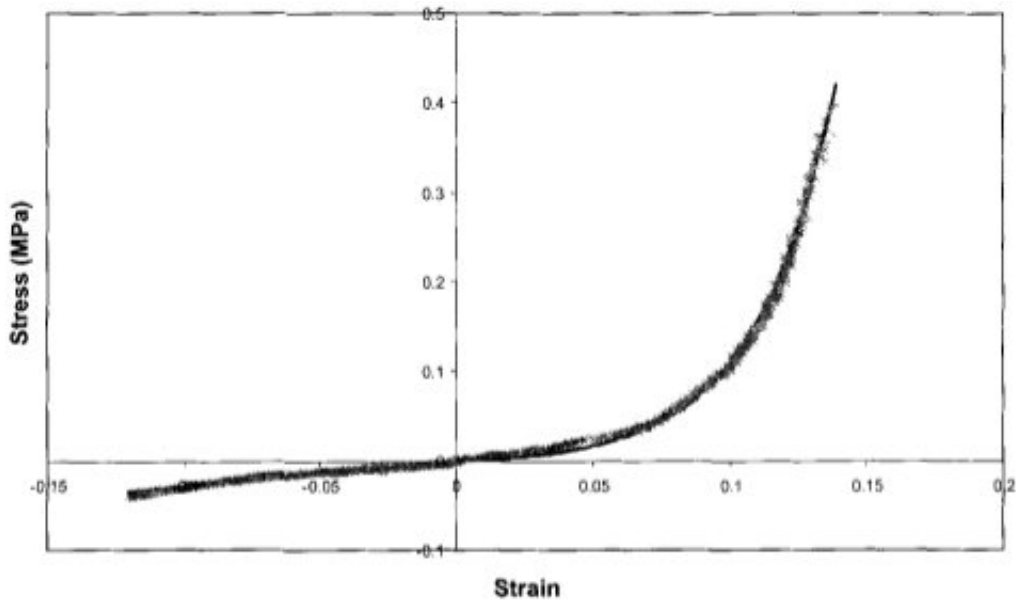


FIGURE 2.1 – Courbe de contrainte/déformation en traction compression uni-axiale [Wagner and Lotz, 2004].

Ces mesures réalisées dans des conditions physiologiques permettent principalement de quantifier le comportement anisotrope et hyper-élastique du matériau. Il en ressort que le tissu a tendance à fortement se rigidifier pour de grandes déformations tout en ayant des comportements différents en fonction des directions de sollicitations (Figure 2.1). Le tableau A.2 résume les valeurs des contraintes maximales obtenues en fonction de la direction et du type de chargement pour une déformation de l'ordre de 10% .

À ce comportement non-linéaire s'ajoute de la dissipation d'énergie lorsque des tests cycliques sont réalisés comme l'illustre la figure 2.2. Cet effet est le plus souvent évité pour pouvoir caractériser uniquement le comportement mécanique et ne pas avoir d'in-

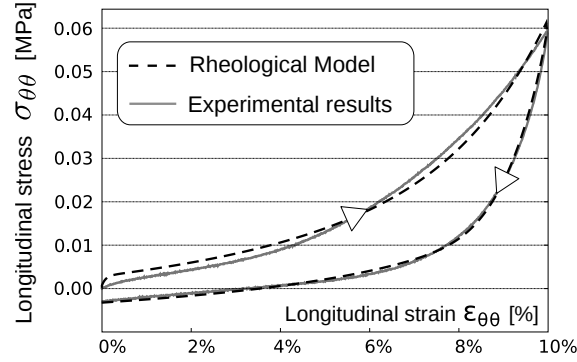


FIGURE 2.2 – Courbe de contrainte/déformation sur un cycle de chargement [Ambard and Cherblanc, 2009].

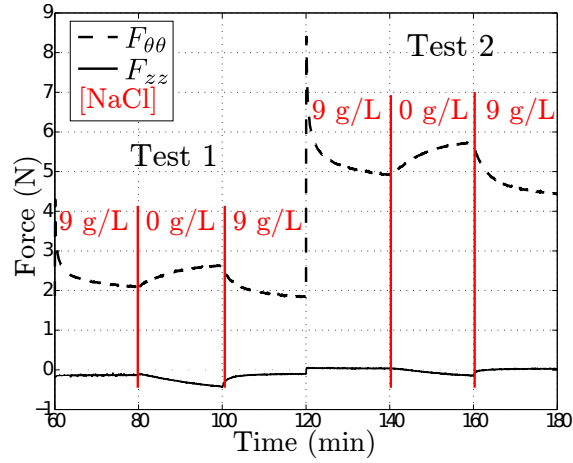


FIGURE 2.3 – Courbe de forces bi-axiales en fonction du temps lors de sollicitations mécaniques et osmotiques, à partir de [Huyghe, 2010].

terférences d'origine visqueuse. En fonction de la vitesse de chargement, le comportement dissipatif peut être plus ou moins mis en évidence. Ainsi, la gamme de vitesse de déformation imposée s'étend de 10^{-4} s^{-1} à $25 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$ (Tableau A.1), minimisant et maximisant respectivement les contraintes visqueuses. Peu de travaux ont été menés pour caractériser ce comportement sur l'annulus [Ambard and Cherblanc, 2009]. Cependant le même comportement peut être observé sur d'autres tissus mous tels que les tendons, le tissu anévrismal et la paroi du col de l'utérus [Andarawis-Puri et al., 2012, Costalat et al., 2011, Myers et al., 2010].

Enfin une dernière physique est mise en évidence sur les tests de traction mais sa caractérisation n'est qu'au stade préliminaire. Il s'agit de la sensibilité à l'environnement chimique du tissu qui génère des sollicitations mécaniques lors de test de traction [Huyghe, 2010]. Cette étude préliminaire met en évidence deux phénomènes peu illustrés dans la littérature. Tout d'abord, lorsqu'un chargement est imposé (Figure 2.3 deux tests consécutifs) le tissu tend à fortement relaxer avec une amplitude de 55% environ par rapport au chargement maximum (Figure 2.3 test 2) et un temps caractéristique de $\sim 150 \text{ s}$. Le

second point est que lors d'un passage d'un environnement physiologique à un bain d'eau distillée, les forces mesurées tendent à augmenter dans la direction circonférentielle ($F_{\theta\theta}$) et à rester relativement constant dans la direction verticale (F_{zz}). Une augmentation de force circonférentielle, de l'ordre de 13% par rapport à la force maximale, est obtenue avec un temps caractéristique de 600 s ce qui signifie que les phases de transition dues aux sollicitations chimiques sont approximativement quatre fois plus longues que celles liées au chargement mécanique. Ce travail illustre donc un comportement visco-chimio-mécanique très peu fréquent dans la littérature durant un test de traction.

Les mesures classiques de force ne permettent généralement pas à elles seules d'obtenir suffisamment d'informations pour correctement caractériser les nombreux paramètres des lois de comportement associées (Chapitre 3). La mesure directe des déformations représente alors un bon moyen d'enrichir les données mécaniques lors de tests de traction. Néanmoins, des contraintes expérimentales apparaissent avec les tissus biologiques comme le maintien des conditions physiologiques pour préserver les propriétés naturelles du tissu. Ainsi, l'échantillon doit être immergé dans un bain de solution physiologique thermo-régulé, ce qui empêche l'utilisation des mesures de déformations classiques. Par conséquent, une alternative de plus en plus utilisée est l'analyse d'image dont l'avantage est d'être sans contact et non-invasive.

Plusieurs méthodes sont utilisées mais le principe reste le même, il s'agit de suivre au cours de la sollicitation mécanique le déplacement de la surface grâce à des marqueurs ou des zones de référence. Le contraste naturel de l'annulus étant relativement faible, des solutions ont dû être trouvées pour l'augmenter artificiellement. Dans la littérature, les techniques les plus utilisées sont particulièrement invasives avec des marqueurs :

- collés à même la surface [Bruehlmann et al., 2004, O'Connell et al., 2012]
- traversant le tissu [Bass et al., 2004, Wagner and Lotz, 2004]
- réalisés au laser et bain chimique [Michalek et al., 2010]
- de peinture [Han et al., 2012]

D'autres travaux moins invasifs utilisent des seuillages de niveau de gris [Elliott and Setton, 2001, Tower et al., 2002, Michalek et al., 2009] ou le suivi de noyaux cellulaires comme marqueurs naturels [Bruehlmann et al., 2004]. Ces méthodes font alors abstraction d'une partie des données pouvant potentiellement rendre compte de certaines physiques du tissu. Enfin, la corrélation d'images est réalisée sur du tissu naturel [Guerin and Elliott, 2006, 2007, O'Connell et al., 2009] permettant de garder l'intégralité des données sans interférer avec la surface de mesure. L'utilisation de marqueurs physiques sur des tissus mous peut fortement perturber le comportement surfacique et les mesures de déformations associées. À cela s'ajoute l'impact chimio-mécanique que la colle ou la peinture peut générer. Même si celui-ci a toujours été estimé négligeable [Bass et al., 2004, Bruehlmann et al., 2004, Han et al., 2012, Michalek et al., 2010, O'Connell et al., 2012, Wagner and Lotz, 2004], aucune valeur n'est fournie dans la littérature pour la comparer aux mesures. Toutes méthodes confondues, le nombre de points de mesure est compris entre 2 et 100 sur un seul plan du tissu dont le maximum est obtenu par Elliott and Setton [2001] en utilisant une méthode de seuillage.

Les mesures de champs présentées dans la littérature sont très rares ce qui montre la difficulté de réaliser de telles mesures. Malgré le peu d'informations, il ressort du travail de Michalek et al. [2010] que les déformations surfaciques du tissu sont très hétérogènes avec des valeurs de déformations comprises entre -20% et 20% pour un cisaillement imposé de

5%. Les autres travaux, qui ne présentent pas de champs, interprètent le comportement transverse par l'utilisation des coefficients de Poisson (Tableau A.3), même si le sens est critiquable en grandes déformations. Les coefficients de Poisson obtenus sortent largement du domaine de validité du comportement élastique isotrope avec des valeurs sept fois supérieures à la valeur maximale [Guerin and Elliott, 2006].

2.1.2 Le test de compression

En tant que matériau bi-phasique (75% de fluide), le comportement de l'annulus fait l'objet de nombreux travaux s'intéressant au comportement poro-mécanique. Les mesures de la perméabilité sont principalement issues de tests de compression œdométrique (Figure 2.4a). Il consiste à charger l'échantillon en compression et à capturer l'adaptation du matériau au cours du temps comme l'illustre la courbe de la figure 2.4.b pour une série de chargements successifs.

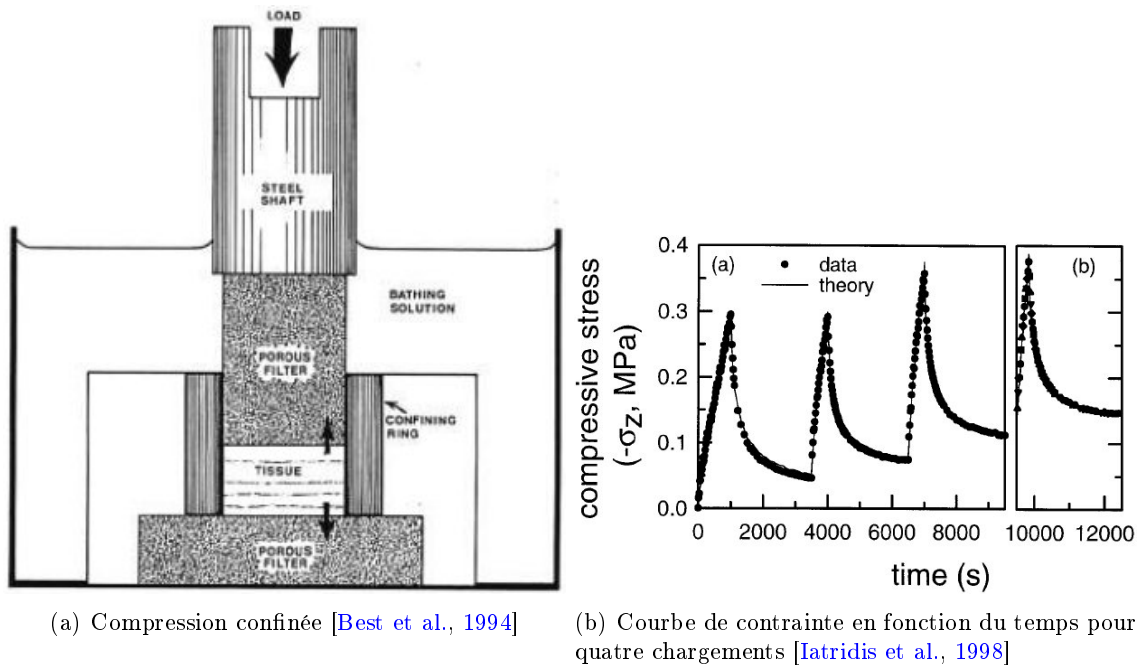


FIGURE 2.4 – Tests de compression confinée.

Le fluage obtenu, avec des temps caractéristiques de l'ordre de 10^2 à 10^3 s (Tableau A.4), est directement imputé à l'écoulement de la phase fluide au travers du tissu. Ces résultats permettent alors dans le cadre poro-élastique de quantifier la perméabilité du tissu et la rigidité de la matrice en fin de fluage de la compression. Malheureusement, la matrice fibreuse naturellement sollicitée en traction ne joue pas son rôle dans ce type de test et son influence sur la phase fluide reste à ce jour non quantifiée.

L'impact de l'environnement chimique est mesuré grâce à cette technique dans les études de Drost et al. [1995] et Frijns et al. [1997]. De la même façon que pour le test de traction bi-axiale, des changements de salinité sont imposés au tissu entre une forte concentration, $[NaCl] = 35.68 \text{ g.L}^{-1}$, et une concentration proche de celle observée phys-

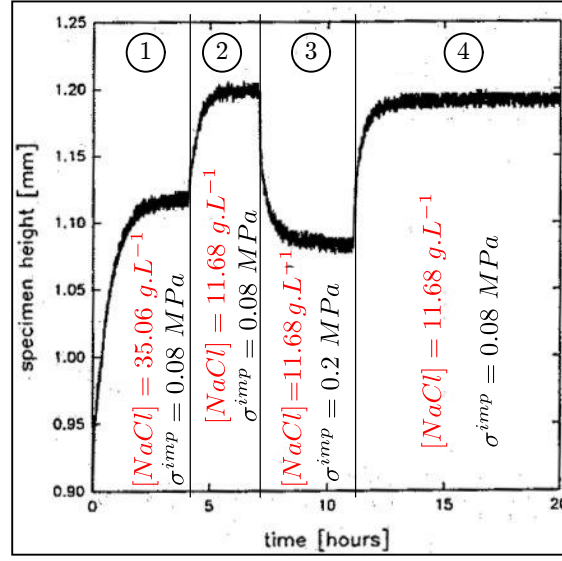


FIGURE 2.5 – Effet de l’environnement sur les contraintes du matériau lors d’un test de compression confinée, à partir de [Drost et al., 1995].

biologiquement, $[NaCl] = 11.68 \text{ g.L}^{-1}$. Le matériau tend alors à gonfler comme l’illustre le changement de hauteur entre les phases 1 et 2 de la figure 2.5. Le temps caractéristique est de l’ordre de 2500 s environ ce qui est proche de celui du fluage poro-mécanique (Tableau A.4). L’étude de Frijns et al. [1997] présente les mêmes résultats avec des temps caractéristiques légèrement plus faibles mais les valeurs restent conséquentes avec 1200 s pour le fluage pur et 1800 s pour le comportement chimique. De plus, les phases 3 et 4 de la figure 2.5 montrent que, malgré l’influence de l’environnement, le comportement poro-mécanique du tissu est toujours réversible.

2.1.3 Mesure directe de la perméabilité

Gu et al. [1999] a réalisé une mesure directe de la perméabilité (Figure 2.6b) en quantifiant le débit de solution traversant le tissu pour une différence de pression imposée et ce dans les trois directions d’anisotropie de l’annulus humain. Cette mesure directe permet d’obtenir une valeur indépendante de la sollicitation ce qui n’est pas le cas avec la compression confinée. Grâce à cette technique, une mesure de perméabilité de l’ordre de $10^{-15} \text{ m}^4.N^{-1}.s^{-1}$ a pu être réalisée dans les trois directions principales du matériau. De plus, elle met en avant le caractère anisotrope de la perméabilité du tissu (Tableau A.7).

Pour finir, le plus gênant est que pour chaque caractérisation un nouvel échantillon est nécessaire, il est donc impossible de savoir si les variabilités obtenue sont réellement dues à la localisation du tissu ou à des conditions initiales différentes. En effet, les diverses physiques qui opèrent au sein du tissu ne peuvent être totalement découplées et lorsqu’elles sont quantifiées séparément, elles ont des impacts non-négligeables sur la mesure et entre elles qui ne sont pas nécessairement liés à la variabilité du tissu.

Un des inconvénients majeurs des études précédentes est qu’une à deux mesures au maximum sont réalisées par échantillon or étant donné les variabilités de comportement :

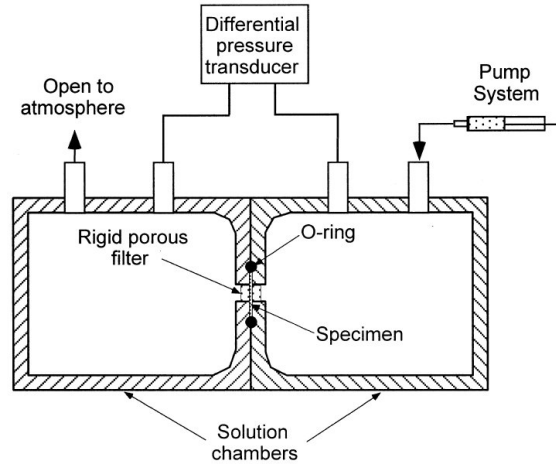


FIGURE 2.6 – Mesure directe de la perméabilité [Gu et al., 1999].

inter-individu, inter-disque et inter-localisation, il semble indispensable de réaliser un maximum de mesure sur un même échantillon pour pouvoir ensuite faire une moyenne plus fiable sur l'ensemble des éprouvettes. D'autre part, le test de traction cyclique a été choisi pour caractériser le matériau de telle sorte que la phase solide soit sollicitée physiologiquement. Cette partie est composée de cinq sections décrivant successivement : le banc de mesure, la réalisation des éprouvettes, le protocole expérimental, l'analyse d'images et la gestion de la base de donnée.

2.2 Matériel et méthodes

2.2.1 Le banc d'expérimentation

Le principe est de réaliser des tests de traction avec deux systèmes optiques permettant de suivre l'évolution de la surface du tissu au cours des divers chargements. Une machine de traction uni-axial (LF-Plus, Lloyd Instruments) équipée d'une cellule de force de 50 N (précision de ± 0.0025 N) a été adaptée pour des tests sur tissus biologiques. Deux caméras (AVT Stingray, 14 bits, 1600×1200 pixels) équipées d'objectifs de 28 mm (Schneider-Krevznach xenoplan 2.8/28 – 0901) ont été ajoutées sur le bâti de la machine pour pouvoir faire des acquisitions d'images dans les deux plans parallèles à l'axe de l'échantillon du tissu. Elles sont orientées perpendiculairement à la direction de sollicitation, e_θ , et permettent d'obtenir une résolution moyenne de $3.65 \mu\text{m}/\text{pix}$. Le réglage en position de la zone d'observation du tissu est réalisé par trois tables de déplacement micrométriques pour chaque caméra (Figure 2.7).

Pour augmenter le nombre de mesures, les tests doivent se succéder sur de longues périodes, il faut alors maintenir le tissu dans des conditions physiologiques. Ainsi, une enceinte étanche a été conçue pour contenir le bain physiologique (Figure 2.7) et différentes sondes de mesure (une sonde pH , une sonde de conductivité et 3 thermocouples) donnant au cours du temps l'état de l'environnement du tissu grâce à un système d'acquisition interfacé avec *Lab View*. Le volume de la cuve est maintenu constant ($V_{cuve} \in [150; 250] \text{ mm}^3$) grâce à un seuil de débordement relié au circuit fermé connectant la cuve d'essai au réservoir où la

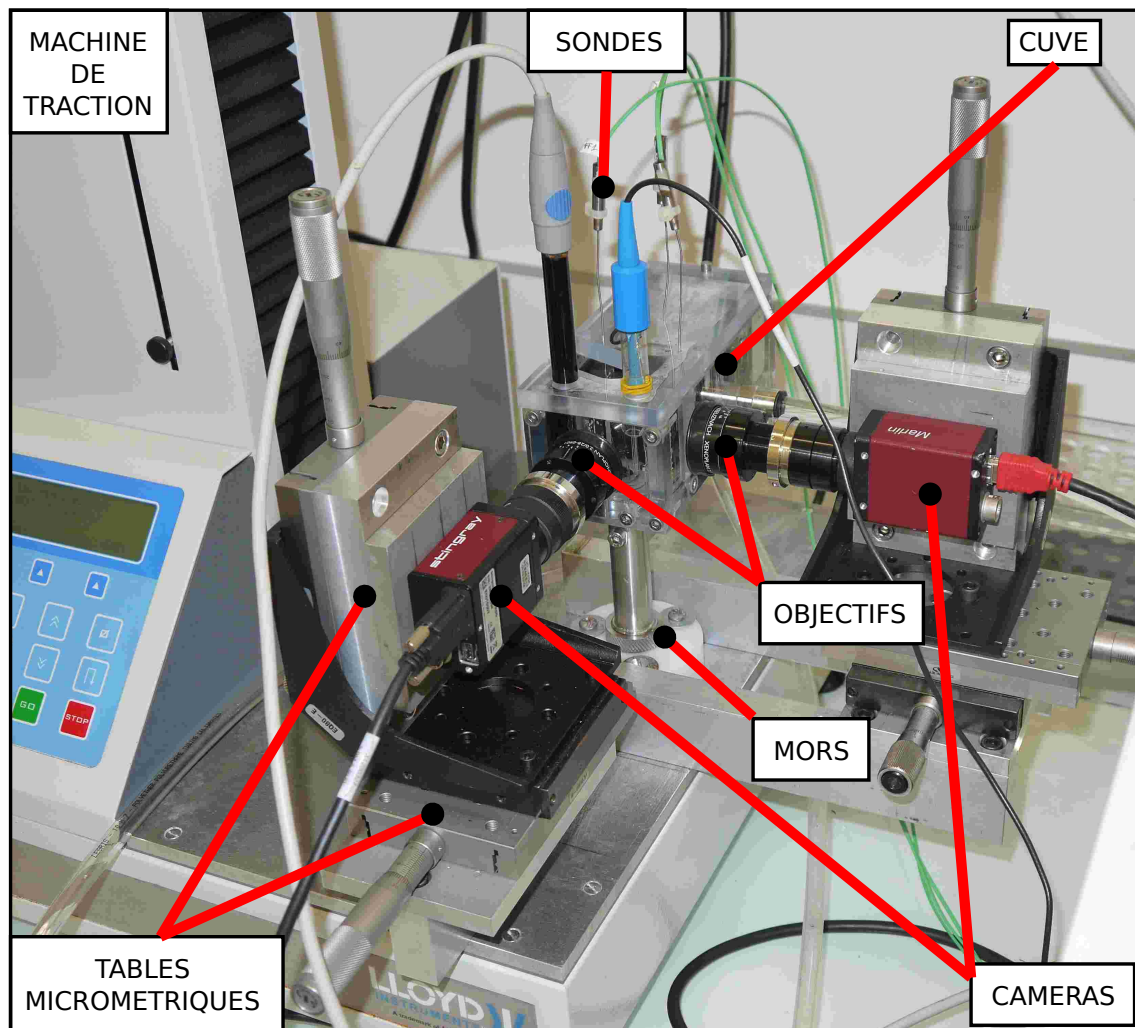


FIGURE 2.7 – Banc d'expérimentation.

température et les concentrations sont régulées. Un débit constant de fluide est maintenu à l'aide d'une pompe péristaltique (Masterflex L/S). D'autre part, pour réaliser l'acquisition d'images, deux fenêtres ont été usinées dans l'enceinte pour ajouter deux lames de verre de 1 mm d'épaisseur, 10 mm de largeur et 50 mm de hauteur.

Pour éviter des interférences dans les mesures aussi bien de force que d'environnement, les mors de la machine de traction ont été modifiés en diminuant leur encombrement et en les isolant électriquement. À cause d'une mauvaise isolation du capteur de force et du bâti de la machine, de faibles courants transitaient dans le bain perturbant les mesures de pH et de conductivité. L'isolation électrique des mors a été réalisée par l'ajout de pièces en poly-oxy-méthylène (POM) de rigidité supérieure à 2.9 GPa évitant toutes interférences mécaniques [www.matbase.com].

2.2.2 Du tissu à l'éprouvette

Pour pouvoir réaliser les différents tests, les tissus bruts sont disséqués pour obtenir des échantillons adaptées à la machine de traction. La banque de matériau est constituée à la fois de tissus porcine et humaine. La matière première pour réaliser les éprouvettes était des portions ou la totalité de segments vertébraux. Il fallait donc en extraire des échantillons de qualité pour en faire des éprouvettes. Cette étape est loin d'être aisée étant donné la difficulté d'extraction, de découpe et de fixation des tissus. Il est donc rare de trouver des images d'éprouvettes réelles dans la littérature [Ambard and Cherblanc, 2009, Iatridis et al., 2005, Ebara et al., 1996, Holzapfel et al., 2005].

Les échantillons

Des disques lombaires de cochon (5) et d'humain (3) ont été utilisés pour fournir la matière première. Les segments de cochon, issus d'abattoir, ont été disséqués pour extraire

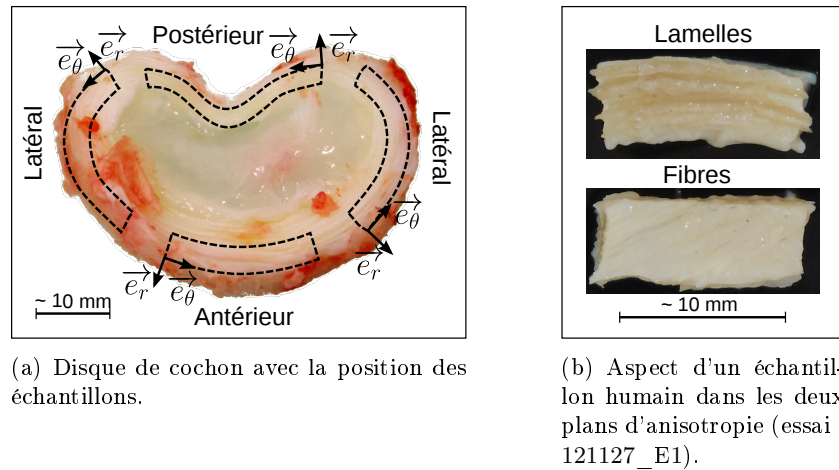


FIGURE 2.8 – Les échantillons.

les disques qui ont ensuite été divisés en quadrant : antérieurs, postérieurs et latéraux visibles sur la figure 2.8a. Dans l'optique de développer une base de données humaines, des

disques de femmes issus de dons à la science (moyenne d'âge : 81.2 ans) ont été utilisés. Ce matériel ne comprenait que des demi-disques (coté droit), l'autre moitié ayant été utilisée pour d'autres expérimentations [Follet et al., 2011]. Ainsi, seul des quadrants antérieurs droits et postérieurs droits humains ont pu être testés.

Quelque soit l'origine des échantillons, ils ont été conditionnés après extraction dans des tubes à essai contenant une solution physiologique et congelés individuellement à -12°C dans l'attente de l'essai hydro-chimio-mécanique.

L'éprouvette

Lors de la réalisation de l'essai, l'échantillon est décongelé et découpé pour obtenir une forme parallélépipédique privilégiant la direction circonférentielle (Figure 2.8b). Cette dernière, $L_{\theta\theta}^{ech}$, est limitée à $\sim 12\text{ mm}$. De plus, la machine de traction étant pilotée en déplacement à vitesse imposée, le fait de fixer la longueur circonférentielle des échantillons permet d'avoir le même taux de déformation pour chacune des éprouvettes.

Les échantillons sont collés à des porte-échantillons cylindriques en aluminium de longueur : 45 mm et de diamètre : 6 mm (Figure 2.9) pour ensuite être fixés à la machine de traction. La colle est fluide et le matériau est poreux, elle peut donc facilement

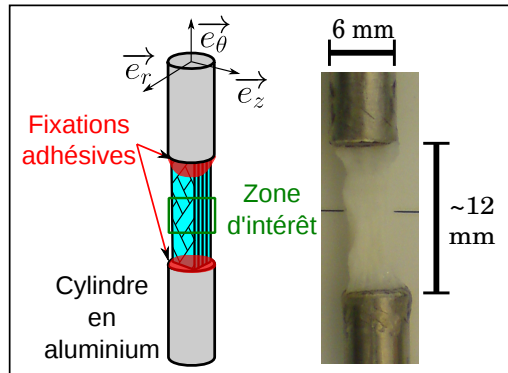


FIGURE 2.9 – L'éprouvette.

pénétrer dans l'échantillon lors du collage. Cette étape est critiquable car elle peut interférer avec la mesure malgré le fait que l'usage de colle soit courant dans la littérature. La fixation des tissus biologiques est un problème classique et récurrent étant donné la taille des échantillons, leur sensibilité biochimique et leur rareté. La colle cyano-acrylate donne de très bons résultats sur les tissus mous hydratés car elle polymérise très rapidement malgré la présence d'eau [Ambard and Cherblanc, 2009, Fujita et al., 1997, 2000, Huyghe and Drost, 2004, Huyghe, 2010, Michalek et al., 2009, 2010, O'Connell et al., 2012, Skaggs et al., 1994]. De plus, sa rigidité comprise entre 1.2 et 6 GPa est très supérieure à celle de nos tissus. Ainsi, lors des chargements, la déformation de la colle ne peut pas interférer dans la mesure. Après observation, les débords de colle ne dépassaient pas 1 mm dans la direction circonférentielle. Toutes les longueurs d'échantillons ont alors été réduites de 2 mm pour estimer la longueur de l'éprouvette ($L_{\theta\theta}^{ep} \approx 10\text{ mm}$) et calculer le déplacement à imposer pour obtenir 10% de déformation au chargement maximal.

Tout au long de cette préparation, l'échantillon baigne dans une solution physiologique

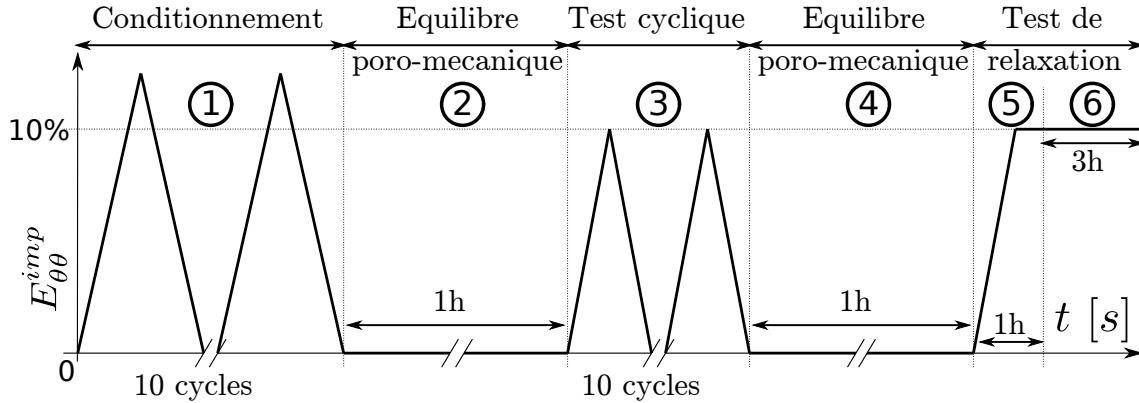
	L_{rr}^{epr} [mm]	$L_{\theta\theta}^{epr}$ [mm]	L_{zz}^{epr} [mm]
Cochon	3.83 ± 0.38	10.02 ± 0.71	3.84 ± 0.43
Humain	4.25 ± 0.48	10.00 ± 0.00	4.35 ± 0.63
Ensemble	3.97 ± 0.29	10.01 ± 0.45	4.02 ± 0.35

TABLE 2.1 – Dimensions des éprouvettes (intervalle de confiance : 95%).

($[NaCl] = 0.15 \text{ mol.l}^{-1}$) pour éviter sa déshydratation. Au final, 19 éprouvettes de porc et 10 éprouvettes humaines ont pu être réalisées et les dimensions sont résumées dans le tableau 2.1.

2.2.3 Le protocole hydro-chimio-mécanique

Pour pouvoir caractériser au mieux le comportement du tissu, les essais sont constitués d'une série de tests différents. Il faut que ces derniers n'interfèrent pas entre eux et que le tissu se dégrade le moins possible au cours de l'essai, c'est pourquoi le protocole doit être soigneusement optimisé. Les tests sont réalisés *ex situ* tout en conservant un environnement *in vivo* grâce à une solution physiologique thermo-régulée ($[NaCl] = 9 \text{ g.L}^{-1}$ et $T = 37^\circ\text{C}$). Les déformations imposées au cours des tests sont de 10% car il s'agit du seuil physiologique maximal observé [Costi et al., 2007, Shirazi-Adl, 1989].

**FIGURE 2.10** – Phases de chargement mécanique.

Le protocole expérimental se décompose en plusieurs étapes (Figure 2.10) dont les principales sont : le conditionnement (étape 1), le test cyclique (étape 3), le test de relaxation (étape 5) et le test chimio-mécanique (étape 6). Néanmoins, deux autres étapes sont indispensables même si elles ne permettent pas de mesure directe, il s'agit de deux phases d'équilibre poro-mécaniques (étapes 2 et 4).

Le problème majeur du protocole expérimental est l'initialisation de l'essai car, pour ce type de matériau l'état initial peut avoir de très fortes conséquences sur les mesures.

Conditions initiales

La mise en place de l'éprouvette se fait en trois étapes : tout d'abord le capteur de force est initialisé à 0 N , puis l'éprouvette est fixée au mors supérieur affichant une force

de l'ordre de -0.09 ± 0.04 N. Cette valeur, correspondant au poids total de l'éprouvette préalablement pesée, est principalement due aux deux porte-échantillons dont le poids moyen est de l'ordre de 0.0362 N. Puis, l'éprouvette est fixée au mors inférieur et un déplacement est imposé de telle sorte que le capteur affiche la moitié du poids de l'éprouvette totale, car le porte-échantillon inférieur est solidaire du bâti et seul le poids du porte-échantillon supérieur est soutenu par le capteur. Enfin, le capteur de force est à nouveau initialisé et la mesure de force débute après en moyenne 20 minutes de mise à l'équilibre dans la cuve de mesure. Une pré-charge est appliquée progressivement jusqu'à une force de 0.05 N pour fixer la même condition initiale sur toutes les éprouvettes.

Le conditionnement

Il consiste en un chargement cyclique de 10 périodes à vitesse constante (0.01 mm.s^{-1}) avec des déformations imposées majorées de 20% ($E_{max}^{condi} = 12\%$) comme l'illustre la phase 1 de la figure 2.10. L'intérêt de cette étape est rarement décrit dans la littérature mais pour ce protocole il est multiple. Tout d'abord, la qualité de la fixation de l'échantillon ne peut être réellement vérifiée avant le test mécanique, par conséquent ce chargement majoré permet d'exclure toutes les éprouvettes dont le collage ou le tissu ne résiste pas au chargement. De plus, il permet de détruire les fibres endommagées au cours de la préparation de l'éprouvette validant ainsi l'intégrité de l'éprouvette pour la série de tests à venir.

L'équilibre poro-mécanique

Un repos d'une heure (Figure 2.10 : phase 2) dans le bain thermo-régulé est réalisé traduisant l'étape d'équilibrage poro-mécanique. Cette méthode de stabilisation est très rarement utilisée mais, au vu des temps d'équilibrage des flux au sein du tissu, il est indispensable d'en tenir compte pour obtenir un état d'équilibre convenable (Figure 2.10 : phases 2 et 4). En effet, le matériau étudié est évidemment sensible aux sollicitations imposées mais aussi à son histoire précédant le chargement purement mécanique. À cause de son comportement visqueux, l'annulus nécessite alors un temps important pour atteindre un état stable. Ces phases de transition n'ont jamais été réellement quantifiées dans la littérature bien que des temps d'adaptation soient appliqués de manière empirique sans pour autant en constater l'impact.

Le test cyclique

Correspondant à la phase 3 de la figure 2.10, il comprend 10 cycles de chargement à 10% de déformation au cours desquels des images sont acquises toutes les 4 secondes dans les deux plans transverses. La machine de traction étant pilotée en déplacement à vitesse constante (0.01 mm.s^{-1}), le taux de déformation est de l'ordre de 10^{-3} s^{-1} . Le nombre de cycle a été fixé empiriquement à 10 car environ 6 cycles sont nécessaires pour atteindre un régime permanent et obtenir un comportement relativement stable sur les courbes de contrainte/déformation.

Une fois les cycles terminés, un nouvel équilibre poro-mécanique (Figure 2.10 : phase 4) est imposé pendant une heure.

Le test de relaxation

Réalisé dans des conditions similaires aux tests précédents, la relaxation (Figure 2.10 : phase 6) d'une heure environ traduit la réponse du tissu pour un déplacement imposé. Il permet aussi d'obtenir un état d'équilibre et d'initialiser le test chimio-mécanique qui suit.

Le test chimio-mécanique

Une fois l'équilibre poro-mécanique établi par le test de relaxation, ce test consiste à faire varier la concentration en sel, c_{ext} , de la solution imprégnant le tissu sur une période de trois heures environ (Figure 2.10 : phase 6) autour de la référence physiologique ($[NaCl] = 9 \text{ g.L}^{-1}$) comme l'illustre la figure 2.11. Les mesures ont été réalisées dans la gamme de

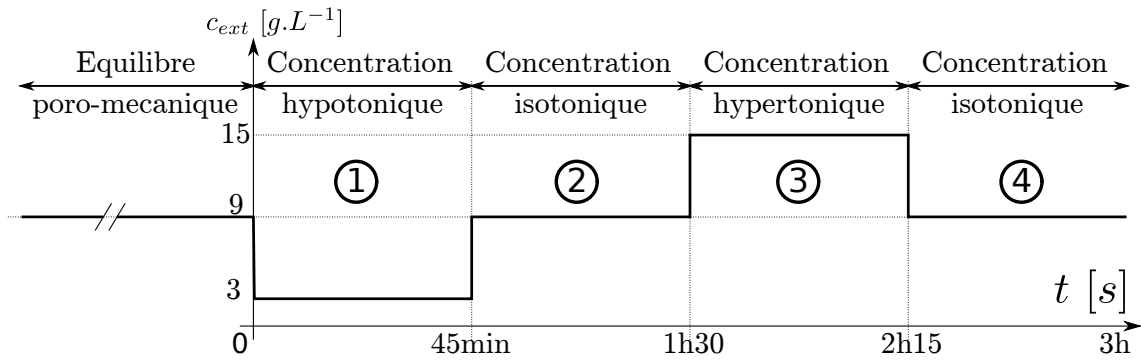


FIGURE 2.11 – Phases de chargement chimiques.

concentration saline comprise entre 3 et 15 g.L^{-1} mettant en évidence la réponse du tissu aussi bien en force qu'en déformation.

2.2.4 Corrélation d'images

Les images acquises au cours des étapes 2 à 6 du protocole précédent sont traitées par corrélation d'images (DIC). Le logiciel utilisé (*KelKins*) est développé par l'équipe *Thermo-Mécanique des Matériaux (THM2)* du laboratoire de mécanique et génie civil [Wattrisse et al., 2001].

Aspects du tissu

Une caméra filme le plan des fibres, défini par les axes circonférentiel et vertical, $(\underline{e}_\theta, \underline{e}_z)$. L'autre focalise sur le plan des lamelles comprenant les directions circonférentielle et radiale, $(\underline{e}_\theta, \underline{e}_r)$.

Pour avoir un ordre de grandeur, les épaisseurs des bandes de collagène (figure 2.12 plan des fibres) et des lamelles (figure 2.12 plan des lamelles), ainsi que l'orientation moyenne des fibres observées macroscopiquement sont résumées dans le tableau 2.2. La première image de chaque essai est utilisée pour réaliser cette quantification avec l'outil de mesure du logiciel *Gimp*. Les fibres de collagène, de diamètre compris entre [50; 150] nm et [100; 200] nm respectivement chez le cochon et l'homme et de longueur [10; 100] μm , ne sont donc pas accessibles sur les images et représentent la microstructure du tissu [Rannou et al., 2004,

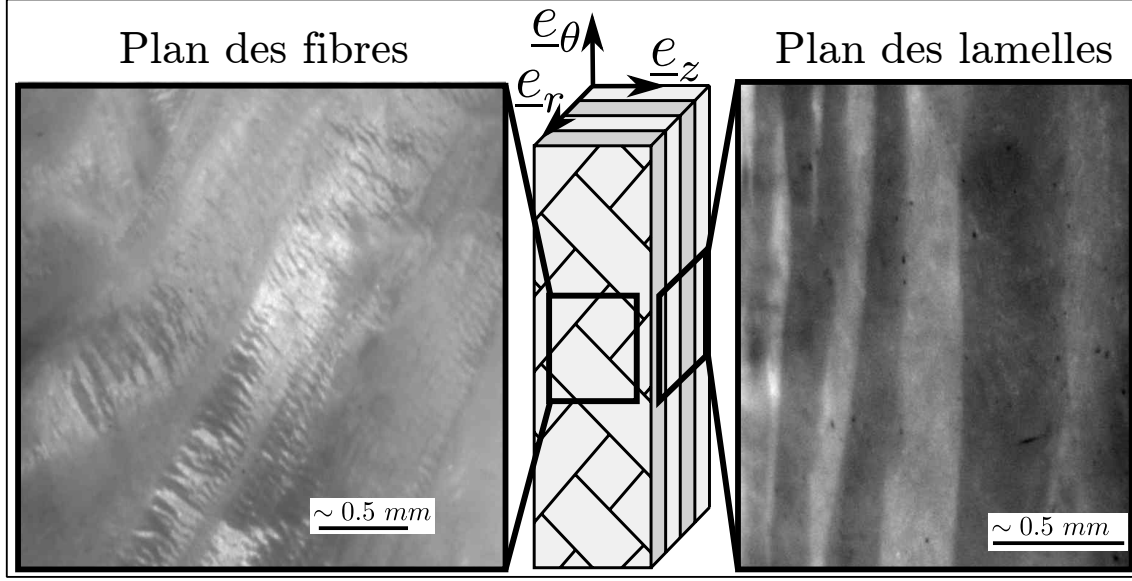


FIGURE 2.12 – Images du tissu dans les plans transverses.

	Épaisseur des bandes [mm]	Épaisseur des lamelles [mm]	Angle des fibres [°]
Cochon	4.64 (± 0.62)	0.68 (± 0.1)	36.1 (± 2.65)
Humain	3.97 (± 0.73)	0.75 (± 0.15)	36.9 (± 4.45)

TABLE 2.2 – Paramètres macroscopiques de la structure du tissu (intervalle de confiance : 95%).

[Inoue, 1981, Iatridis et al., 2005]. Il est important de garder à l'esprit ces dimensions en tête pour pouvoir interpréter au mieux les champs présentés dans la partie suivante.

Les images ne comportent que la partie centrale de l'éprouvette pour augmenter la résolution dans les directions transverses et éviter les effets de bords dus principalement au collage sur les porte-échantillons. Ainsi, cette méthode se focalise en moyenne sur une zone de 62% des plans transverses de l'éprouvette.

L'analyse d'images

Le principe est de déterminer la correspondance d'une image non déformée à une déformée pour en extraire le déplacement. Le tenseur des déformations, $\underline{\underline{E}}$, est alors calculé à partir du déplacement par la formulation de Green-Lagrange définit par :

$$\underline{\underline{E}} = \frac{1}{2} \left(\underline{\underline{\nabla u}}^T + \underline{\underline{\nabla u}} + \underline{\underline{\nabla u}}^T \cdot \underline{\underline{\nabla u}} \right) \quad (2.1)$$

où $\underline{u}$ est le déplacement local.

Lorsque des méthodes de corrélation d'images sont utilisées, le contraste des images est généralement augmenté artificiellement en utilisant des projections de peinture [Han et al., 2012] ou un seuillage des niveaux de gris [Guerin and Elliott, 2006, 2007]. Ces techniques permettent d'obtenir des images avec des motifs contrastés et aléatoires. L'utilisation d'un

moucheti (projections de peinture) reste délicate sur des tissus biologiques immergés dans une solution physiologique. Les interactions chimiques des marqueurs à la fois avec le tissu et l'environnement peuvent perturber la mesure surtout lors d'un test de longue durée.

Le choix s'est donc porté sur de la corrélation d'images utilisant le contraste naturel du tissu et les caméras 14 *bits* permettent d'obtenir une meilleure définition. De plus, la zone de recherche a été volontairement augmentée ($0.36 \times 0.36 \text{ mm}^2$) pour obtenir de meilleurs résultats de corrélation, impliquant une augmentation du coût de calcul. La fenêtre de corrélation a dû être limitée à $0.18 \times 0.18 \text{ mm}^2$ pour obtenir un nombre de points de mesure convenable avec des résultats satisfaisants.

D'autre part, à cause des grandes déformations mesurées localement, le fait de garder l'image initiale pour référence est quasi impossible sans rapidement perdre de nombreux points de la grille initiale. Ainsi, l'actualisation de l'image de référence à chaque pas est une alternative pour garder un maximum de points, mais cela implique que les erreurs de mesure par rapport à l'image initiale sont cumulées à chaque mise à jour de cette dernière.

2.2.5 La Bibliothèque d'Analyse de Mesures Expérimentales (BAME)

Cet ensemble de mesures représente alors pour chaque éprouvette une grande quantité de données nécessitant une gestion rigoureuse pour les exploiter au mieux. C'est pourquoi, une série d'outils (la *BAME*) a été utilisée pour traiter et comparer les divers formats de données obtenus.

Les données expérimentales ont été organisées pour permettre une comparaison rapide et efficace des différents essais. La structuration utilisée est issue d'un travail réalisé par l'équipe *Assemblages Soudés (AS)* qui a développé une *Bibliothèque d'Analyse de Mesures Expérimentales (BAME)* répondant aux critères de :

- portabilité (utilisable sur tous les systèmes d'exploitation),
- interactivité,
- extensibilité (facilement modifiable),
- gestion de tous types de signaux (analogiques, images),
- gestion des fichiers volumineux,
- lien avec les outils numériques d'analyse scientifique.

Cet outil, propre aux expérimentations de soudage [Chapuis, 2011] a été remanié pour permettre de traiter les données expérimentales biomécaniques (Annexe B). Ainsi, en déclarant une expérience dans cette bibliothèque, il devient très facile d'en extraire une partie ou la totalité des informations et de les comparer à tous les autres essais. Étant développée sous *Python*, l'analyse et la gestion des données expérimentales habituellement pénibles et fastidieuses deviennent très facilement automatique et rapide.

L'ensemble des résultats présentés dans la section suivante ainsi que les résultats du chapitre 3 suivant sont issus de l'utilisation de cet outil.

2.3 Résultats expérimentaux

Les résultats sont présentés en 4 étapes mettant en évidence successivement les erreurs de mesures et les trois tests (cyclique, de relaxation et chimio-mécanique). Le conditionnement n'est volontairement pas décrit car ces résultats sont moins riches et très similaires à ceux du test cyclique. Les deux groupes d'échantillons (porcins et humains) sont présentés

simultanément pour simplifier la lecture et la comparaison. Ainsi, toutes les figures présenteront les deux familles avec sur la gauche les données issues d'éprouvettes de cochon et sur la droite celles issues de tissus humains.

Avant de présenter les résultats de chaque test, une estimation des erreurs de mesures est nécessaire pour pouvoir interpréter au mieux les résultats.

2.3.1 Erreurs de mesures

Trois types de mesures sont réalisées au cours des essais : environnement (température, pH et conductivité), force et déformations sur une période de 7 à 8 h.

Le pilotage de la machine de traction est réalisé par un logiciel commercial *Nexygen* conférant une liberté relative lors de l'acquisition. Sur de longues durées, la mesure du capteur de force peut alors être entachée d'erreurs dues à l'environnement même de la machine ou à sa gestion des données. C'est pourquoi, une mesure sur une longue durée a été réalisée (Figure 2.13) avec un poids du même ordre de grandeur que les échantillons. Sur une

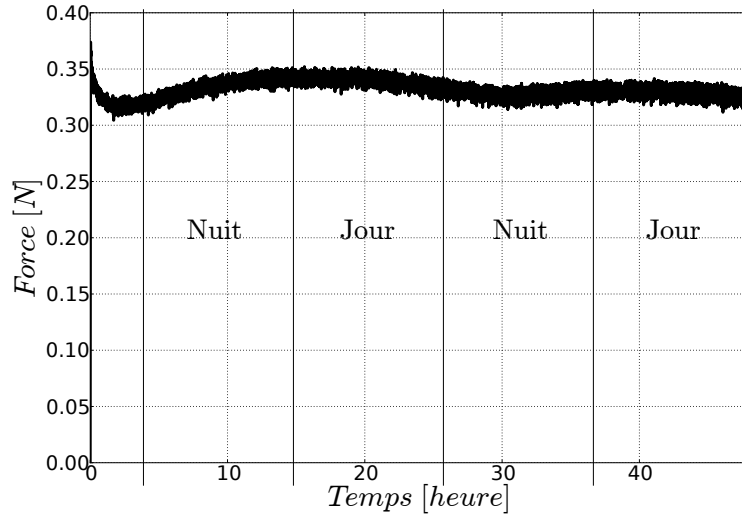


FIGURE 2.13 – Courbe de force en fonction du temps représentant la sensibilité du capteur aux mesures de longue durée.

période de 48 heures, des erreurs de mesures de l'ordre de $\Delta F = 0.05 \text{ N}$ ($F_{min} = 0.3 \text{ N}$ et $F_{max} = 0.35 \text{ N}$) sont obtenues. Ces perturbations sont certainement dues au changement de température de la pièce entre le jour et la nuit. Ainsi, durant les périodes de jour l'amplitude d'erreur est de $\Delta F = 0.025 \text{ N}$ environ. Ces erreurs peuvent être non-négligeables par rapport aux mesures réalisées sur les tissus ($F_{\theta\theta} \sim 1.96 \text{ N}$) et d'autant plus importantes pour les échantillons les moins rigides. Un capteur avec une précision supérieure et un environnement de la machine de traction contrôlé en température pourraient permettre de diminuer ce bruit de mesure.

Lors de la mesure des déformations par corrélation d'images, des erreurs peuvent être dues à la technique d'acquisition et à la qualité des images. Le fait que le chemin optique traverse 4 environnements différents (objectif, air, verre, solution physiologique) induit des distorsions optiques à l'origine d'erreurs de mesure des déplacements. Pour estimer les

erreurs en globalité, une éprouvette de tissu dans les conditions de test standard (immergée dans une solution physiologique à 37°C) a été utilisée pour réaliser un mouvement de solide rigide. Les déformations obtenues à la fin de ce test sont donc uniquement liées aux distorsions du système optique, à la qualité du mouchetis naturel et à la méthode de calcul. Les amplitudes d'erreur obtenues dans les deux plans et les deux directions sont données dans le tableau 2.3. Après l'étude des premières données du tissu, des erreurs de mesure

	$E_{rr}^{lamelle}$	$E_{\theta\theta}^{lamelle}$	$E_{\theta\theta}^{fibre}$	E_{zz}^{fibre}
Amplitude d'erreur en déformation [%]	$[-0.37, 0.65]$	$[-0.82, 0.58]$	$[-0.22, 0.29]$	$[-0.44, 0.75]$

TABLE 2.3 – Amplitude d'erreurs de mesure des déformations globales.

peuvent aussi être dues à des déplacements hors plan, car des gonflements et contractions volumiques de l'ordre de 10% sont observés. Ainsi, en utilisant la même méthode avec un mouchetis artificiel connu, une calibration des erreurs dues au déplacement hors plan a été réalisée. Connaissant le gonflement et la contraction maximum du tissu, l'erreur maximale a été estimée à 0.09% en déformation. Cet ensemble de perturbations crée donc des erreurs assimilables à bruit de mesure aléatoire sur les champs. C'est pourquoi, un filtrage basé sur un algorithme de *Savitsky-Golay* a été appliqué sur chacun des champs, en utilisant une fonction d'ordre deux et une fenêtre de filtrage de 5×5 points. Les nombres de points de mesure finaux dans les plans des fibres et des lamelles sont résumés dans le tableau 2.4.

	Plan des fibres	Plan des lamelles
Cochon	308 ± 23	301 ± 37
Humain	271 ± 91	342 ± 49
Ensemble	295 ± 32	315 ± 29

TABLE 2.4 – Nombres de points de mesure de la corrélation d'image par plan (intervalle de confiance : 95%).

La sensibilité de mesure ayant été décrite, les résultats vont à présent être décrits pour chacune des phases de l'essai dans l'ordre chronologique.

2.3.2 Le test cyclique

Ce test comprend 10 cycles de chargement pilotés en déplacement suivi par un équilibrage poro-mécanique d'une heure. Par contre, les valeurs moyennes des déformations transverses sont décrites sur une série de 4 éprouvettes représentatives de la gamme de comportements observés.

Déformations locales

Les champs de déformations obtenus dans les deux plans transverses sont présentés sur les figures 2.14 à 2.17. Ils sont superposés aux images du tissu et la grille blanche donne la déformation globale du maillage et la position des points de mesure.

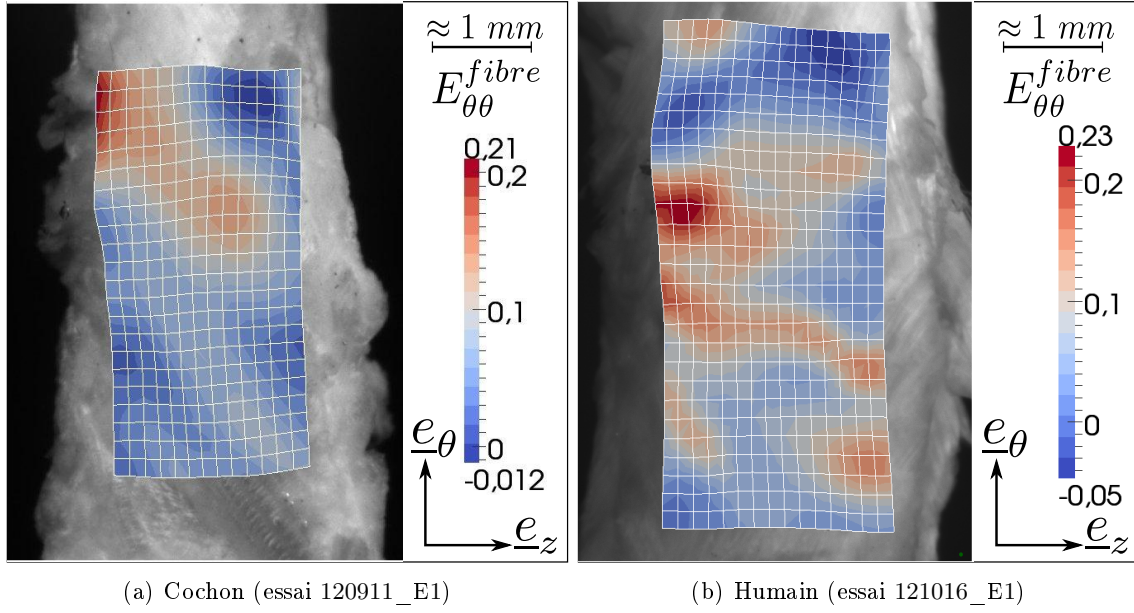


FIGURE 2.14 – Champs de déformations circonférentielles dans le plan des fibres pour une déformation macroscopique imposée de 10%.

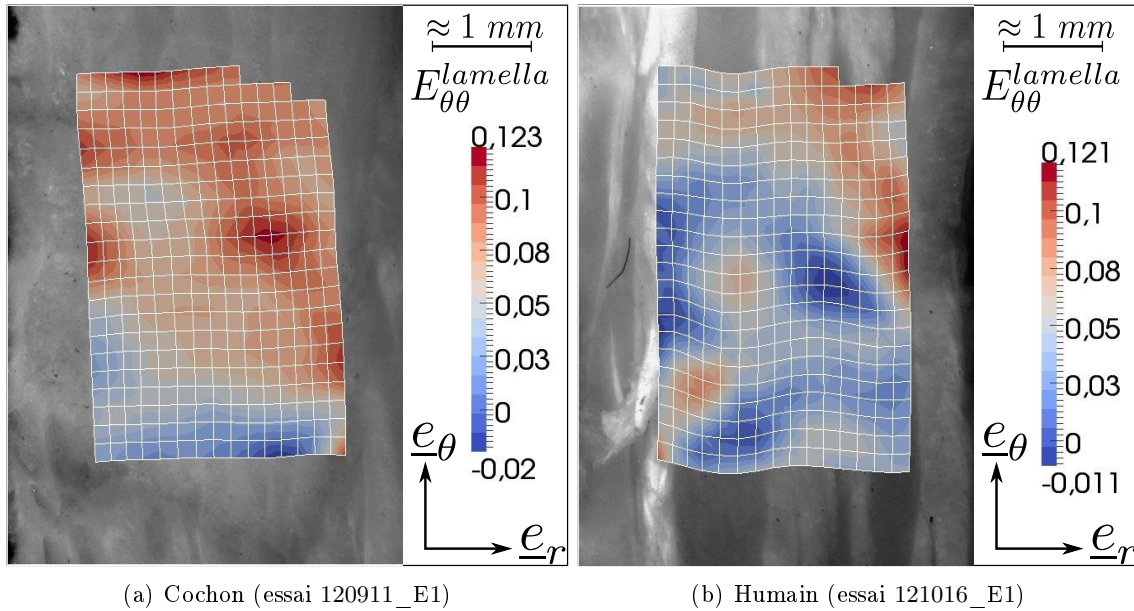


FIGURE 2.15 – Champs de déformations circonférentielles dans le plan des lamelles pour une déformation macroscopique imposée de 10%

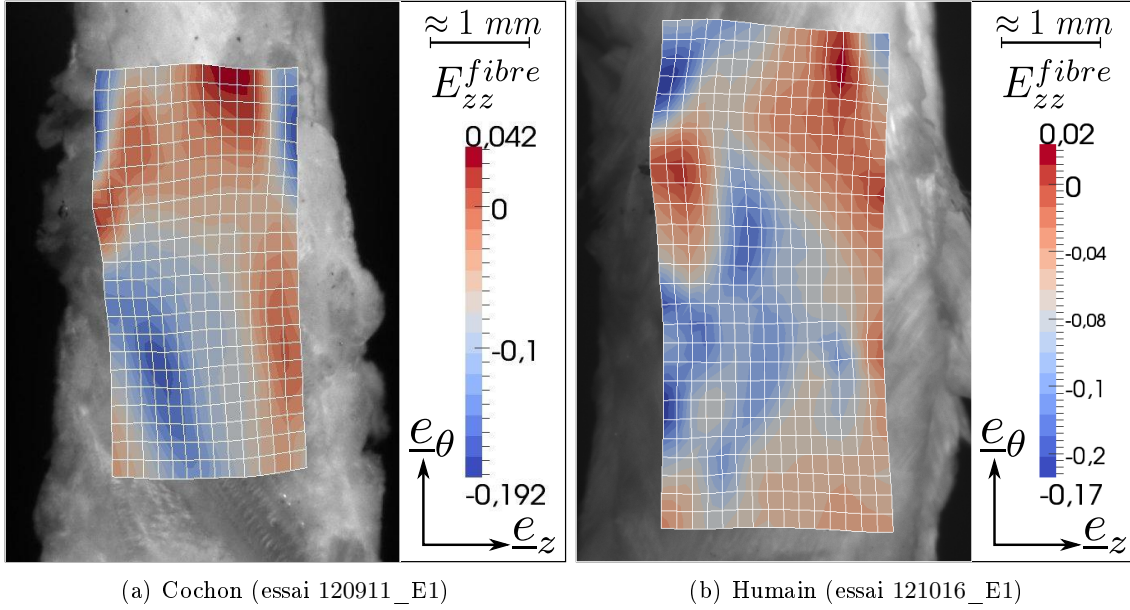


FIGURE 2.16 – Champs de déformations dans la direction verticale pour une déformation macroscopique imposée de 10%.

Les champs de déformations dans la direction de chargement (circonférentielle) (figures 2.14 et 2.15) apparaissent très fortement hétérogènes et ne présentent pas de tendance particulière. Sur les champs présentés, les valeurs de déformations locales sont comprises entre 0% et 20% chez le cochon et 0% et 16% chez l'humain, alors que les déformations imposées macroscopiquement sont de 10%. La valeur moyenne reste alors cohérente mais cela signifie que le tissu présente des localisations de déformations importantes. Par rapport à l'ensemble des essais, la même observation peut être faite avec des valeurs locales allant jusqu'à 30% chez le cochon et 55% chez l'humain. De plus, l'amplitude est généralement plus faible dans le plan des lamelles (Figure 2.15) que dans le plan des fibres (Figure 2.14). Ces effets de localisation peuvent provenir de la micro-structure car le maillage des points de la corrélation d'images est à la même échelle que les épaisseurs des bandes de collagène et des lamelles (Tableau 2.2).

Le comportement transverse de ces mêmes essais dans les directions verticale, E_{zz} dans le plan des fibres, et radiale, E_{rr} dans le plan des lamelles, est donné sur les figures 2.16 et 2.17. Les déformations transverses dans le plan des fibres apparaissent aussi avec de fortes amplitudes et hétérogénéités. Quelque soit l'origine, le tissu se contracte globalement dans cette direction lors du chargement (Figure 2.16). Dans le plan des lamelles, le champs de déformations radiales (Figure 2.17) révèle clairement des bandes verticales de gonflement ou de moindre compression proches du centre de l'éprouvette chez le cochon et localisées sur des lamelles chez l'humain. Contrairement aux autres champs, les déformations transverses dans le plan des lamelles mettent en évidence un phénomène macroscopique qui pourrait ne pas être seulement due à la micro-structure. Considérant les 29 éprouvettes d'essais, 12 chez le cochon présentent un tel comportement et 4 chez l'humain atteignent respectivement +42% et +17%.

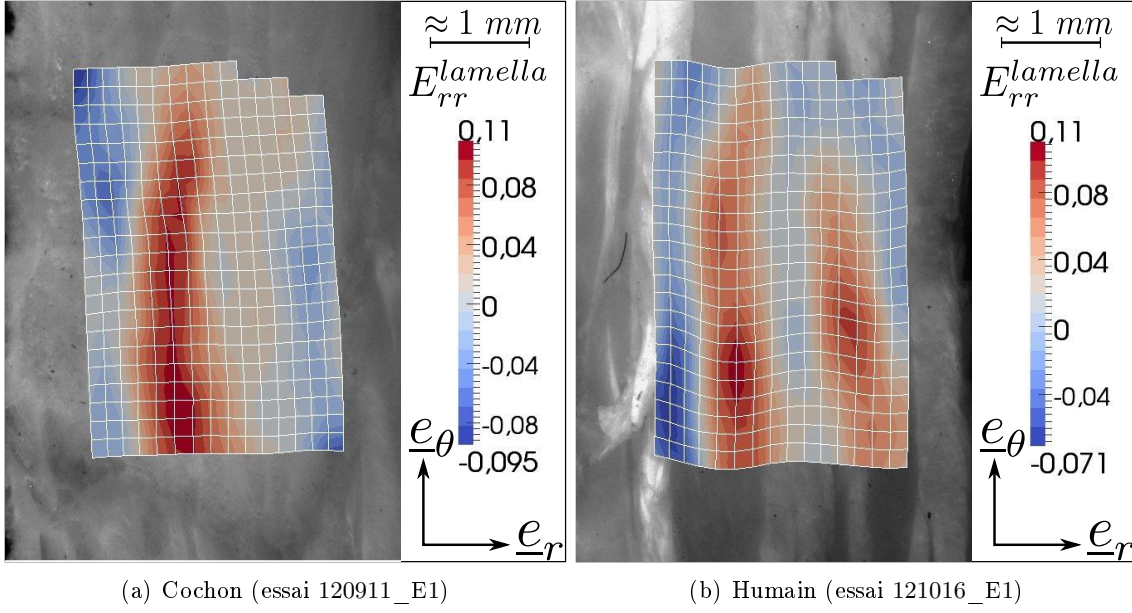


FIGURE 2.17 – Champs de déformations dans la direction radiale pour une déformation macroscopique imposée de 10%.

Contraintes

La machine de traction pilotée en déplacement mesure des valeurs de force permettant de tracer les courbes classiques de contrainte (**Piola-Kirchhoff 1**)/déformation (Figure 2.18). Elles présentent un comportement non-linéaire avec un hystérésis non-négligeable lors des cycles de chargement. Ces effets sont présents sur toutes les éprouvettes sans exception avec des valeurs de contraintes maximales plus importantes chez l'humain que chez le cochon (Tableau 2.5).

	$\sigma_{\theta\theta}^{max} [MPa]$
Cochon	0.095 ± 0.034
Humain	0.177 ± 0.072
Ensemble	0.123 ± 0.034

TABLE 2.5 – Contraintes maximales lors des tests cycliques (intervalle de confiance : 95%).

Au cours des cycles, la valeur maximale de la contrainte tend à diminuer et le comportement hystérétique, toujours présent, en fait de même comme l'illustre la figure 2.18. Au minimum cinq cycles sont nécessaires pour atteindre le régime permanent et obtenir un comportement relativement constant. Cette décroissance traduit un effet transitoire du matériau observable en contrainte sur toutes les éprouvettes avec une variabilité relativement importante visible sur la figure 2.19.

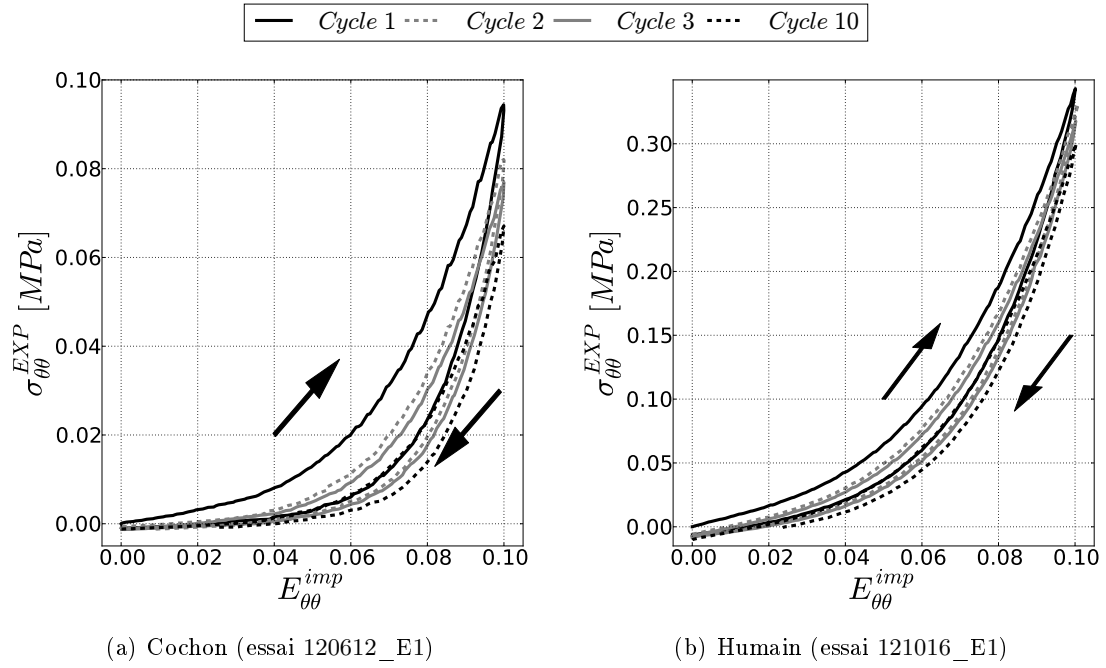


FIGURE 2.18 – Accommodation sur les trois premiers cycles ainsi que le dernier.

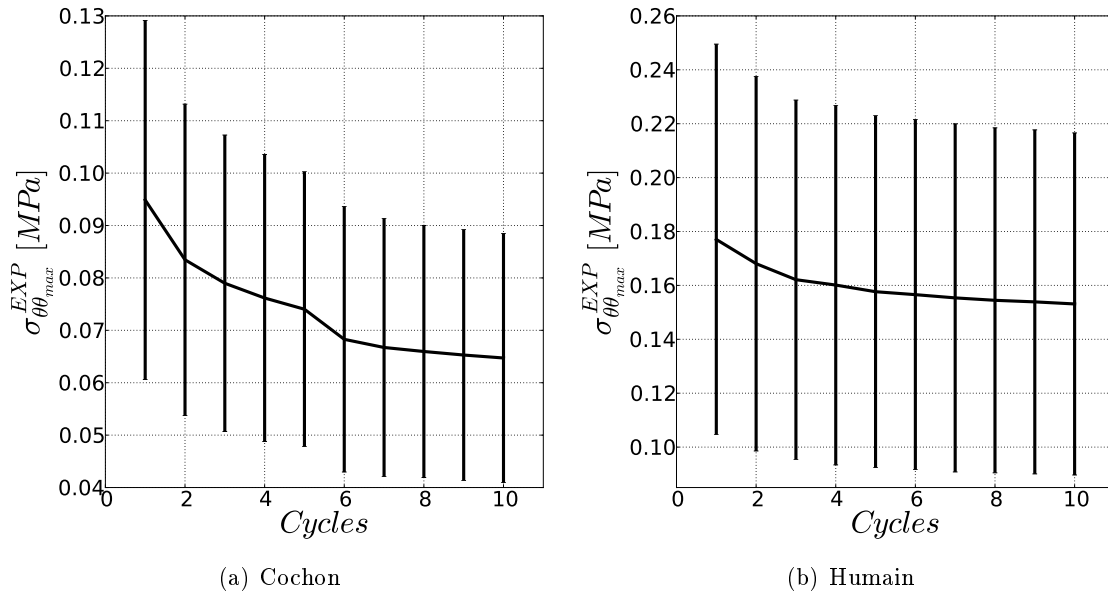


FIGURE 2.19 – Évolution de la contrainte maximale au cours des cycles (intervalle de confiance : 95%).

Ce processus d'accommodation au cours des cycles (Figure 2.18) est habituellement associé à un endommagement de la micro-structure tel que l'effet *Mullins* pour les élastomères [Mullins, 1969]. Ainsi, pour caractériser cette accommodation, l'énergie mécanique dissipée au cours du cycle représente un indicateur potentiel, défini par :

$$E_d = \frac{1}{V} \int_{cycle} \sigma_{\theta\theta} dE_{\theta\theta} \quad (2.2)$$

Pour tenir compte de la variabilité des dimensions des éprouvettes (Tableau 2.1), l'énergie est normalisée par le volume (Équation 2.2). En moyenne, à l'échelle des deux groupes d'échantillons, l'énergie volumique dissipée décroît au fur et à mesure des cycles (Figure 2.20) mettant en évidence une phase de transition sur 5 cycles environ. En comparant

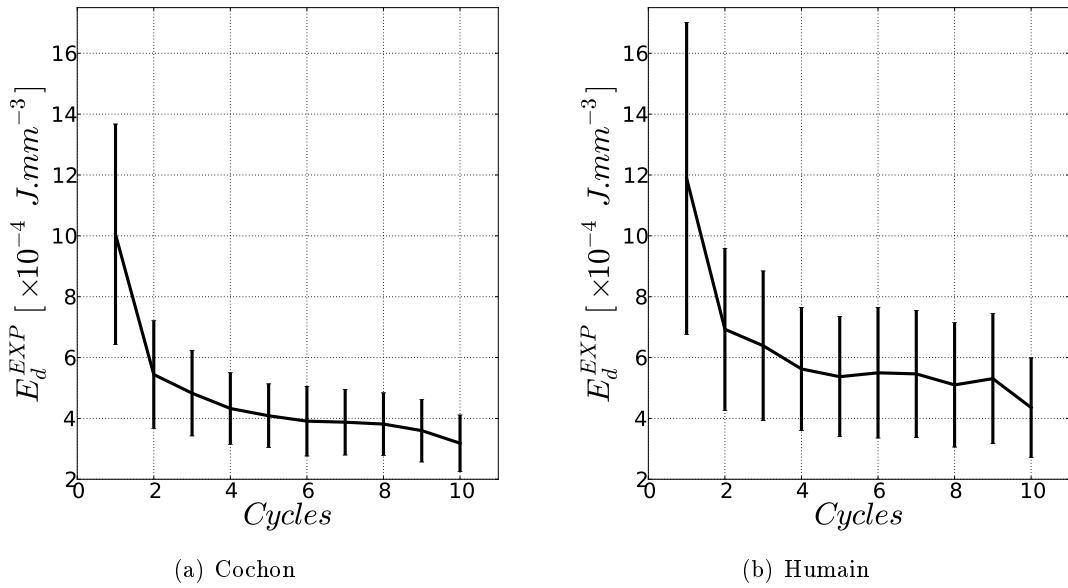


FIGURE 2.20 – Évolution de l'énergie volumique dissipée au cours des cycles (intervalle de confiance : 95%).

la diminution d'énergie volumique dissipée à la diminution de contrainte maximale au cours des cycles, l'intervalle de confiance est fortement diminué traduisant la pertinence de cet indicateur. L'énergie dissipée par le tissu humain est légèrement plus importante que chez le cochon mais l'ordre de grandeur est identique et l'amplitude de diminution entre le premier et le dernier cycle est similaire $\Delta E_d \approx 7 \times 10^{-4} J \cdot mm^{-3}$.

À présent, si l'étude se focalise sur la valeur de contrainte à la fin de chaque cycle (Figure 2.21), celle-ci diminue légèrement au fur et à mesure des cycles. Il est difficile de dire si cela vient du comportement du matériau ou d'erreurs du capteur mais ce phénomène est présent sur toutes les éprouvettes durant le test cyclique et durant le conditionnement. De plus, une phase de transition apparaît (Figure 2.22) au cours de l'équilibre poro-mécanique imposé entre le test cyclique et le test de relaxation (Section 2.2.3). Étant donné la contrainte négative obtenue à la fin des cycles (Figure 2.21), elle tend à remonter durant la phase d'équilibrage sans toutefois revenir systématiquement à 0 MPa. Ces deux dernières observations sont fortement bruitées par les erreurs du capteur, ainsi leur signification reste relative mais pourraient conforter l'hypothèse d'un comportement visqueux du tissu.

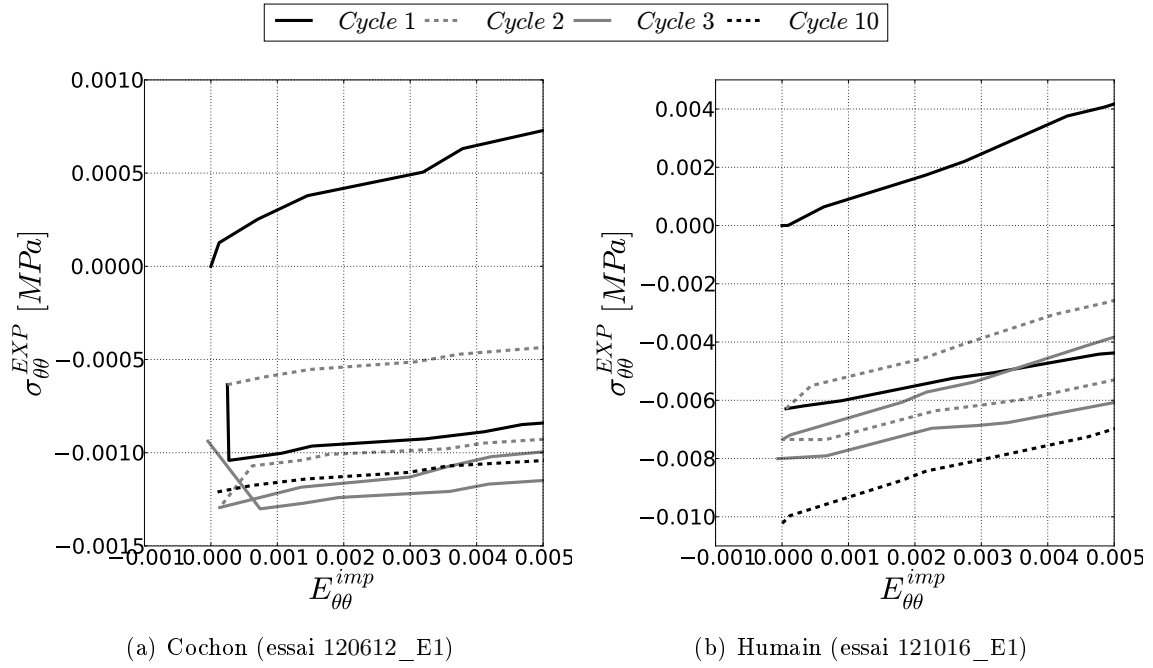


FIGURE 2.21 – Diminution de la valeur de contrainte initiale au cours des cycles.

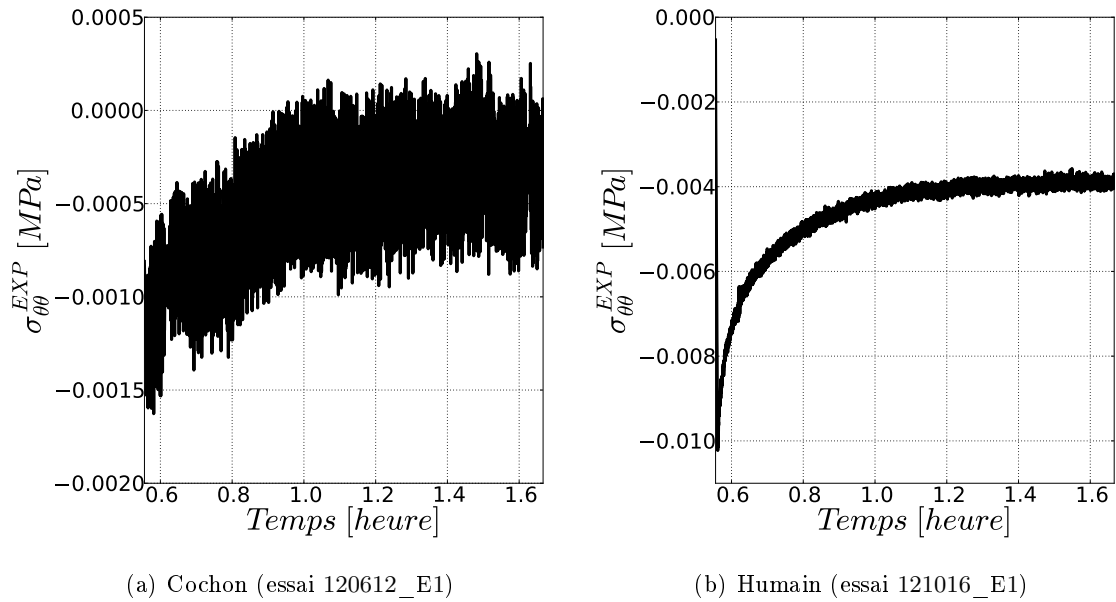


FIGURE 2.22 – Phase de transition de la contrainte au cours de l'équilibrage poro-mécanique.

Déformations moyennes

Bien qu'ayant un grand nombre de données grâce à la corrélation d'images, elles constituent aussi une source de difficultés. Les fortes hétérogénéités observées dans les champs précédents mettent en avant des effets de localisation liés à la microstructure et au comportement complexe du tissu. L'objectif global se situant à l'échelle macroscopique, la moyenne des déformations pourrait être plus adaptée.

Dans la direction circonférentielle, les déformations moyennes devraient être proches de la valeur imposée. Or, il est très rare d'avoir des valeurs similaires comme l'illustre la figure 2.23 où les déformations circonférentielles moyennes dans les deux plans du tissu sont représentées. Il est fréquent d'obtenir des déformations circonférentielles dans le plan des fibres supérieures à celles du plan des lamelles. Sur l'ensemble des éprouvettes, les maximums de déformation vont de 3 % à 25 % chez le cochon et de 3 % à 16 % pour l'humain. En considérant les erreurs de mesure et l'hétérogénéité des champs obtenus précédemment, cette différence ne peut qu'être due à des localisations de déformations hors champ de mesure, étant donné que seulement 62% de l'éprouvette est prise en compte. C'est pourquoi par la suite, lorsque des déformations circonférentielles sont utilisées pour présenter des résultats, sauf contre indication, il s'agira des déformations de l'ingénieur imposées et non mesurées, $E_{\theta\theta}^{imp}$.

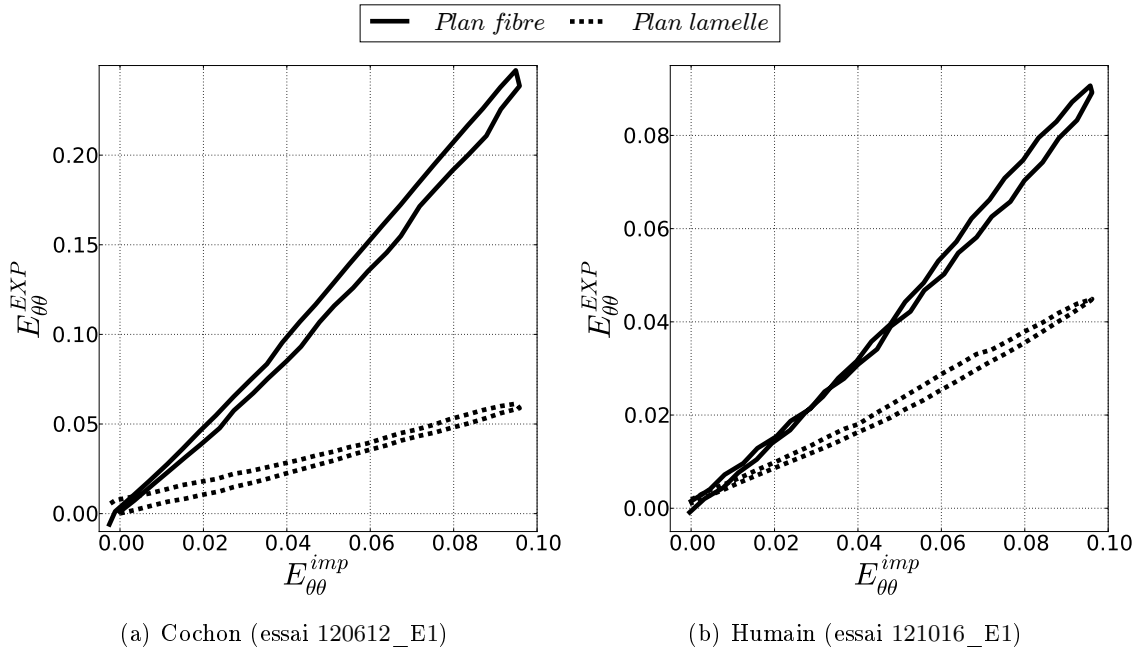
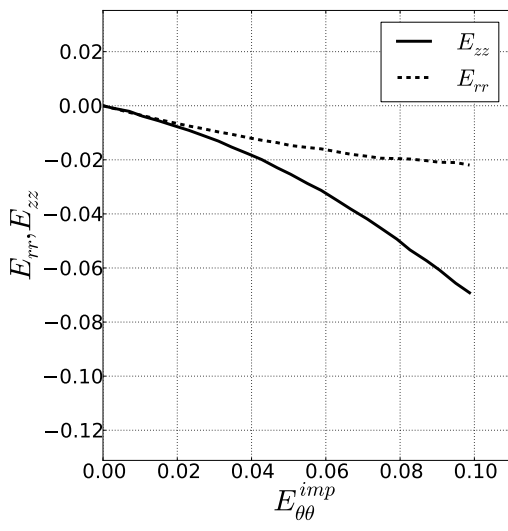


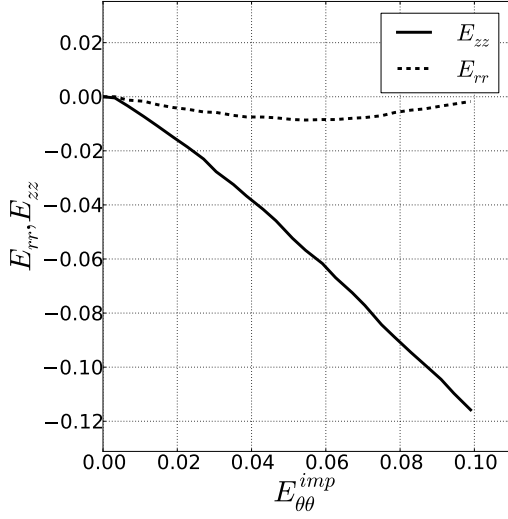
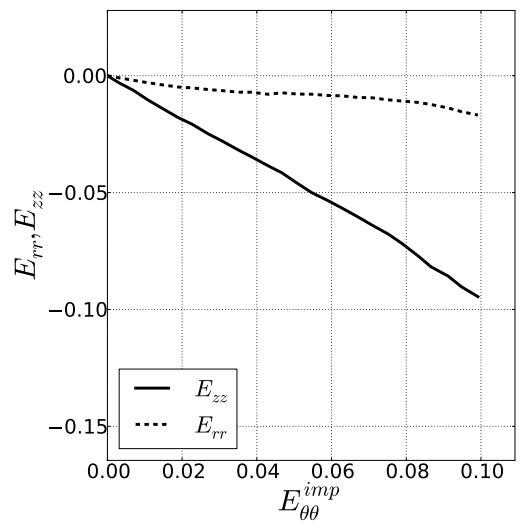
FIGURE 2.23 – Déformations circonférentielles mesurées dans les deux plans transverses en fonction de la déformation imposée.

Pour présenter les déformations transverses, 4 cas représentatifs ont été sélectionnés pour donner un aperçu global des comportements observés sur les deux familles d'échantillons. Les évolutions des déformations transverses, E_{zz} dans le plan des fibres et E_{rr} dans le plan des lamelles, sont données en fonction des déformations circonférentielles imposées $E_{\theta\theta}^{imp}$ sur la figure 2.24.



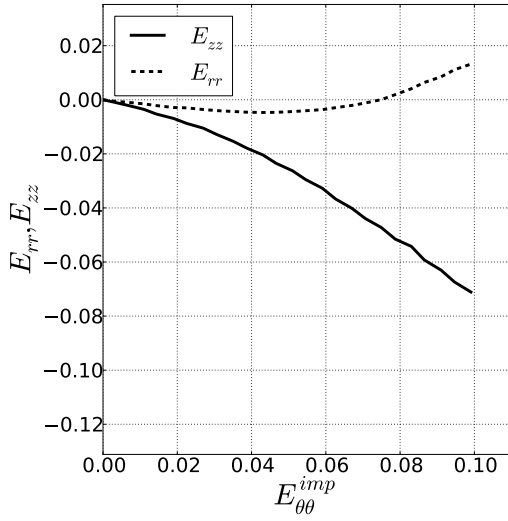
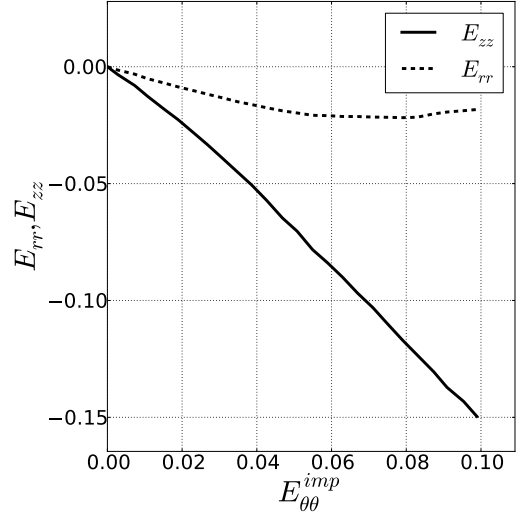
Cas A

essais :
 $\leftarrow$ 120906_E1
 121204_E1 $\rightarrow$



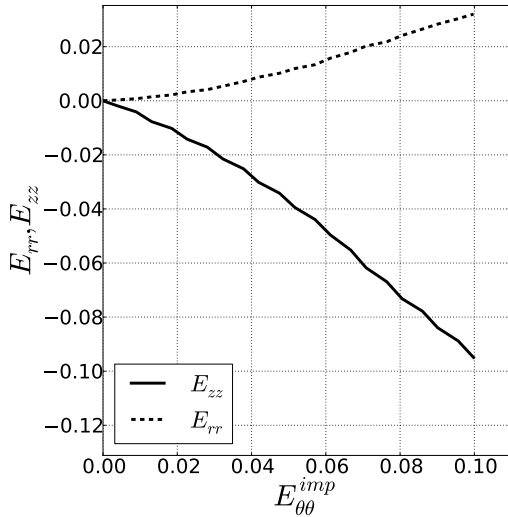
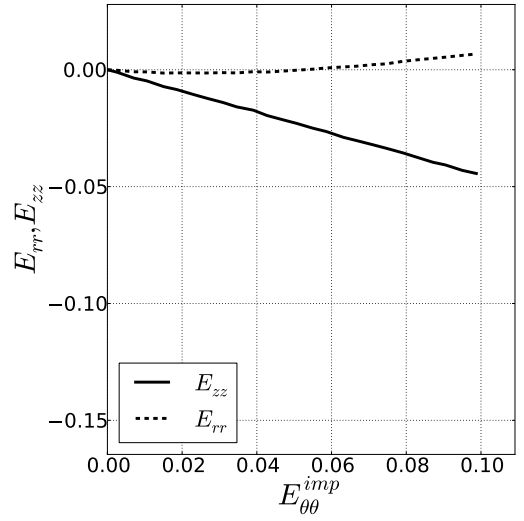
Cas B

essais :
 $\leftarrow$ 120612_E1
 121023_E1 $\rightarrow$



Cas C

essais :
 $\leftarrow$ 120911_E1
 121123_E1 $\rightarrow$



Cas D

essais :
 $\leftarrow$ 120724_E1
 121016_E1 $\rightarrow$

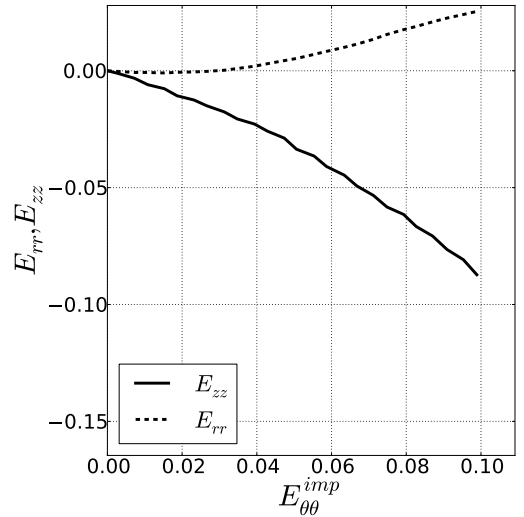


FIGURE 2.24– Déformations moyennes verticale et radiale en fonction de la déformation circonférentielle imposée au cours du chargement du premier cycle.

Les cas extrêmes A et D, présents sur la figure 2.24, donnent les limites entre lesquelles l'ensemble des essais est compris, alors que les deux autres (B et C) représentent des cas intermédiaires. Même si la signification du coefficient de Poisson est critiquable pour des matériaux non-linéaires, une valeur apparente peut être considérée en prenant la valeur sécante par :

$$\nu_{\theta r} = -\frac{E_{rr}}{E_{\theta\theta}} \quad \nu_{\theta z} = -\frac{E_{zz}}{E_{\theta\theta}} \quad (2.3)$$

Pour le cas A (Figure 2.24), un rétrécissement transverse est observé dans les deux plans. Au début du test chez le cochon, les deux déformations coïncident avec une pente à l'origine de l'ordre de -0.5 ($\nu_{\theta r} \approx \nu_{\theta z} \approx 0.5$) ce qui correspond à un comportement isotrope homogène incompressible du matériau. Cette phase traduit la réponse de la matrice isotrope imprégnant les fibres qui ne sont pas encore sollicitées et ne participent donc pas au comportement mécanique. Progressivement, alors que les fibres se tendent et jouent un rôle prédominant à l'échelle macroscopique, la courbe des déformations verticales, E_{zz} , fléchit légèrement vers le bas alors que les déformations radiales, E_{rr} , tendent vers une valeur constante de l'ordre de 2% pour les échantillons porcins et humains. Dans le cas B (Figure 2.24), les changements de pente des courbes sont plus marqués et apparaissent plus tôt. Cela conduit à une pente positive dans l'évolution des déformations radiales, E_{rr} , en fin de chargement et donc à un passage d'une contraction à un gonflement, dans le plan des lamelles. Ce comportement est encore plus marqué dans le cas C (Figure 2.24) où les déformations finales sont positives. Pour le cas extrême D (Figure 2.24), le gonflement dans le plan des lamelles précédemment observé apparaît dès le début du test et atteint 2.5% à la fin du chargement pour les deux types de tissu. Chacun des 4 cas met en évidence le fait que le comportement transverse dans le plan des fibres est similaire pour tous les échantillons. Le maximum de déformation moyenne mesuré peut différer d'une éprouvette à l'autre, cependant l'évolution globale est faiblement non-linéaire et présente un fort rétrécissement. Le coefficient de Poisson apparent est de l'ordre de 1 ($0.8 \leq \nu_{\theta z} \leq 1.1$ chez le cochon et $0.5 \leq \nu_{\theta z} \leq 1.5$ chez l'humain) sortant ainsi de la gamme de valeurs classiques des matériaux homogènes isotropes et se rapprochant des matériaux composites à fibres longues. À l'opposé, le plan des lamelles, E_{rr} , présente une large gamme de comportements transverses fortement non-linéaires. En particulier, le changement de pente du rétrécissement au gonflement est inhabituel. Cette transition apparaît généralement de manière simultanée avec le léger changement de pente des déformations verticales moyennes.

Au cours des cycles, le comportement transverse présente aussi une phase d'accommodation nécessitant environ 5 cycles pour se stabiliser comme le présente la figure 2.25 sur les trois premiers cycles. Cette adaptation peut avoir deux origines : un endommagement du tissu au cours des cycles entraînant des déformations permanentes d'où le non-recouvrement entre la charge et la décharge, ou bien elle traduit le comportement visqueux du tissu.

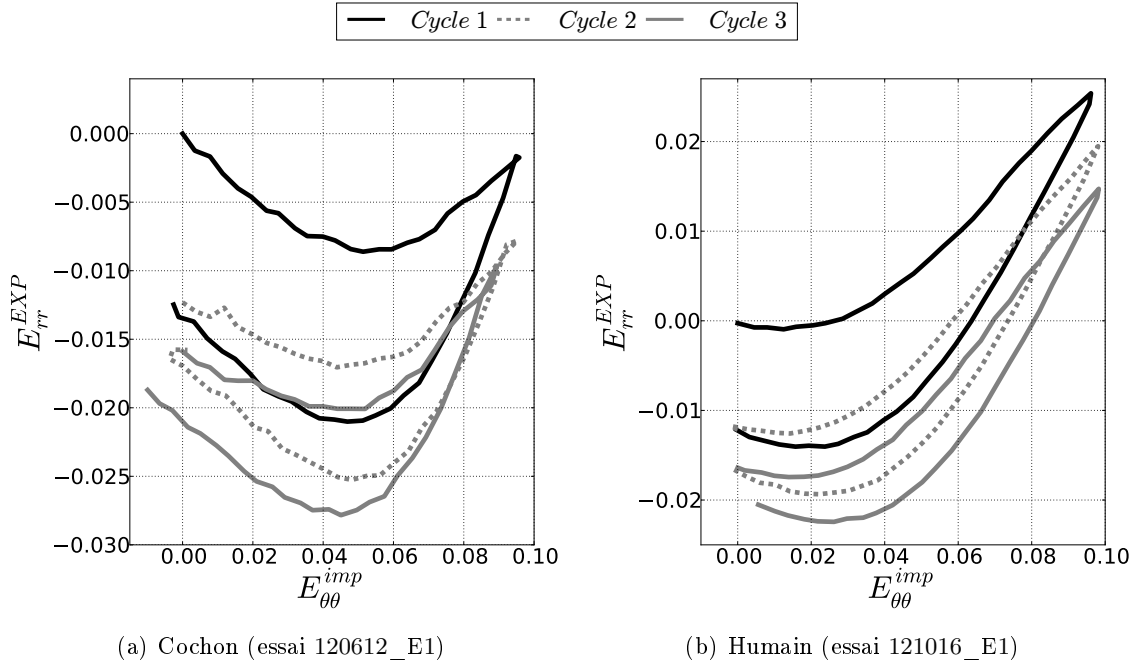


FIGURE 2.25 – Déformation radiale moyenne au cours des trois premiers cycles en fonction des déformations imposées.

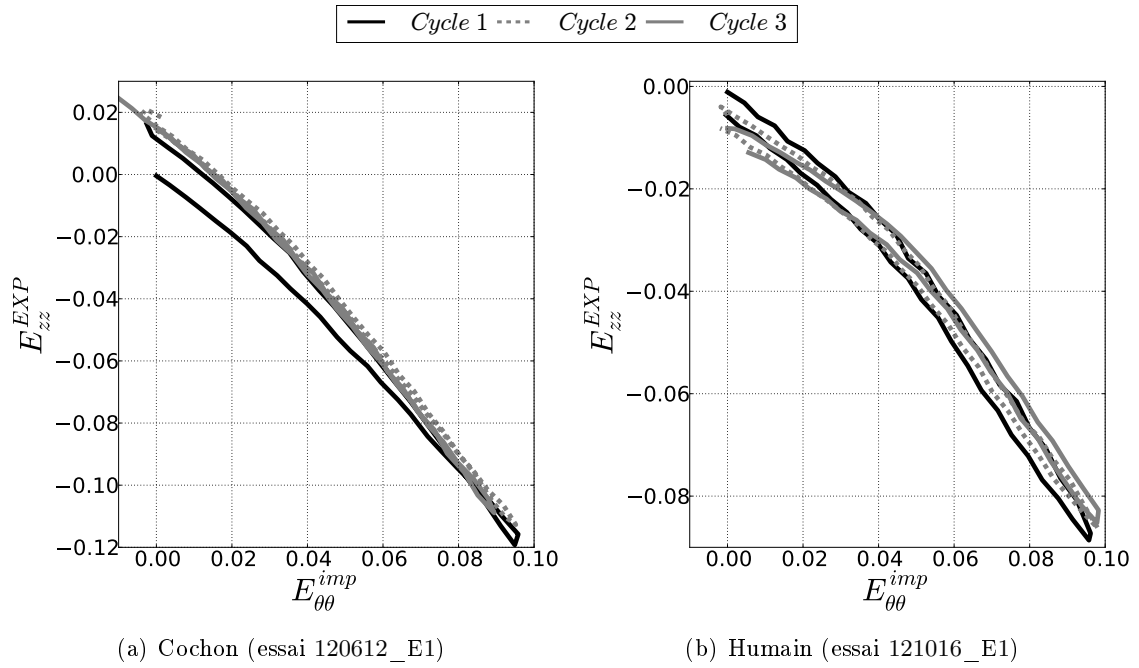


FIGURE 2.26 – Déformation verticale moyenne au cours des trois premiers cycles en fonction des déformations imposées.

2.3.3 Le test de relaxation

Ce test est divisé en deux étapes : le chargement mécanique et la relaxation. Ainsi, la réponse du tissu est étudiée pour un déplacement imposé correspondant à 10% de déformation pendant en moyenne une heure et vingt minutes. De même que pour les tests précédents, deux éprouvettes significatives seront présentées en déformations locales et 4 échantillons (identiques à ceux du test cyclique) permettront d'illustrer la gamme de comportements en contrainte et en déformations transverses.

Dans cette partie, ainsi que celle à venir sur l'influence de l'environnement, une fonction exponentielle est utilisée dans une méthode inverse pour obtenir de manière systématique les amplitudes et temps caractéristiques des effets transitoires observés, dont les valeurs sont résumées dans l'Annexe C.

Contraintes

Au cours de la phase de chargement ($t < 100s$), le comportement non-linéaire du tissu apparaît à nouveau avec des valeurs similaires au test cyclique. Toutefois, comme l'illustrent les valeurs moyennes de contrainte maximales du tableau 2.6, elles sont systématiquement supérieures à celles des cycles.

	$\sigma_{\theta\theta_{relax}}^{max} [MPa]$
Cochon	0.105 ± 0.039
Humain	0.185 ± 0.078
Ensemble	0.143 ± 0.042

TABLE 2.6 – Contrainte maximale lors du test de relaxation (intervalle de confiance : 95%).

La relaxation ($t > 100s$) met en évidence une forte adaptation du tissu. Les résultats de la méthode inverse (Tableau C.1) donnent des temps caractéristiques moyens de l'ordre de 141 à 390 s respectivement pour le cochon et l'humain. L'amplitude de relaxation est comprise entre 47 et 67% respectivement chez l'homme et le cochon avec des intervalles de tolérance (à 95%) de l'ordre de 6% au maximum. Cela traduit une tendance commune, quelque soit le tissu et son état initial, à relaxer avec une bonne répétabilité. La variation entre les deux types de tissus peut être liée à une diminution de perméabilité des tissus humains étant donné leur maturité (81.2 ans). Ainsi, le temps nécessaire pour atteindre l'équilibre poro-mécanique est plus long et les amplitudes de diminution de contrainte plus faibles.

Cette adaptation pour un déplacement imposé est certainement dû à des transferts de fluide au sein de la matrice solide qui se répercutent sur les déformations du tissu.

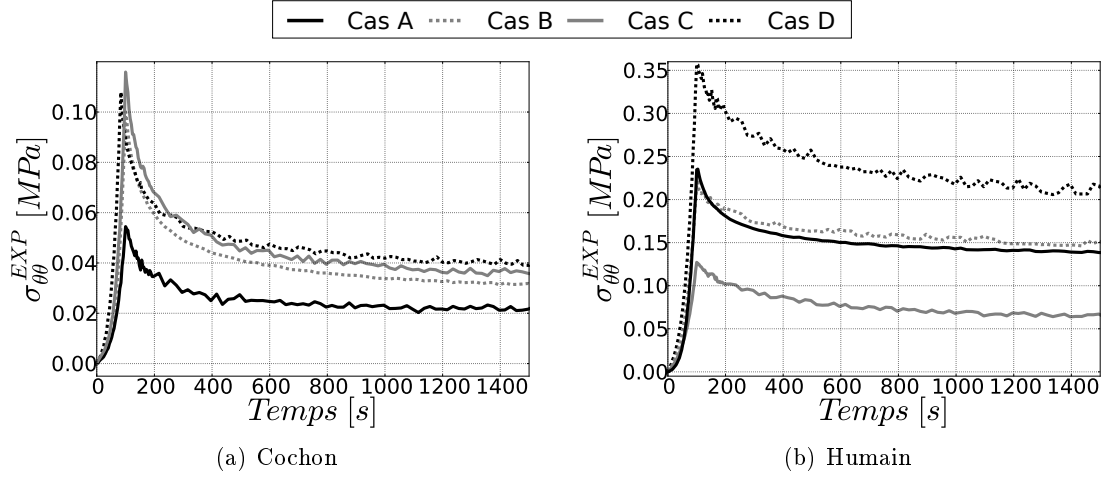


FIGURE 2.27 – Contrainte des 4 essais de relaxation en fonction du temps (essais cochon–humain : cas A $\rightarrow$ 120906_E1 – 121204_E1, cas B $\rightarrow$ 120612_E1 – 121023_E1, cas C $\rightarrow$ 120911_E1 – 121123_E1, cas D $\rightarrow$ 120724_E1 – 121016_E1).

Déformations locales

Les champs de déformations obtenus au cours de la charge du test de relaxation (Figures C.1 à C.3) sont en tout point similaires à ceux du chargement du premier cycle du test précédent (Figures 2.14 à 2.17). Ils n'ont donc pas particulièrement d'intérêt et figurent dans l'annexe C. Par contre, la comparaison avec les champs en fin de relaxation (Figures 2.28 à 2.30) montre que les hétérogénéités sont toujours présentes. De même, l'effet de moindre compression voir de gonflement dans le plan des lamelles apparaît avec des amplitudes plus faibles. Les amplitudes dans la direction de sollicitation (Figures C.1 et C.2) sont quasi inchangées par rapport au début de la relaxation. Par contre, dans les directions transverses, une forte contraction apparaît tout particulièrement dans le plan des lamelles.

Déformations moyennes

Les déformations transverses en fonction du temps sont regroupées dans les figures 2.32 et 2.33 correspondant aux essais présentés précédemment en contrainte (Figure 2.27). Alors qu'après 1500 s de relaxation, les contraintes du tissu semblent à l'équilibre, les déformations transverses ne le sont pas forcément. En effet, les déformations radiales ne parviennent pas forcément à un équilibre, présentant des temps caractéristiques bien supérieurs à ceux de la contrainte et de la déformation verticale (Tableau C.1). Quelque soit la valeur de déformation radiale obtenue à la fin de la phase de chargement (gonflement ou rétrécissement), la phase de relaxation est systématiquement associée à une forte diminution des déformations radiales de l'ordre de 74% et de faibles variations des déformations verticales comprises entre 1 et 15% par rapport aux valeurs finales de chargement (Tableau C.1). Cette diminution globale traduit une diminution de volume associée ici à des mouvements de la phase fluide. Les temps caractéristiques en déformations sont compris entre 310 et 618 s respectivement pour le cochon et l'humain, il s'agit donc du double par rapport aux temps caractéristiques de retour à l'équilibre de la contrainte.

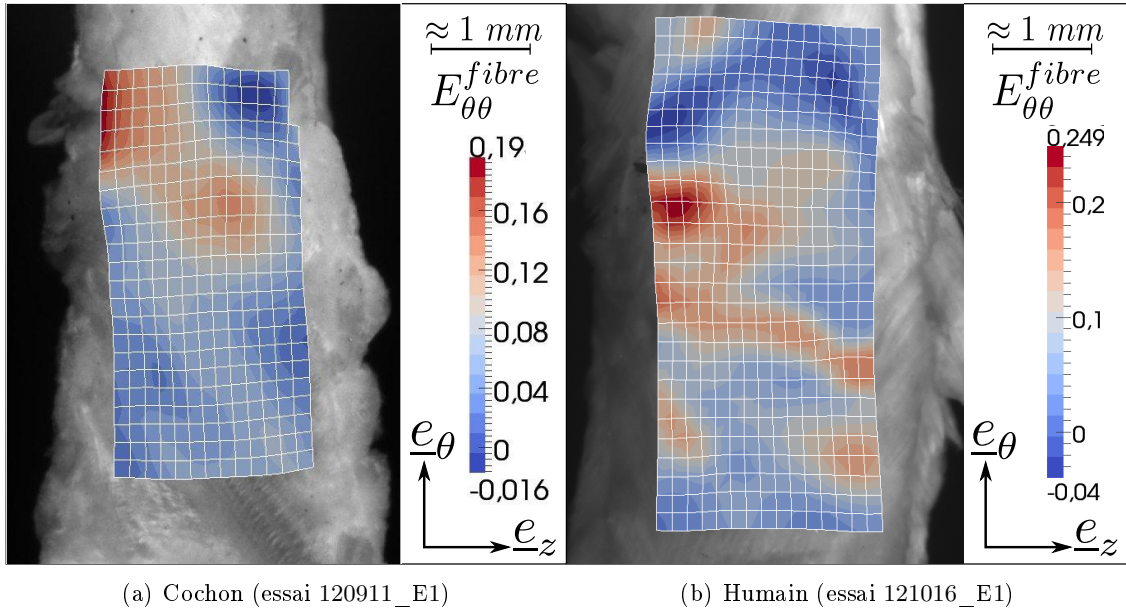


FIGURE 2.28 – Champs de déformations circonférentielles dans le plan des fibres à la fin du test de relaxation.

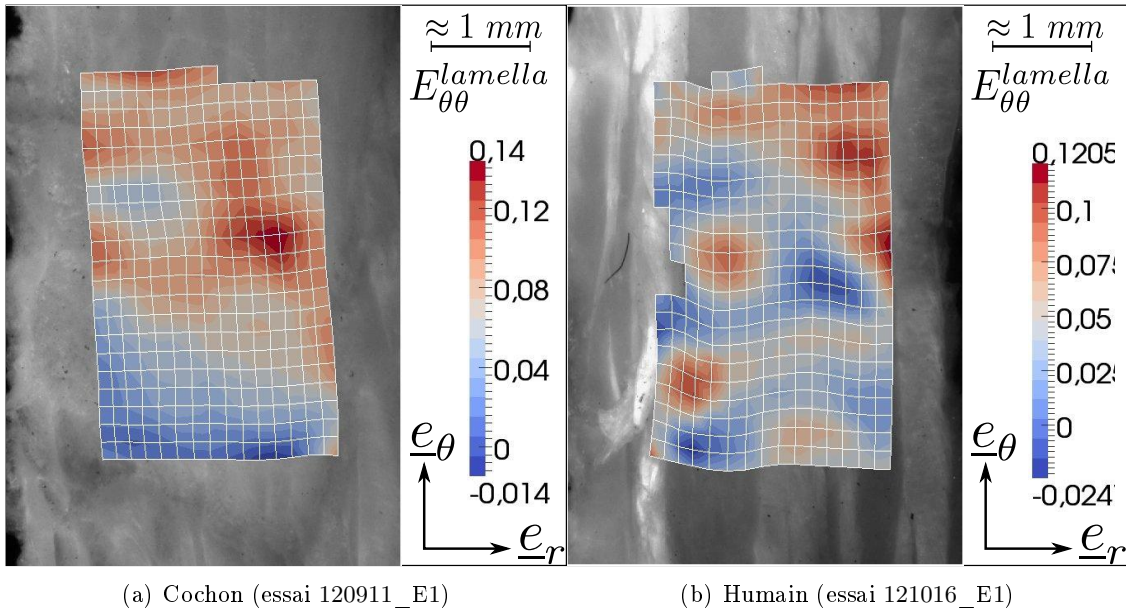


FIGURE 2.29 – Champs de déformations circonférentielles dans le plan des lamelles à la fin du test de relaxation.

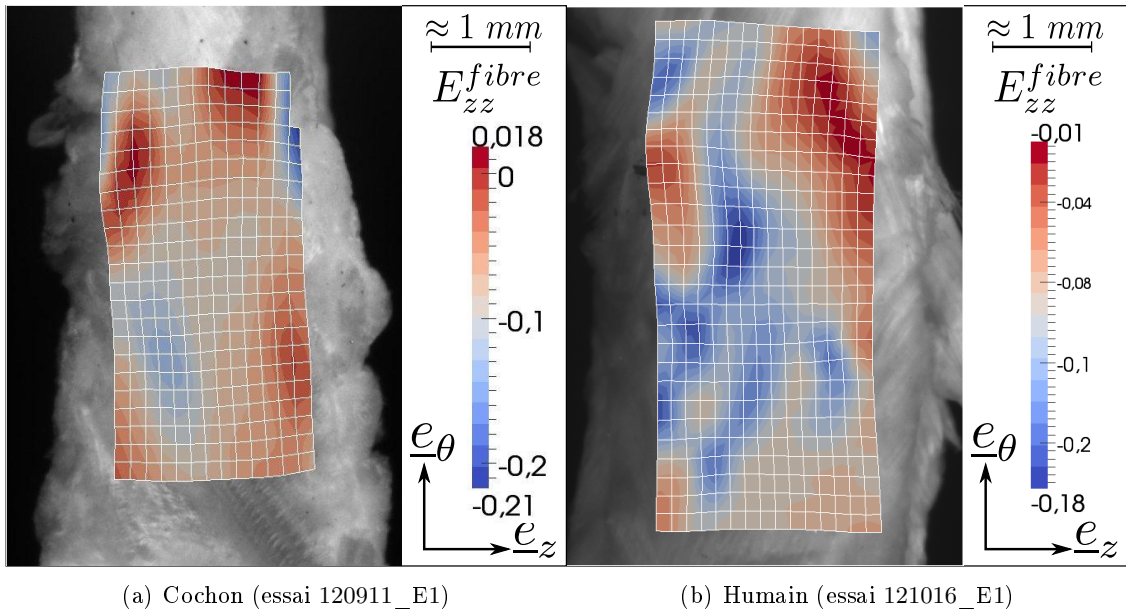


FIGURE 2.30 – Champs de déformations dans la direction verticale à la fin du test de relaxation.

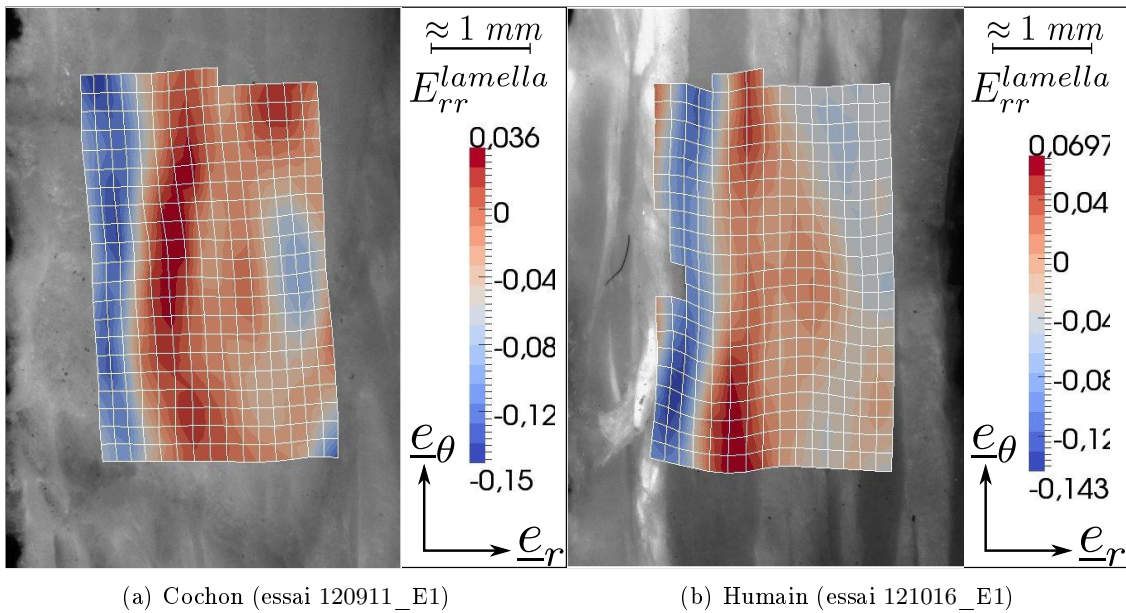


FIGURE 2.31 – Champs de déformations dans la direction radiale à la fin du test de relaxation.

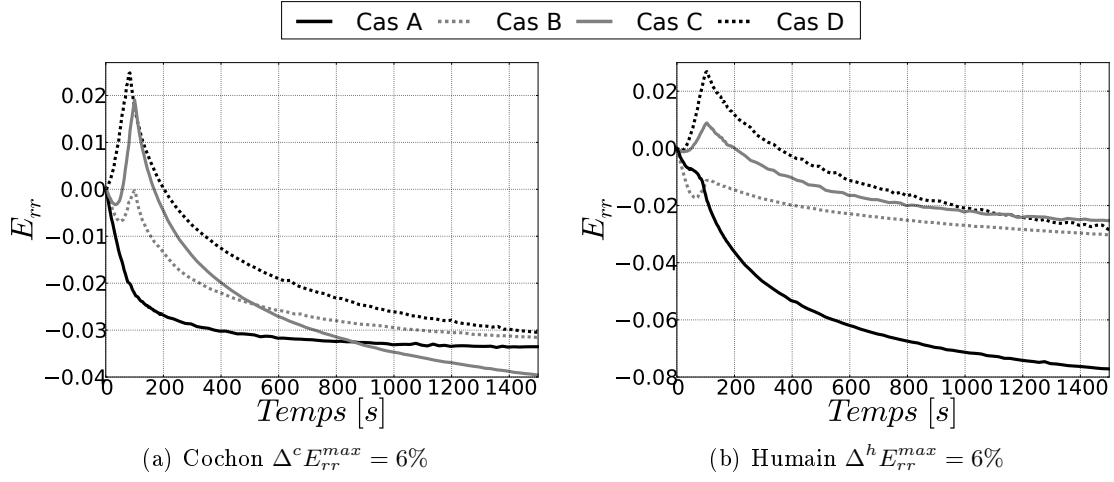


FIGURE 2.32 – Déformations radiales des 4 essais de relaxation en fonction du temps (essais cochon–humain : cas A $\rightarrow$ 120906_E1 – 121204_E1, cas B $\rightarrow$ 120612_E1 – 121023_E1, cas C $\rightarrow$ 120911_E1 – 121123_E1, cas D $\rightarrow$ 120724_E1 – 121016_E1).

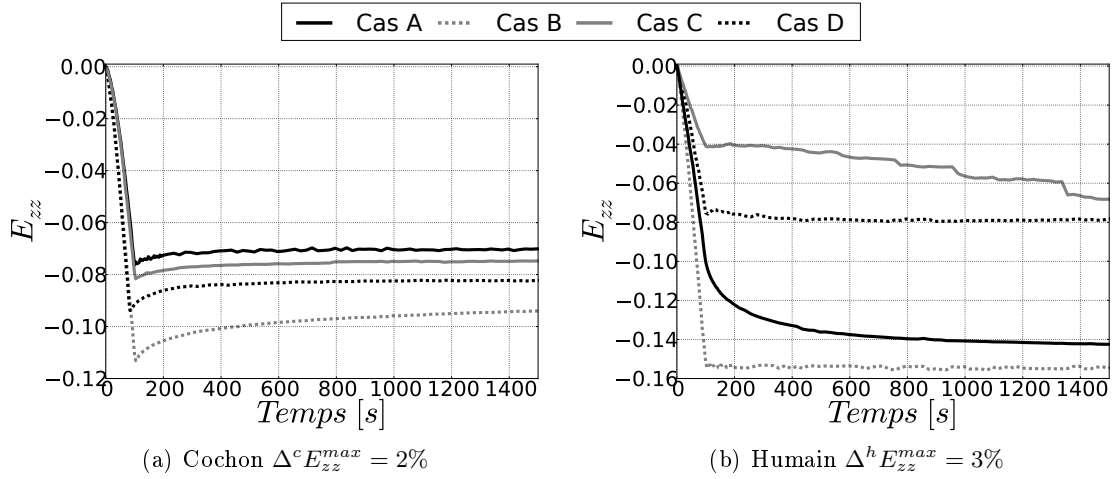


FIGURE 2.33 – Déformations verticales des 4 essais de relaxation en fonction du temps (essais cochon–humain : cas A $\rightarrow$ 120906_E1 – 121204_E1, cas B $\rightarrow$ 120612_E1 – 121023_E1, cas C $\rightarrow$ 120911_E1 – 121123_E1, cas D $\rightarrow$ 120724_E1 – 121016_E1).

2.3.4 Réversibilité du comportement

Un résultat intéressant mis en évidence par cette série de test est que le comportement dissipatif avec accommodation observé au cours du test cyclique est totalement réversible. Si l'étude se porte uniquement sur les phases de chargement des cycles comparées à la courbe de chargement du test de relaxation après environ 1 heure de repos, cette dernière est presque superposée avec le premier cycle de chargement (Figure 2.34). De plus, cette réversibilité ne se limite pas aux contraintes, elle est aussi observée en déformation moyenne où la répétabilité du comportement est flagrante sur la figure 2.35 pour tous les cas.

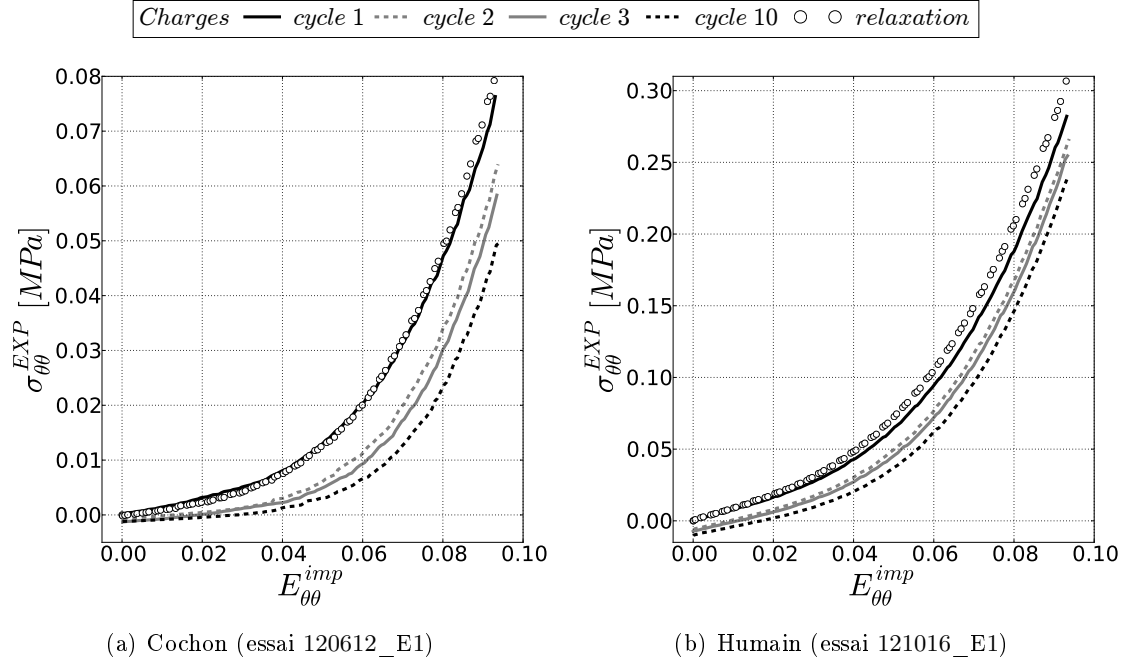
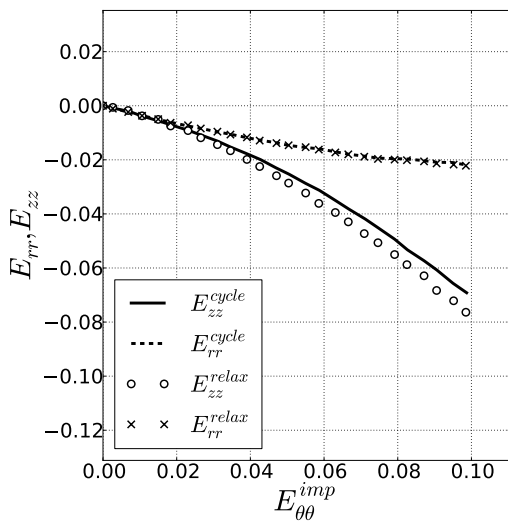
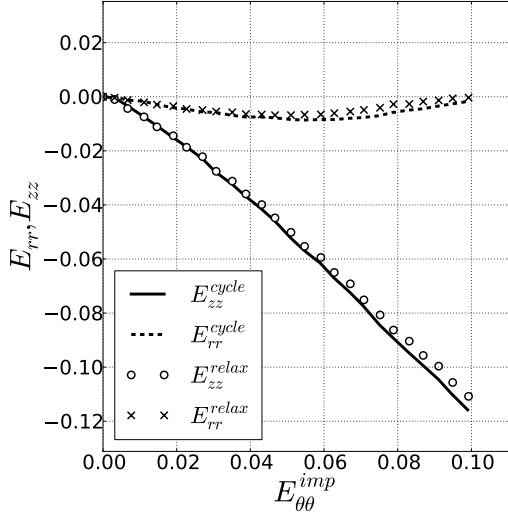
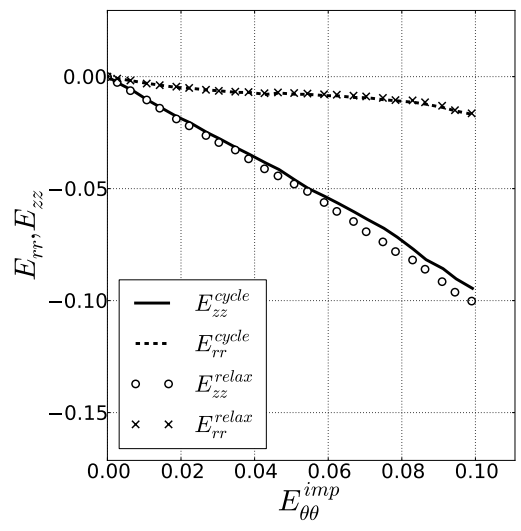


FIGURE 2.34 – Phase de chargement lors des trois premiers cycles et de la relaxation.



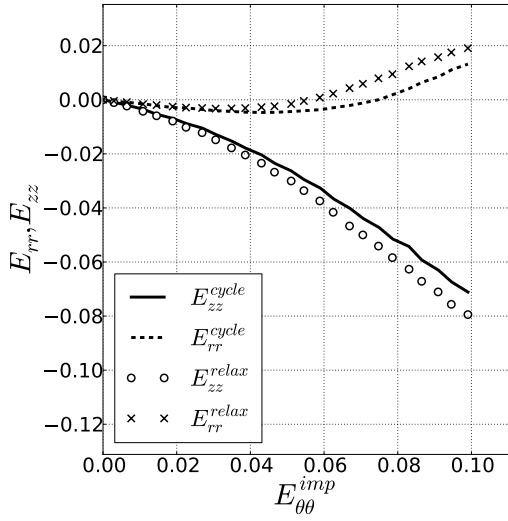
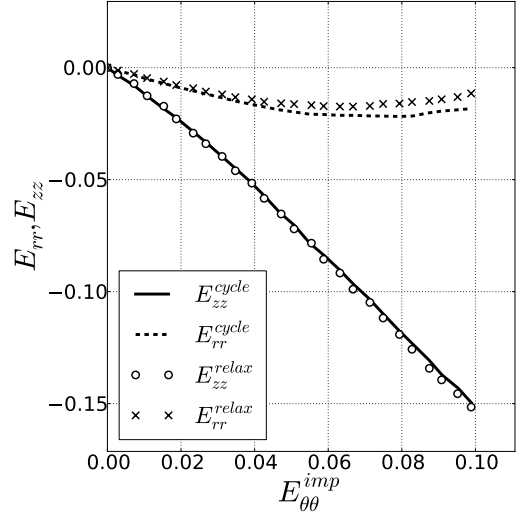
Cas A

essais :
 $\leftarrow$ 120906_E1
 121204_E1 $\rightarrow$



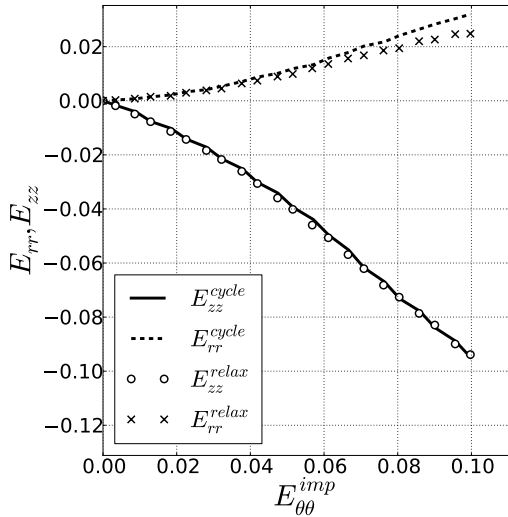
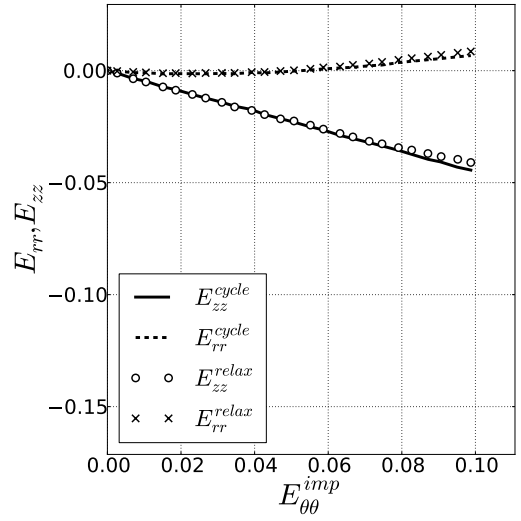
Cas B

essais :
 $\leftarrow$ 120612_E1
 121023_E1 $\rightarrow$



Cas C

essais :
 $\leftarrow$ 120911_E1
 121123_E1 $\rightarrow$



Cas D

essais :
 $\leftarrow$ 120724_E1
 121016_E1 $\rightarrow$

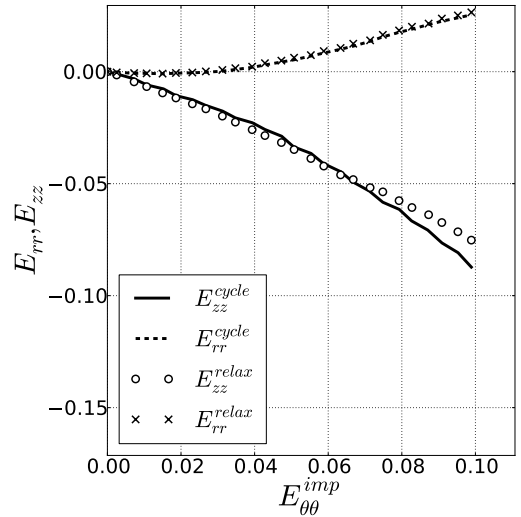


FIGURE 2.35– Déformations moyennes verticale et radiale, du test cyclique (lignes) comparées à celles de la relaxation (marqueurs) en fonction de la déformation circonférentielle imposée.

2.3.5 Le test chimio-mécanique

Ce test comprend de un à quatre changements de concentration saline de l'environnement illustrant l'impact des effets électro-osmotiques sur le comportement mécanique du tissu. À la fin de l'essai de relaxation, des sollicitations chimiques sont imposées (Figure 2.11) et les mesures de contraintes et de déformations sont réalisées. Le tissu contenant des charges fixes liées aux molécules de protéoglycanes (Section 1.2.2), est sensible aux variations ioniques de l'environnement.

Lors du développement du protocole, les éprouvettes des cochons ont subi sans exception les deux chargements chimiques. Ensuite, pour des raisons d'optimisation des résultats, l'obtention de l'équilibre hydro-chimio-mécanique était une priorité pour les tissus humains, diminuant parfois le nombre de changements d'environnement. L'impact de ces chargements chimiques se fait ressentir à la fois sur le comportement transverse et sur les contraintes du matériau.

Déformations locales

Deux séries de champs seront présentées correspondant respectivement à la fin de la relaxation (Figures 2.36 à 2.39) et à la fin du premier chargement chimique (Figures 2.40 à 2.43).

À la fin du chargement chimique, l'amplitude des hétérogénéités est plus importante dans les directions transverses et tout particulièrement radiale traduisant un gonflement global dans une solution hypotonique. Il est difficile de trouver une tendance claire sur ces champs, d'autant plus qu'au cours du temps un grand nombre de points de mesure sont perdus à cause de particules en suspension dans la solution physiologique qui passent devant l'optique et perturbent l'algorithme de corrélation d'images. À nouveau, l'utilisation de la moyenne des déformations permet de s'affranchir du grand nombre d'informations présentes dans les champs et d'obtenir un comportement global du tissu.

Déformations moyennes

Il ressort de la moyenne des déformations transverses (Figures 2.44 et 2.45) que pour des concentrations hypotoniques le tissu tend à gonfler dans le plan des lamelles. Quelque soit l'origine du tissu, les déformations sont bien plus importantes dans la direction radiale (Figure 2.44) que dans la direction verticale (Figure 2.45) avec des amplitudes respectives de l'ordre de 74% et 11% pour les tissus humains (Tableau C.2). Les temps caractéristiques de ces effets chimiques sont relativement longs par rapport au temps de fluage du tissu (Tableau C.1), avec des valeurs de l'ordre de 1500 s (Tableau C.2).

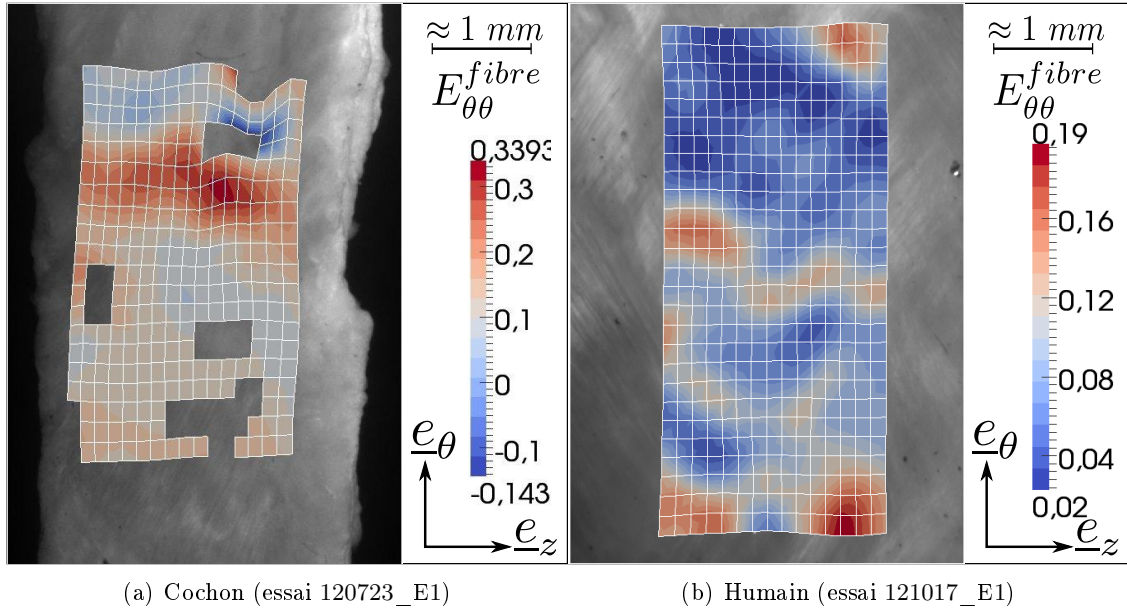


FIGURE 2.36 – Champs de déformations circonférentielles dans le plan des fibres à la fin du test de relaxation.

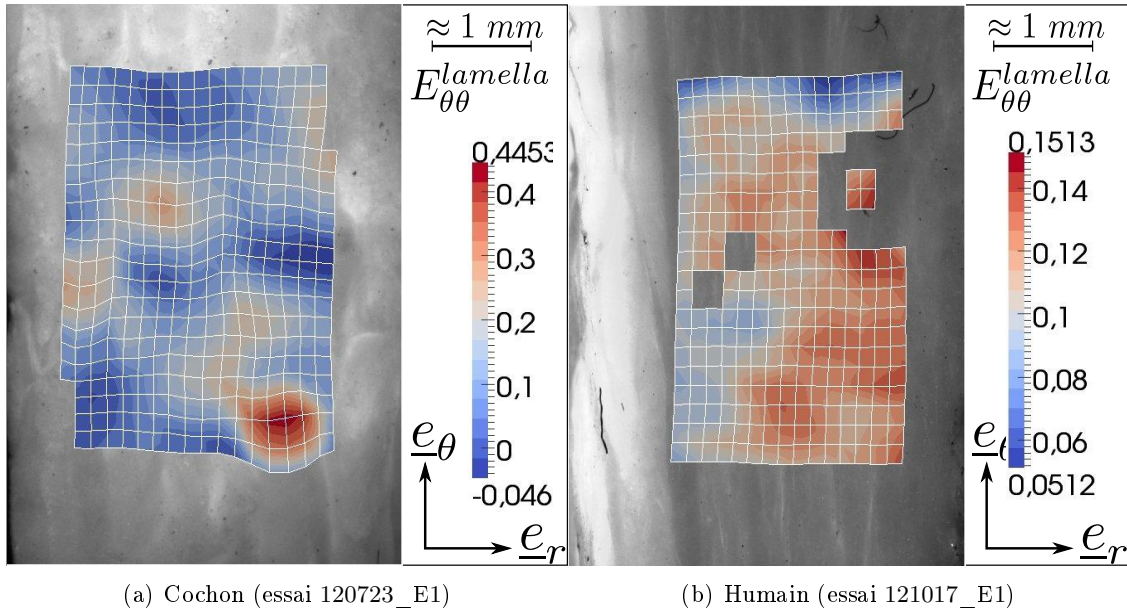


FIGURE 2.37 – Champs de déformations circonférentielles dans le plan des lamelles à la fin du test de relaxation.

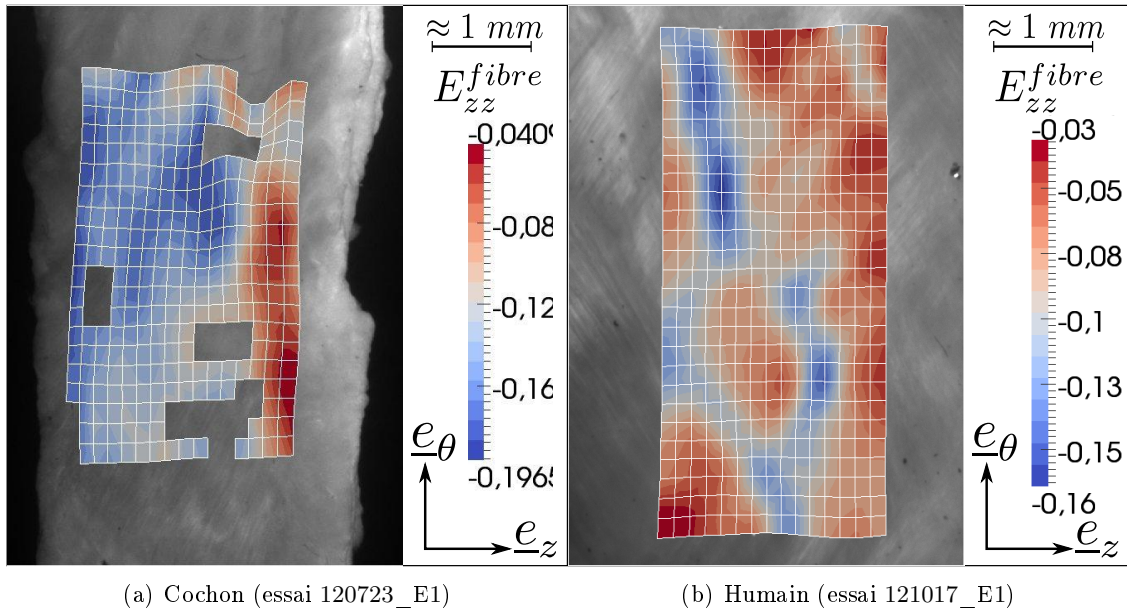


FIGURE 2.38 – Champs de déformations dans la direction verticale à la fin du test de relaxation.

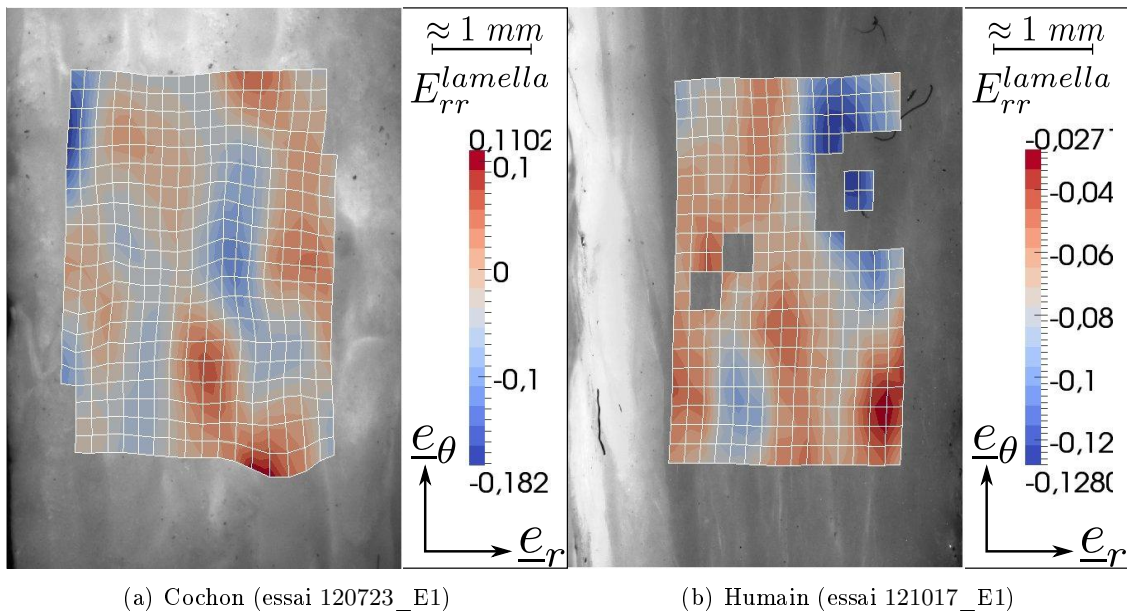


FIGURE 2.39 – Champs de déformations dans la direction radiale à la fin du test de relaxation.

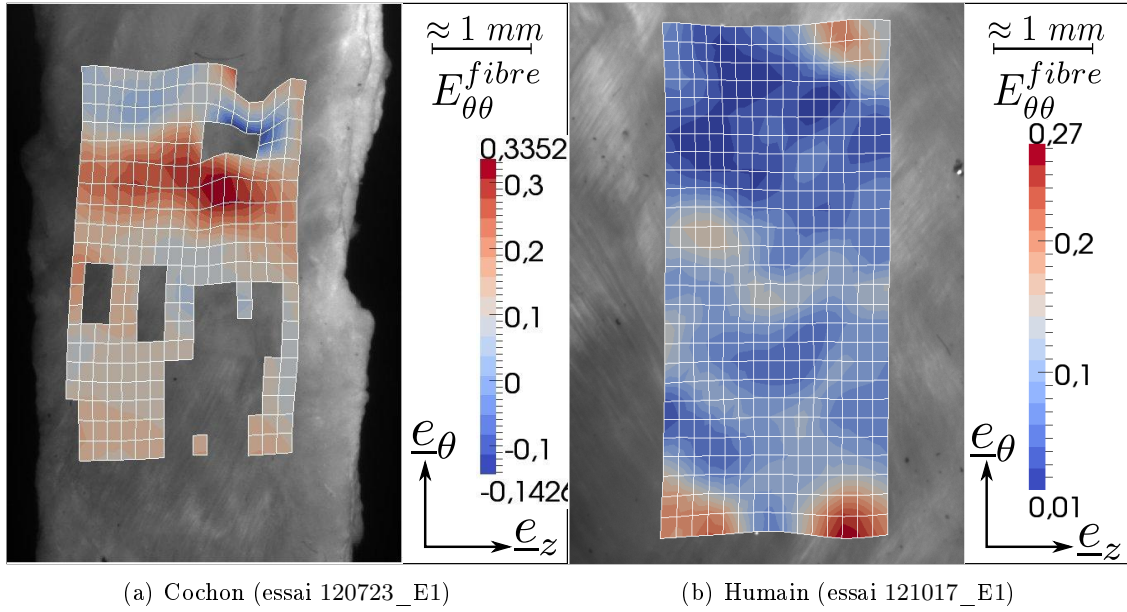


FIGURE 2.40 – Champs de déformations circonférentielles dans le plan des fibres à la fin du chargement osmotique.

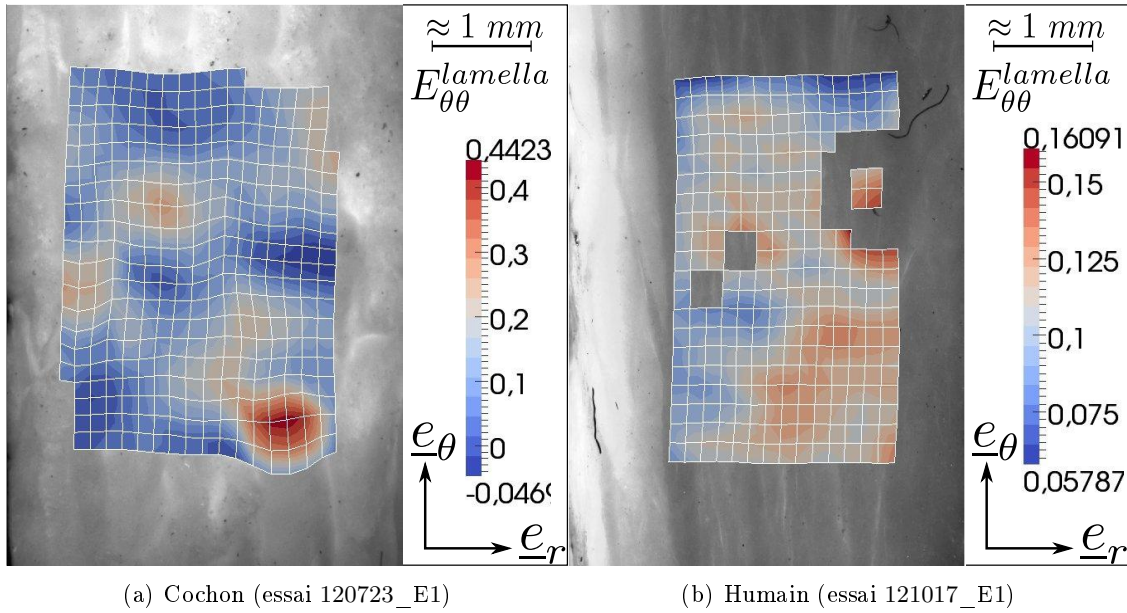


FIGURE 2.41 – Champs de déformations circonférentielles dans le plan des lamelles à la fin du chargement osmotique.

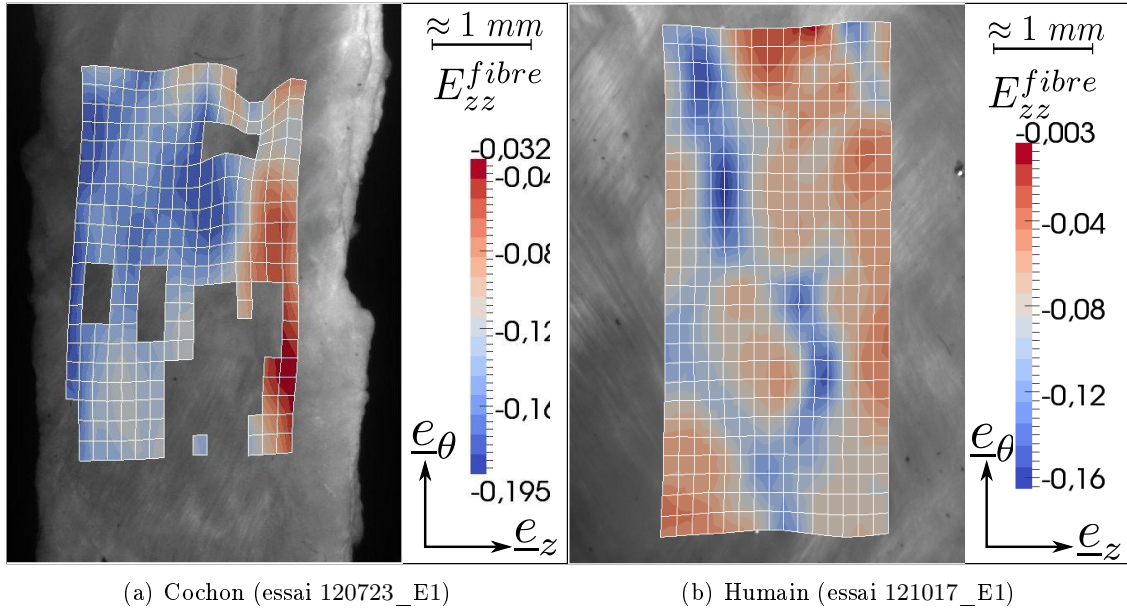


FIGURE 2.42 – Champs de déformations dans la direction verticale à la fin du test du chargement osmotique.

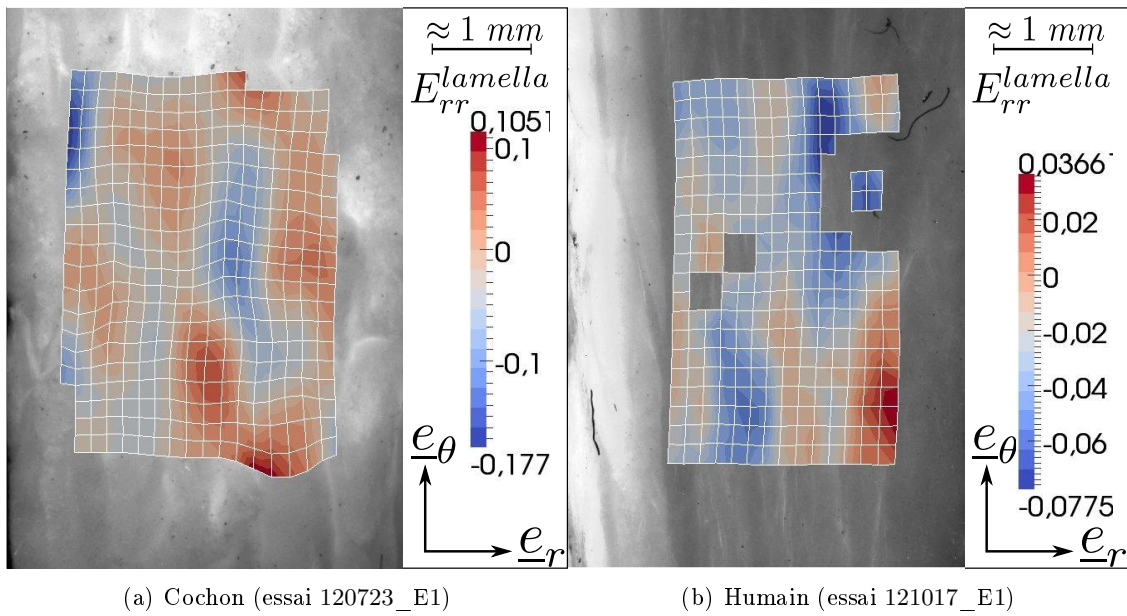


FIGURE 2.43 – Champs de déformations dans la direction radiale à la fin du chargement osmotique.

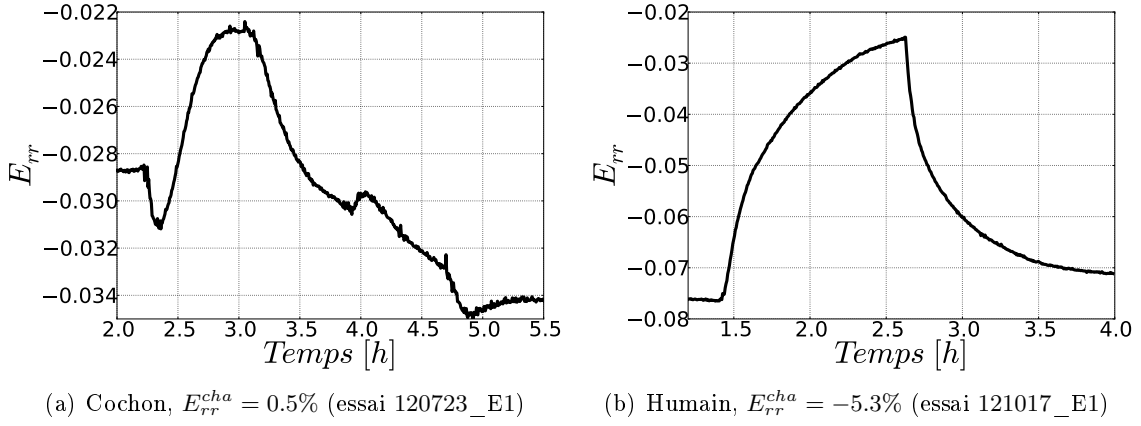


FIGURE 2.44 – Déformation radiale en fonction du temps au cours des variations d'environnement.

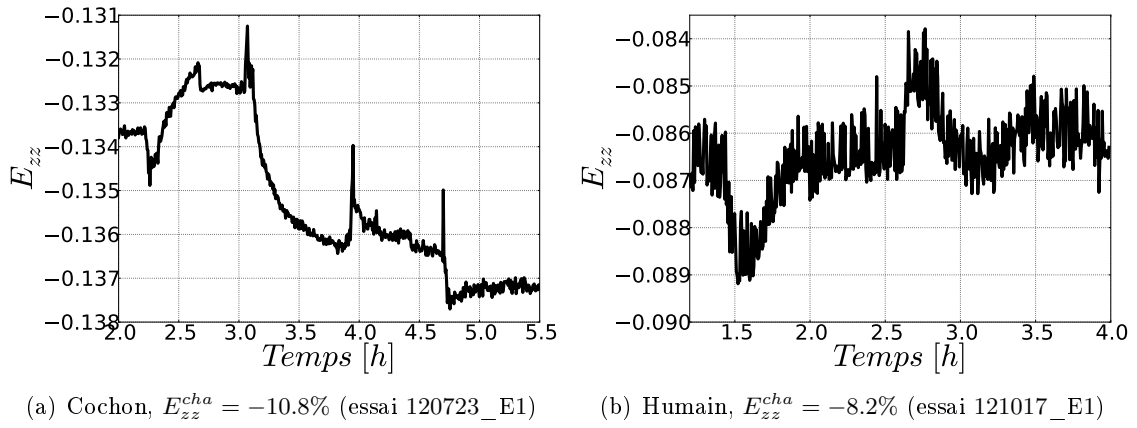


FIGURE 2.45 – Déformation verticale en fonction du temps au cours des variations d'environnement.

Contraintes

Ces phases de transition traduisent des transferts de fluide au sein du tissu. La matrice solide est alors sollicitée entraînant des variations de contraintes non-négligeables.

Sur la courbe de contrainte en fonction du temps (figure 2.46), il apparaît clairement que dans une solution hypotonique la contrainte circonférentielle, $\sigma_{\theta\theta}$, augmente et diminue pour une solution hypertonique. La première série de tests sur les tissus de cochon a

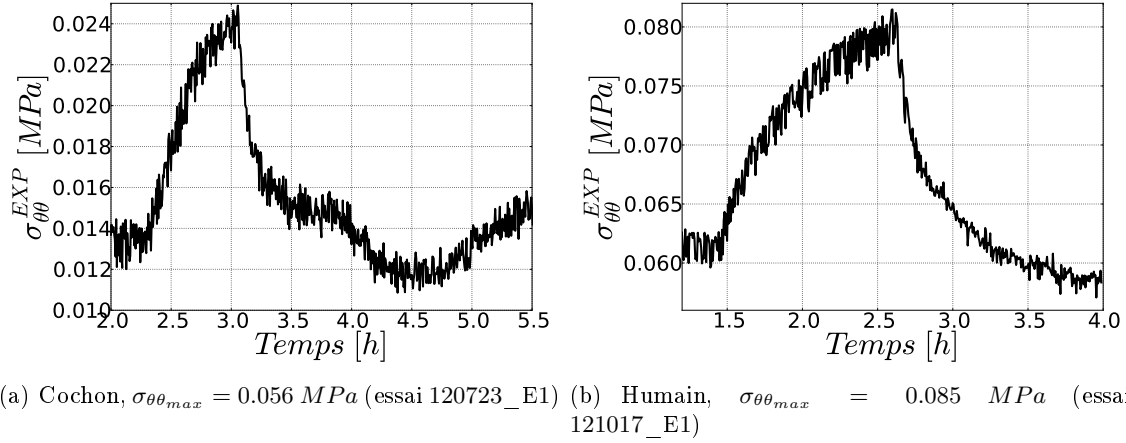


FIGURE 2.46 – Contrainte circonférentielle en fonction du temps au cours des variations d’environnement.

mis en évidence une sensibilité plus prononcée aux faibles concentrations, elles ont donc été privilégiées sur les tissus humains. De plus, les phases de transition associées sont relativement longues en fonction des essais avec un ordre de grandeur de $\sim 1h$, ce qui explique qu’en voulant atteindre l’équilibre, certains chargements n’ont pas pu être réalisés. Les amplitudes de forces dues aux sollicitations chimiques sont de l’ordre de 22% avec un intervalle de confiance de 7% sur les 10 tissus humains. Cela traduit une certaine constance dans le comportement hydro-chimio-mécanique qui n’a pu être obtenue pour les tissus de cochon à cause de la limitation en temps des sollicitations.

Il ressort de cette étude que les sollicitations chimiques ont un impact plus significatif sur les tissus humains que sur ceux de cochon. L’influence de l’environnement est perceptible aussi bien en contrainte qu’en déformations transverses. Toutefois, les déformations dans la direction radiale sont plus sensibles que celles dans la direction verticale.

L’ensemble des résultats expérimentaux ont, à présent, été illustrés et la partie suivante a pour but d’en extraire un maximum d’interprétations physiques.

2.4 Conclusions expérimentales

La traction uni-axiale est une technique expérimentale classique de caractérisation du comportement des tissus biologiques. Or, pour ce type de matériau, les courbes de contrainte en fonction de la déformation imposée ne fournissent pas toutes les informations permettant d’identifier le comportement complexe du matériau. Les résultats ont donc été

enrichis par l'analyse des déformations transverses au cours des sollicitations. L'utilisation de la corrélation d'images permet de passer outre de nombreuses difficultés liées tout particulièrement à la petite taille et à l'immersion des éprouvettes. Cette technique permet d'obtenir une grande quantité d'informations (environ 300 points de mesures simultanément dans les deux plans transverses du tissu) à partir d'images optiques en fournissant des champs de déformations bi-dimensionnels.

Avec des matériaux biologiques non-linéaires tel que l'annulus, les tests de caractérisation mécanique sont très sensibles aux conditions initiales. En effet, les comportements rigidifiant d'évolution exponentielle couramment observés donnent un rôle d'importance à l'état initial de référence [Wagner and Lotz, 2004, Bass et al., 2004, Peng et al., 2006, Guerin and Elliott, 2007, O'Connell et al., 2012]. Une faible incertitude sur cet état peut avoir un impact conséquent sur les propriétés du matériau identifiées à partir des résultats expérimentaux. Dans cette étude, une méticuleuse attention a été portée sur les conditions initiales en suivant un protocole expérimental unique et en imposant une même pré-charge initiale de ~ 0.05 N. Néanmoins, la difficulté d'obtenir des dimensions constantes d'éprouvette ($L_{rr} \times L_{\theta\theta} \times L_{zz} = 3.97 \pm 0.29 \times 10.01 \pm 0.45 \times 4.02 \pm 0.35$ mm³) entraîne des variations de pré-contraintes initiales. De plus, le fait que les éprouvettes ne soient pas des parallélépipèdes rectangles parfaits remet en question l'utilisation de l'aire de la section pour calculer les contraintes circonférentielles. En effet, lorsque les cotés de l'éprouvette ne sont pas parfaitement plans et parallèles à la direction de chargement, les effets de bords ne peuvent pas être ignorés. Ce problème reste le plus critiquable avec le fait que les fibres de collagène localisées près des bords, potentiellement endommagées, sont sollicitées différemment par rapport à celles de la partie centrale de l'éprouvette. Le grand nombre de points de mesures de la corrélation d'images permet alors de focaliser l'étude sur la partie centrale de l'éprouvette évitant ainsi une partie des effets de bord.

La caractérisation hydro-chimio-mécanique nécessite la discussion de quatre observations avec en premier lieu la forte hétérogénéité obtenue sur tous les tissus rendant difficile l'interprétation des champs de déformations. En moyennant ces valeurs locales, à la non-linéarité classique présente en contrainte s'ajoute celle des déformations transverses qui doit aussi être expliquée. Enfin, la viscosité du matériau se fait ressentir au niveau des deux mesures : contraintes et déformations, nécessitant un développement.

2.4.1 Comportement hétérogène

Les champs de déformations permettent de constater l'impact de phénomènes à l'échelle microscopique sur le comportement macroscopique du tissu avec de fortes hétérogénéités quelque soit le plan d'observation. Malgré le faible contraste naturel de l'annulus, la convergence de l'algorithme de corrélation d'images a pu être atteinte évitant ainsi toutes interférences surfaciques de marqueurs étrangers. En tenant compte des distorsions optiques résultant des nombreux milieux traversés (objectif, air, verre, solution physiologique), la valeur maximale des erreurs de déformations a été estimée à 0.8% localement. En comparaison avec les 10% de déformation circonférentielle imposée et aux gammes de valeurs obtenues $[-22\%, 42\%]$ chez le porc et $[-23\%, 55\%]$ chez l'humain, ces erreurs n'ont pas une influence significative si ce n'est de cacher des informations partielles à une échelle plus fine.

Ces hétérogénéités, sans direction préférentielle, présentent toutefois, dans le plan des

lamelles ($\underline{e}_r, \underline{e}_\theta$), des déformations radiales avec des bandes de moindre compression ou de gonflement orientées suivant $\underline{e}_\theta$. Cet effet est plus prononcé dans la zone centrale (Figure 2.17.a) ou sur les lamelles proches du centre (Figure 2.17.b). La structure fibrée complexe du matériau pourrait être à l'origine de cette constatation, mais en considérant la variation d'angle des fibres depuis les régions internes vers les régions externes du disque [Rannou et al., 2004, Ambard and Cherblanc, 2009], il ne devrait pas y avoir une localisation centrée mais plutôt un gradient d'un côté à l'autre de l'éprouvette.

Ces données permettent donc de confirmer le comportement hétérogène du tissu sans réellement pouvoir distinguer les différentes physiques étant donné que la même répartition des hétérogénéités est observée tout au long des essais avec des amplitudes variables. Cette observation est en accord avec les résultats de la littérature où Michalek et al. [2010] met en évidence de fortes hétérogénéités avec des rapports d'amplitude similaires voir plus grands que ceux présentés ici.

2.4.2 Comportement non-linéaire et anisotrope

Sur l'ensemble des éprouvettes, le comportement non-linéaire classique du tissu a été observé en contrainte (Figures 2.21 et 2.27) mais aussi en déformations (Figure 2.24), ce qui est relativement nouveau.

Contraintes

Les courbes de la contrainte en fonction de la déformation (Figure 2.18) illustrent le comportement non-linéaire classique du tissu. Ce phénomène est expliqué soit par la réorientation des fibres de collagène dans la direction de chargement [Ambard and Cherblanc, 2009, Cortes and Elliott, 2011, Eberlein et al., 2001, Guerin and Elliott, 2007, Malandrino et al., 2012] soit par les interactions entre les constituants de la phase solide au cours de la sollicitation [Klisch and Lotz, 2000, O'Connell et al., 2012, Peng et al., 2006, Bass et al., 2004, Wagner and Lotz, 2004]. Dans un premier temps, les fibres ne sont pas en tension et la mesure de contrainte représente principalement le comportement de la matrice qui les imprègne. Puis, le comportement des fibres devient prédominant entraînant la forte rigidification du matériau.

Les valeurs de contraintes maximales de l'ordre de $\sim 0.13 \text{ MPa}$ sont similaires à celles de la littérature sur test uni-axial (Tableau A.2). Les tissus humains atteignent des valeurs plus importantes que ceux de cochon pour au moins deux raisons : tout d'abord leur constitution est plus rigide en moyenne d'après la littérature (Tableau A.2). De plus, la maturité des tissus utilisés accentue aussi cette tendance car avec l'âge le disque se rigidifie suite à la perte de ses propriétés notamment hydrophile [Gu et al., 1999, Thompson et al., 1990]. Toutefois, une forte variabilité de contrainte maximale est obtenue pour chaque origine et elle n'est pas corrélée avec la localisation des échantillons ou avec un facteur inter-individu. Lorsque le tissu est extrait de son environnement un grand nombre de fibres sont coupées et une partie des contraintes internes sont libérées sans aucun moyen de les quantifier. L'application d'une même pré-charge initiale pour chaque éprouvette n'a donc pas vraiment de sens pour ce type de matériau si ce n'est d'avoir une mesure initiale cohérente avec la sensibilité du capteur.

Ces résultats soulignent alors deux points majeurs : le premier est que le comportement fortement non-linéaire du tissu ne peut être négligé et nécessite une modélisation en grande

déformation dans les simulations numériques. Le second point est que l'état initial du tissu peut avoir un impact conséquent sur la contrainte. Tant qu'il ne sera pas quantifié, il est délicat d'attribuer les variabilités mesurées à des différences inter-localisation ou inter-individu.

Moyennes de déformations transverses

L'étude des déformations transverses moyennes de la figure 2.24 met en évidence le comportement anisotrope et non-linéaire du tissu. Celui-ci est plus fortement prononcé dans la direction radiale que verticale avec parfois une dérivée $\frac{\partial E_{rr}}{\partial E_{\theta\theta}}$ positive à la fin du chargement, traduisant une tendance macroscopique à gonfler.

Dans le plan des fibres, les non-linéarités sont faibles mais fortement similaires d'une éprouvette à l'autre. Si la réorientation des fibres dans la direction de sollicitation est prise en compte, elle contraint la direction verticale à présenter des déformations moyennes négatives. D'autre part, dans le plan des lamelles, les non-linéarités sont plus prononcées avec un changement de pente traduisant le passage d'un rétrécissement à un gonflement sur plus de la moitié des éprouvettes. Cette transition correspond à l'apparition de bandes de gonflement ou de moindre compression au centre ou proche des lamelles (Figure 2.17). Elle apparaît progressivement car elle s'étend sur 2 à 4% de déformation imposée. De plus, elle est corrélée avec le léger changement de pente des déformations verticales traduisant un lien avec le comportement de la structure fibreuse.

Ce comportement transverse peut être associé à la réorientation des fibres dans la direction de chargement. Il évolue d'une prédominance de la matrice homogène à celle de la structure de fibres orientées entraînant la divergence des déformations transverses. Les diverses observations dans la direction radiale peuvent être assimilées à un unique comportement illustré sur la figure 2.47 avec des conditions initiales différentes. En effet, le cas A (Figure 2.24 cas A) correspond à la réponse d'éprouvettes dont les fibres ne sont pas pré-contraintes alors que le cas D (Figure 2.24 cas D) est associé à une forte sollicitation initiale du réseau fibreux. Les deux autres types de cas B et C (Figures 2.24 cas B et C) sont des états intermédiaires.

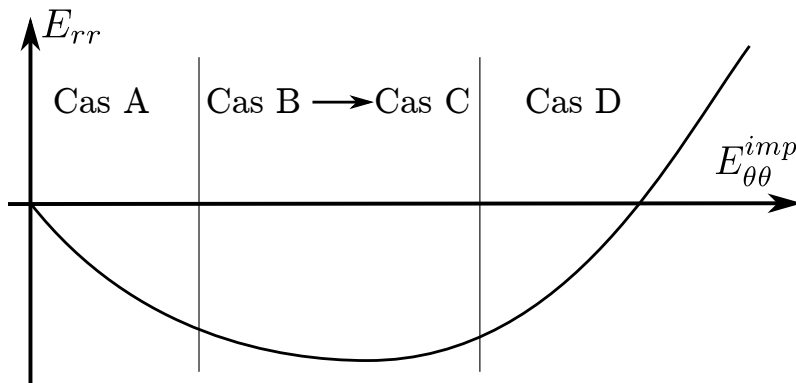


FIGURE 2.47 – Idée sur le comportement moyen radial.

Dans le cas A, une superposition des déformations transverses apparaît parfois au début du chargement (Figure 2.24 cas A de cochon) et traduit un comportement isotrope

quasi-incompressible avec des coefficients de Poisson de l'ordre de 0.5. Dans le cadre des milieux poreux saturés, cela correspond à un test non drainé où le temps caractéristique de diffusion de la pression du fluide est bien plus important que celui du chargement. Ainsi, l'apparente incompressibilité résulte directement de la quasi-incompressibilité de la phase fluide qui n'a pas le temps de s'écouler dans la matrice fortement hydratée englobant les fibres [Coussy, 2004].

2.4.3 Comportement visqueux

Les hystérésis obtenus lors des cycles de chargement (Figure 2.18) et la forte tendance à relaxer lorsqu'un déplacement est imposé (Figure 2.27) donne un caractère dissipatif aux tissus. De plus, la réversibilité notoire après un équilibre poro-mécanique en contrainte et en déformation confirme la présence d'états transitoires. Ces effets visqueux sont attribués à plusieurs origines tels que les interactions entre les éléments de la structure [Andarawis-Puri et al., 2012] et aux transferts de fluide au sein de la matrice [Ambard and Cherblanc, 2009, Tower et al., 2002].

Dissipation et accommodation

L'hystérésis des courbes de contrainte (Figure 2.18) au cours d'un cycle est associé à un effet visqueux. L'allure de la courbe de contrainte en fonction de la déformation imposée (Figure 2.18) est classique dans la littérature, même si elle est rarement exploitée [Ambard and Cherblanc, 2009, Myers et al., 2010, Andarawis-Puri et al., 2012, Tower et al., 2002]. Par contre, l'accommodation obtenue sur ce type de données et sur les déformations moyennes radiales (Figure 2.25) est nouvelle. Ce phénomène contraste d'autant plus que le comportement de la direction verticale (Figure 2.26) est relativement constant et réversible au cours des cycles. Cela signifie que la direction radiale et les contraintes circonférentielles sont plus sensibles à l'effet visqueux lors de sollicitations cycliques. L'accommodation est alors caractérisée par l'énergie mécanique volumique dissipée au cours du chargement où 5 cycles sont nécessaires pour obtenir le régime permanent (Figure 2.20). Cet indicateur semble pertinent car l'intervalle de confiance est réduit par rapport aux variabilités de contraintes maximales (Figure 2.19). De plus, l'ordre de grandeur et l'amplitude de diminution de l'énergie dissipée sont similaires entre les deux types de tissu ce qui est loin d'être le cas pour les valeurs de contraintes maximales. D'autre part, les résultats du test de relaxation rappellent fortement les essais de compression confinée et l'essai de traction bi-axial [Huyghe, 2010]. Lorsqu'un déplacement est imposé, des diminutions de force et des variations de déformations transverses de l'ordre de 40 à 70% sont obtenues respectivement par rapport aux valeurs de fin de chargement. Ces variations non-négligeables traduisent à nouveau un fort comportement visqueux avec des temps caractéristiques relativement longs entre 300 et 600 s (Tableau C.1).

Étant constitué de 60 – 70% d'eau, la phase fluide participe à l'apparition d'états transitoires lors des sollicitations. Les variations de pression, générées par le chargement, diffusent en direction de l'environnement à pression atmosphérique et créent un comportement visqueux [Ambard and Cherblanc, 2009, Myers et al., 2010, Tower et al., 2002]. En comparant ces résultats à la littérature, le temps caractéristique obtenu est cohérent avec les tests de compression confinée (Tableau A.4) et l'amplitude de diminution de force

présente le même ordre de grandeur que l'étude préliminaire de Huyghe [2010]. Le taux de déformation appliqué au tissu a alors une importance notoire sur la viscosité, c'est à dire que le rôle des phases (solide et liquide) peut varier [Coussy, 2010]. En effet, si le taux de déformation imposé place le matériau entre un état drainé [Guerin and Elliott, 2006, Acaroglu et al., 1995, Bruehlmann et al., 2004, O'Connell et al., 2012, Skaggs et al., 1994, Wagner and Lotz, 2004] et un état non drainé [Iatridis et al., 2005], le fluide intervient clairement dans le comportement mécanique. Cette étude se situe justement entre ces deux états justifiant la présence de l'accommodation au cours des cycles, la relaxation et surtout la réversibilité après l'équilibre poro-mécanique. Il est important de rappeler que ce couplage poro-mécanique est un effet transitoire dépendant du taux de déformation imposé. Dans cette étude, le taux de déformation de 10^{-3} s^{-1} a été intentionnellement choisi pour mettre en évidence l'effet poreux ; en changeant cette valeur nous aurions de fortes conséquences sur les résultats expérimentaux. Par exemple, dans la littérature, les précédentes études sur l'annulus ont volontairement été réalisées avec des taux de déformation plus grands ou plus petits pour éviter ces effets et ne caractériser que le comportement mécanique (Tableau A.1).

La mesure des déformations transverses soulève un point critique sur les études où seule la force est utilisée pour caractériser l'état permanent lors des tests de relaxation. En effet, lorsque l'équilibre semble être atteint en contrainte (Figure 2.27), il ne l'est absolument pas en déformations transverses principalement radiale. L'estimation des temps caractéristiques de ces phases de transition met en évidence un facteur deux entre les données de contrainte et la déformation radiale (Tableau C.1). Dans le cadre poro-mécanique, une identification précise des propriétés ne peut être réalisée que pour un état d'équilibre. En particulier, une estimation fiable du coefficient de Poisson devrait être liée à l'analyse des déformations transverses au cours du temps pour faire la différence entre les valeurs transitoires et intrinsèques.

Réversibilité

Si l'étude se focalise uniquement sur les phases de chargement du test cyclique (3 cycles plus le dernier) et du test de relaxation, il est remarquable que l'accommodation du tissu soit réversible en contrainte et en déformation après 1 h d'équilibrage poro-mécanique (Figures 2.34 et 2.35). Cette observation remet alors en question le fait que le tissu s'endommage au cours des cycles [Costalat et al., 2011, Andarawis-Puri et al., 2012]. En effet, de nombreuses études présentent ce phénomène comme une détérioration du tissu rappelant l'effet *Mullins* car la diminution de la contrainte maximale et le retour à des valeurs légèrement négatives (Figure 2.21) pour une déformation imposée nulle font effectivement penser que le tissu présente un comportement visco-élasto-plastique potentiellement endommageable.

Même si les données sont fortement bruitées, la valeur négative de contrainte obtenue pour tous les échantillons en fin de cycle est suivie par une augmentation de sa valeur tendant vers zéro : l'état initial (Figure 2.22). L'étape de repos a donc un rôle capital pour obtenir un état de référence. L'état transitoire dû au chargement cyclique a un temps caractéristique *a priori* plus petit que l'heure de repos imposée, étant donné la bonne réversibilité en contrainte et déformations transverses.

Les résultats du test de relaxation (Figures 2.27, 2.32 et 2.33) montrent que l'équilibre en contrainte est bien plus rapide qu'en déformations transverses. La caractérisation de

l'obtention de l'état d'équilibre ne peut pas être faite sur les données de contrainte uniquement. Lors de mise en place de protocole hydro-chimio-mécanique permettant l'utilisation de mesure de déformation par analyse d'image, l'étude de l'état d'équilibre devrait être réalisée en priorité pour optimiser les phases de mesures.

2.4.4 Comportement hydro-chimio-mécanique

La sensibilité chimique du tissu se fait ressentir à la fois en contrainte et en déformations. La base de données sur ces tests est légèrement plus faible mais des tendances se font clairement ressentir. Le fait que, au cours des tests, le protocole ait évolué ne permet pas encore d'avoir une base de données riche notamment sur les sollicitations hypertoniques. L'ensemble des mesures donne de bons résultats et ce type de test doit continuer à être développé pour enrichir les connaissances hydro-chimio-mécaniques de ce tissu. Les temps caractéristiques de ces phases de transition sont longs par rapport à ceux de la relaxation poro-mécanique et en accord avec les valeurs de la littérature [Frijns et al., 1997, Huyghe, 2010, Drost et al., 1995]. Les mesures sur tissus humains donnent de meilleurs résultats car le matériau semble plus sensible à ce type de sollicitation.

L'effet osmotique crée des variations réversibles de contraintes et de déformations non-négligeables lors des changements d'environnement (Figures 2.44 et 2.46). De manière synthétique, l'influence chimique sur le comportement poro-mécanique est le suivant : pour un environnement hypotonique, les mesures de contrainte et de déformation radiale augmentent de respectivement 22% et 74%. Dans une solution hypertonique, le comportement inverse est obtenu mais avec des amplitudes plus faibles. Étant donné le peu d'échantillons (10) pour cette sollicitation, cela ne reste qu'une tendance. La mesure de déformation verticale semble peu sensible aux sollicitations chimiques ce qui est cohérent avec l'hypothèse que le comportement dans le plan des fibres est principalement gouverné par le réseau de fibres qui reste bloqué par le déplacement imposé.

À la fin de la sollicitation purement mécanique, il est impossible d'affirmer l'état de pression au centre de l'éprouvette à cause du comportement couplé et anisotrope du tissu. Néanmoins, à la fin de la relaxation une pression nulle est obtenue étant donné l'état d'équilibre poro-mécanique. À partir de cette base, si un chargement hypotonique est appliqué, la mesure de contrainte augmente et la physique osmotique implique que de l'eau entre dans le tissu. Cet état est cohérent avec le gonflement observé dans la direction de faible rigidité de la structure, e_r , sur la figure 2.44. Cela implique que lors de la relaxation l'eau sortait du tissu et que la pression à l'intérieur du tissu est positive à la fin du chargement mécanique.

En partant sur cette hypothèse, l'explication globale du test hydro-chimio-mécanique pourrait être la suivante : à la fin du chargement mécanique, avec un taux de déformation ne permettant ni le non écoulement du fluide ni un drainage total, la pression dans le tissu est positive. Durant la phase de relaxation, une partie de la phase fluide est chassée du tissu pour atteindre l'équilibre. Puis, avec une faible concentration saline de l'environnement, l'effet osmotique se traduit par une pression négative dans le tissu pour que l'eau dilue la densité de charges fixes en pénétrant le matériau. Lorsque ce fluide entre dans le tissu, il sollicite la phase solide d'où l'augmentation de contrainte mesurée. La structure fibreuse contraignant fortement la direction verticale, les déformations induites par cette sollicitation chimique apparaissent principalement dans la direction radiale. Ainsi, pour faire de

la place au fluide entrant, cette dernière tend à gonfler. Avec une solution hypertonique, la pression au centre de l'éprouvette est alors positive pour que le fluide présent dans le tissu s'échappe et aille diluer la forte concentration externe. Lorsque le fluide sort de la structure, celle-ci est moins sollicitée et la mesure de contrainte diminue.

2.4.5 Bilan

Les phénomènes de couplage hydro-chimio-mécanique observés apparaissent dans la plupart des tissus biologiques lorsque le protocole expérimental tient compte de la phase fluide. C'est à dire que les taux de déformation appliqués aux échantillons permettent au fluide de se situer entre une situation drainée et non drainée [Coussy, 2004]. Ainsi, des tissus tels que les cartilages, les ligaments, les anévrismes, le tissu du col de l'utérus [Ambard and Cherblanc, 2009, Baldit et al., 2012, Tower et al., 2002, Andarawis-Puri et al., 2012, Costalat et al., 2011, Myers et al., 2010] présentent ce type de comportement qui n'est pas directement lié à la fonction du matériau dans l'organisme mais plutôt à sa constitution même qui contient au moins 50% de fluide.

Ces observations signifient que, dans le cadre expérimental de caractérisation des propriétés des tissus biologiques utilisant classiquement les données de contraintes, les incertitudes associées aux conditions initiales peuvent être bien plus importantes que celles résultant des variabilités intrinsèques entre individus [Tower et al., 2002, Ambard and Cherblanc, 2009]. Une mauvaise interprétation des résultats expérimentaux peut être faite si l'analyse ne s'appuie que sur un type de données. Les propriétés mécaniques identifiées sur cette base peuvent alors artificiellement révéler une grande variabilité sur les échantillons qui ne devrait certainement pas être attribuée uniquement à des caractéristiques matériaux. Dans ce cadre, la moyenne des déformations transverses du plan des lamelles représente un indicateur fiable de l'état de contrainte interne de la structure fibreuse. Typiquement, le changement de pente observé dans la direction radiale pourrait être utilisés comme un indicateur et aider à raffiner la définition de l'état initial avec un critère discriminant. Malheureusement, cela nécessite d'avoir une analyse d'image en temps réel qui n'est, à l'heure actuelle, pas réalisable à cause d'un coût de calcul trop important. Une nouvelle technique de corrélation d'images est en cours de développement permettant d'éviter la perte de points de mesures au cours du test. Pour compenser ces défauts de données, les valeurs mesurées sur le tissu sont à chaque pas interpolées sur une même grille et un poids est attribué à chacun des points de mesure, ce qui implique obligatoirement une valeur sur chaque point de la grille. La qualité de mesure est certes moins précise mais il n'y a plus de perte de point lorsqu'une particule coupe localement le chemin optique sur quelques images. Cette méthode est réalisée avec *OpenCV* et *Python* qui permettra plus facilement une étude en temps réel car les temps de calcul sont déjà grandement réduits.

La méthode optique sur mouchetis naturel représente réellement une alternative efficace et précise par rapport aux méthodes standards (mouchetis, collage de marqueurs, seuillage des données). Éventuellement, l'utilisation d'éclairages dans certaines gammes de longueurs d'ondes pourrait améliorer la précision de mesure. Des mesures à l'échelle plus fine pourraient être envisagées à l'instar des travaux de Huyghe and Jongeneelen [2012] pour mieux comprendre les hétérogénéités de ce tissu. La mesure par microscopie confocale bi-photon permet alors d'entrer dans l'épaisseur de surface du tissu ce qui peut permettre de caractériser le comportement d'une lamelle ou de l'interface entre deux lamelles.

Chapitre 3

Identification des propriétés physiques

Dans ce chapitre, différents modèles sont couplés pour simuler au mieux les phénomènes observés lors de l'étude expérimentale. Grâce à la résolution du problème inverse sur une formulation éléments finis d'un modèle hydro-chimio-mécanique, plusieurs jeux de paramètres matériaux permettent d'accéder aux informations non-accessibles expérimentalement.

Sommaire

3.1	État de l'art	71
3.1.1	Modèle mono-phasique	71
3.1.2	Modèle bi-phasique	74
3.2	Un modèle hydro-chimio-mécanique	76
3.2.1	Modélisation continu et numérique	76
3.2.2	Procédure d'identification des propriétés du matériau	77
3.2.3	Analyse de la méthode inverse	78
3.3	Résultats numériques	81
3.3.1	Paramètres hydro-chimio-mécaniques identifiés	81
3.3.2	Le test cyclique	82
3.3.3	Le test de relaxation	84
3.3.4	Le test chimio-mécanique	87
3.4	Conclusion et perspectives de la modélisation	87
3.4.1	Vers une mesure de la perméabilité en traction	88
3.4.2	Vers une prise en compte de la micro-structure	90
3.4.3	Vers une éprouvette hydro-chimio-mécanique	96
3.4.4	Vers une meilleure gestion du comportement chimio-mécanique	98

Les phénomènes mis en évidence dans le chapitre 2 doivent à présent être modélisés ainsi que leurs interactions. L'objectif est de quantifier les transferts de fluide au sein du tissu pour mieux comprendre le fonctionnement du disque intervertébral. Un premier point sera alors fait sur l'état de l'art de la modélisation de l'annulus. Cette partie sera suivie par le modèle hydro-chimio-mécanique utilisé pour réaliser les simulations. Les résultats obtenus numériquement seront alors présentés et comparés aux données expérimentales. Pour conclure ce chapitre, les perspectives seront présentées.

3.1 État de l'art

Étant donné le caractère anisotrope, non-linéaire et dissipatif mis en évidence dans le chapitre précédent, certains modèles de la littérature traduisent une partie de ces comportements mais pas simultanément.

3.1.1 Modèle mono-phasique

Le comportement mécanique du matériau est décrit par la théorie des milieux continus dont l'annexe D donne une description générale. Le cadre de l'élasticité linéaire s'est rapidement avéré insuffisant à cause des grandes déformations et du comportement non-linéaire observés sur les tissus biologiques mous. Néanmoins, de nombreuses caractérisations ont été réalisées dans ce cadre et leurs apports sont décrits dans la partie suivante.

Par la suite, l'utilisation de modèles non-linéaires permet de rendre compte des grandes transformations en utilisant des potentiels d'énergie qui traduisent les non-linéarités matérielles. Depuis quelques années, cette méthode est quasi-incontournable pour les tissus biologiques mous, c'est pourquoi elle est décrite dans un second temps.

L'élasticité linéaire

Dans le cadre des petites déformations, des mesures de module d'Young ont été réalisées, lors de tests de traction, dans les trois directions principales du matériau (Tableau A.8) montrant des rigidités croissantes de la direction radiale à verticale, puis circonférentielle [Fujita et al., 1997, Gregory and Callaghan, 2012, Smith et al., 2008, Elliott and Setton, 2001, Holzapfel et al., 2005, Wagner and Lotz, 2004]. Cette observation est cohérente avec la constitution du tissu assimilable à un matériau composite, multi-couches dans la direction radiale, dont l'organisation des fibres crée l'anisotropie observée expérimentalement.

Dans le cadre des matériaux fibreux, des études ont tenté de mesurer distinctement les propriétés des fibres et de la matrice (Tableau A.9) pour ensuite remonter au comportement macroscopique par homogénéisation [Argoubi and Shirazi-Adl, 1996, Marchand and Ahmed, 1989, Ferguson et al., 2004, Shirazi-Adl, 1989, Noailly et al., 2005, Shirazi-Adl et al., 1986, Schmidt et al., 2010]. À la complexité de faire la mesure à cette échelle s'est ajoutée celle d'homogénéiser un comportement non-linéaire confinant ces études au domaine élastique linéaire. Toutefois, les valeurs de rigidité des différents constituants montrent un contraste de propriétés mécaniques (deux ordres de grandeur environ) entre les fibres et la matrice (Tableau A.9). À l'échelle de la micro-structure, le matériau est donc fortement hétérogène. De plus, l'étude de l'orientation des fibres révèle que l'évolution de l'angle par rapport à la direction de sollicitation est un paramètre clé du comportement

macroscopique du tissu. Sa valeur initiale joue alors un rôle dans le changement de pente obtenu dans le comportement non-linéaire [Ambard and Cherblanc, 2009].

L'hyper-élasticité

L'hyper-élasticité permet de décrire le comportement continu d'un matériau dans le cadre thermodynamique en respectant l'inégalité de Clausius-Duhem. La loi de comportement dérive alors d'un potentiel d'énergie de déformation W et la contrainte s'écrit sous la forme :

$$\underline{\underline{S}} = 2 \frac{\partial W}{\partial \underline{\underline{C}}}$$

où $\underline{\underline{S}}$ est le second tenseur de Piola-Kirchhoff et $\underline{\underline{C}}$ le tenseur droit des dilatations de Cauchy-Green. Elle doit respecter le principe d'objectivité ou d'indifférence matérielle en étant invariante pour tout changement de référentiel de l'observateur qui suit la transformation $\underline{\underline{F}}$ (Annexe D).

Les potentiels d'énergie sont alors définis en fonction des invariants de la dilatation :

$$W = W(I_1, I_2, \dots, J) \text{ avec } \begin{cases} I_1 = Tr(\underline{\underline{C}}) \\ I_2 = \frac{1}{2} \{ [Tr(\underline{\underline{C}})]^2 - Tr(\underline{\underline{C}}^2) \} \\ J = Det(\underline{\underline{F}}) \end{cases}$$

Pour les matériaux anisotropes, des invariants supplémentaires sont définis grâce aux directions d'anisotropie, $\underline{a}_{0i}$, par [Spencer, 2001] :

$$I_{4i}(\underline{\underline{C}}, \underline{a}_{0i}) = \underline{a}_{0i} \cdot \underline{\underline{C}} \cdot \underline{a}_{0i}$$

Dans le cadre général, seules certaines formes de potentiel peuvent être utilisées [Simo and Pister, 1984]. Par exemple, pour un potentiel néo-Hookéen la matrice tangente à l'origine doit retranscrire la matrice de rigidité de Hooke, ainsi le potentiel est de la forme [Simo and Pister, 1984] :

$$W(I_1, J) = \frac{G}{2} (I_1 - 3) + \frac{\lambda}{2} \ln(J)^2 - G \ln(J)$$

où G est le module de cisaillement et λ le premier coefficient de Lamé. Le tenseur de contrainte s'écrit alors :

$$\underline{\underline{S}} = G \underline{\underline{I}} + (\lambda \ln(J) - G) \underline{\underline{C}}^{-1}$$

Les formulations hyper-élastiques ont été utilisées pour des élastomères qui ont la propriété d'être incompressibles. De manière à contraindre les variations de volume à rester minimales au cours de la transformation, une décomposition multiplicative est réalisée avec une partie volumique ou sphérique, $J^{1/3} \underline{\underline{I}}$, et une partie isochore ou déviatorique, $\bar{\underline{\underline{F}}}$:

$$\underline{\underline{F}} = (J^{1/3} \underline{\underline{I}}) \bar{\underline{\underline{F}}}$$

Il est postulé que la définition du potentiel d'énergie se décompose en la somme d'une partie volumique $W_{vol}(J)$ et d'une partie déviatorique $W_{dev}(\bar{\underline{\underline{C}}})$. Cette dernière dépend du

tenseur de dilatation de Cauchy-Green droit « réduit », $\bar{\underline{\underline{C}}} = (J^{-2/3} \underline{\underline{I}}) \underline{\underline{C}}$, et les invariants réduits sont alors utilisés :

$$\begin{aligned}\bar{I}_1 &= J^{-2/3} I_1 \\ \bar{I}_2 &= J^{-4/3} I_2 \\ \bar{I}_{4i} &= \underline{a}_{0i} \cdot \bar{\underline{\underline{C}}} \cdot \underline{a}_{0i}\end{aligned}$$

Ce formalisme permet de hiérarchiser le rôle des transformations volumique et déviatorique. Il accorde ainsi une énergie de déformation plus importante pour un changement de volume que pour un changement de forme en utilisant divers potentiels volumiques [Boukamel, 2006]. Un des potentiels volumiques le plus utilisé dépend du module d'élasticité isostatique $\mathcal{K}$ [Boukamel, 1988] :

$$W_{vol}(J) = \frac{\mathcal{K}}{2} (J - 1)^2$$

Ainsi, le tenseur de contrainte d'un matériau néo-Hookéen prend la forme [Boukamel, 2006] :

$$\underline{\underline{S}} = 2J^{-2/3} \left[\underline{\underline{G}} \underline{\underline{I}} - \frac{1}{3} (\underline{\underline{G}} \underline{\underline{I}} : J^{-1} \underline{\underline{C}}) J \underline{\underline{C}}^{-1} \right] + 2\mathcal{K} J \underline{\underline{C}}^{-1}$$

Enfin, pour assurer une incompressibilité totale, un multiplicateur de Lagrange, q , est utilisé. Le potentiel de compressibilité est alors défini par $W_{vol}(J) = q(J - 1)$ et la contrainte lagrangienne d'un matériau néo-Hookéen est exprimée par :

$$\underline{\underline{S}} = G \underline{\underline{I}} - q J \underline{\underline{C}}^{-1}$$

Ces trois formulations hyper-élastiques, compressible, quasi-incompressible et incompressible, permettent l'usage d'un grand nombre de potentiels dont certains vont être décrits.

Quelques potentiels hyper-élastiques

Des formulations de potentiel d'énergie (néo-Hookéen, Harruda-Boyce, Gent, Holzapfel, Mooney-Rivlin, Ogden, Fung et Yeoh) ont été développées en utilisant des fonctions polynomiales ou exponentielles des invariants pour rendre compte des allures des courbes obtenues expérimentalement. Concernant l'annulus, ces lois sont utilisées de deux façons : la première consiste à coupler un potentiel hyper-élastique isotrope représentant la matrice d'enrobage à des éléments de structure de type barre pour rendre compte de la structure fibreuse [Noailly et al., 2011]. La plupart des autres modélisations considèrent un matériau homogène anisotrope et le définissent par une somme de potentiels qui prennent en compte la matrice et la structure fibreuse [Cortes and Elliott, 2011, Eberlein et al., 2001, Guerin and Elliott, 2007, Klisch and Lotz, 2000, Malandrino et al., 2012, O'Connell et al., 2012, Peng et al., 2006, Bass et al., 2004, Wagner and Lotz, 2004].

Un modèle artériel, développé par Holzapfel et al. [2000], est le plus utilisé pour l'annulus fibrosus car il décrit avec quatre à cinq paramètres le comportement de la matrice et le réseau des fibres orientées [Cortes and Elliott, 2011, Eberlein et al., 2001, Guerin and Elliott, 2007, Malandrino et al., 2012]. À l'origine, il décrit le comportement structurel de la paroi artérielle en considérant des fibres de collagène orientées dans une matrice isotrope formant des lamelles concentriques (trois dans le cas des artères). Structuellement, cela

correspond parfaitement à la constitution de l'annulus. Toutefois, des hypothèses d'homogénéité sont associées à ce modèle :

- un arrangement symétrique des parois avec une énergie de déformation variable pour les deux familles de fibres,
- les comportements mécaniques des deux familles sont supposés identiques mais avec des paramètres matériaux pouvant être différents.

La densité d'énergie de déformation est alors constituée d'une combinaison de trois termes :

$$W = W_{iso}(\underline{\underline{C}}) + W_{aniso}(\underline{\underline{C}}, \underline{a}_{01}, \underline{a}_{02}) + W_{vol}(J)$$

où le premier terme, W_{iso} , représente le comportement déviatorique de la matrice isotrope avec une description néo-Hookéenne et W_{aniso} décrit le comportement du réseau de fibres par une formulation exponentielle. Les vecteurs $\underline{a}_{0i}$ donnent l'orientation des deux familles de fibres du tissu. Ainsi, cette décomposition, avec la description de [Gasser et al. \[2006\]](#), correspond à un potentiel défini par :

$$W = \frac{G}{2}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{2K_2} \sum_{i \in [1,2]} K_{1i} \{ e^{K_2 [k_{disp} \bar{I}_1 + (1-3 k_{disp}) \bar{I}_{4i} - 1]^2} - 1 \} + \frac{\mathcal{K}}{2}(J - 1)^2 \quad (3.1)$$

où K_{1i} , K_2 et k_{disp} sont les paramètres matériaux du réseau de fibres. Le paramètre K_{1i} est homogène à une pression et traduit la rigidité du réseau fibreux. K_2 est sans unité, il permet de contrôler la mise en tension des fibres. Le paramètre k_{disp} a été ajouté dans la publication de [Gasser et al. \[2006\]](#) pour représenter la distribution des orientations des fibres dans le tissu car une dispersion des fibres autour de l'angle moyen est observé sur la plupart des tissus biologiques. Pour une valeur de $k_{disp} = 0.33$ le matériau est isotrope, par contre pour une valeur nulle les fibres sont toutes orientées dans la même direction. $\bar{I}_{4i}$ sont les invariants réduits du tenseur droit des dilatations de Cauchy-Green dans les directions des fibres.

Grâce à plusieurs paramètres matériaux (entre 4 [\[Holzapfel et al., 2000\]](#) et 11 [\[Klisch and Lotz, 2000\]](#)), ces modèles ont permis de représenter le comportement du matériau en contrainte/déformation dans différentes configurations : traction ou compression dans les trois directions ($\underline{e}_r, \underline{e}_\theta, \underline{e}_z$) [\[Wagner and Lotz, 2004\]](#). Les valeurs des paramètres sont généralement identifiées par une analyse inverse des courbes de contrainte/déformation au cours d'un chargement de traction [\[Guerin and Elliott, 2007, Klisch and Lotz, 2000, Malandrino et al., 2012, O'Connell et al., 2012, Peng et al., 2006, Bass et al., 2004, Wagner and Lotz, 2004\]](#). Dans le cadre élastique, ces modèles ne permettent pas de représenter l'hystérésis observée au cours des cycles de chargement, liée au comportement visqueux et/ou dissipatif des tissus biologiques [\[Ambard and Cherblanc, 2009, Baldit et al., 2012, Iatridis et al., 1997, Tower et al., 2002, Andarawis-Puri et al., 2012, Myers et al., 2010\]](#).

3.1.2 Modèle bi-phasique

La théorie des milieux poro-mécaniques permet de définir les couplages d'une matrice solide saturée par un fluide. Le modèle de Biot traduit les interactions entre le comportement mécanique de la phase solide et les mouvements de la phase liquide au sein de cette dernière. Lorsque le matériau est sollicité, le fluide est soumis à des variations de pression car la structure solide est déformée et la porosité en est directement impactée

(Équation 3.2). La conservation de la quantité de matière génère alors une pression hydrostatique sur la matrice solide (Équation 3.3) et le couplage est créé par le système d'équations suivant sur la configuration courante :

$$\phi^s = b \nabla \underline{v}_s + \frac{1}{\mathcal{M}} p + \phi_0^s \quad (3.2)$$

$$\underline{\underline{\sigma}} = \underline{\underline{\sigma}}^s + \underline{\underline{\sigma}}^f \quad \text{avec} \quad \underline{\underline{\sigma}}^f = -b p \underline{\underline{I}} \quad (3.3)$$

où $\underline{\underline{\sigma}}$ est la contrainte totale, $\underline{\underline{\sigma}}^s$ celle de la phase solide, $\underline{\underline{\sigma}}^f$ celle de la phase fluide, p la pression du fluide, ϕ_0^s et ϕ^s les porosités de la phase solide dans les configurations initiale et courante. Enfin, $\mathcal{M}$ et b sont respectivement le module et le coefficient de Biot.

Pour les tissus cartilagineux, l'hypothèse de Terzaghi est généralement une bonne approximation pour simplifier le problème [Bachrach et al., 1998]. Elle traduit l'incompressibilité des deux phases dans un milieu poreux entièrement saturé. Cela signifie que la compressibilité du matériau provient uniquement de l'écoulement du fluide dans la matrice poreuse. Ainsi, le module de Biot $\mathcal{M}$, traduisant la pression nécessaire pour augmenter le volume de fluide à déformation constante, prend une valeur infini car le système est fermé ($\mathcal{M} = \infty$). Le coefficient de Biot b , quantifiant la proportion de pression due à la variation de volume de fluide, est alors égal à un car la phase solide incompressible ($b = 1$).

Le comportement de la filtration au sein de la matrice solide poreuse est décrite par la loi de Darcy définie par :

$$\underline{q}^{f/s} = -\frac{k}{\mu} \nabla p \quad (3.4)$$

où $\underline{q}^{f/s}$ est la vitesse relative de la phase fluide par rapport à la phase solide, k est la perméabilité intrinsèque et μ est la viscosité dynamique du fluide. Pour simplifier la lecture, la perméabilité hydraulique, utilisée par la suite dans ce travail et définie par k/μ , est notée $\bar{k}$. Les variations de comportement de la phase fluide sont décrites par des fonctions de perméabilité diverses rendant les flux anisotropes dépendant de la déformation [Argoubi and Shirazi-Adl, 1996, Almeida and Spilker, 1997].

Dans ce cadre, les mesures de compression confinée présentées précédemment ont permis de caractériser le comportement élastique linéaire et la perméabilité du tissu. Ces données révèlent une rigidité de matrice en fin de fluage de 0.5 MPa environ (Tableau A.6) et des perméabilités hydrauliques de l'ordre de $10^{-15} m^4.N^{-1}.s^{-1}$. Ces valeurs de la perméabilité sont en accord avec les mesures directes présentées précédemment dans le chapitre 2. Par contre, les essais de compression confinée ne rendent compte que du comportement de la matrice et ne sollicitent pas le réseau de fibres de collagène.

Sous la même forme se rajoute l'équilibre des mélanges de solutés ioniques dans la phase fluide avec la conservation de l'électro-neutralité [Donnan and Harris, 1911, Coussy, 2004, Lanir, 1987]. Ce phénomène ne prend en compte que les déséquilibres entre la concentration en ions de l'environnement et les charges fixes du tissu. Il traduit les effets osmotiques observés expérimentalement [Drost et al., 1995, Frijns et al., 1997, Huyghe, 2010] par l'application d'une pression hydrostatique, $\Delta\pi$, définie par [Lanir, 1987] :

$$\Delta\pi = -2RT \left[\sqrt{c_{ext}^2 + (c_{cf}/2)^2} - c_{ext} \right] \quad (3.5)$$

où R est la constante des gaz parfaits, T la température absolue, c_{ext} la concentration ionique de la solution extérieure au tissu et c_{cf} la concentration de charges fixes liées à la matrice solide. Ce modèle utilisé sur l'annulus fibrosus a permis d'identifier la concentration de charges fixes à environ $c_{cf} = 0.126 \text{ mol.L}^{-1}$ [Ehlers et al., 2009, Droost et al., 1995, Frijns et al., 1997]

3.2 Un modèle hydro-chimio-mécanique

3.2.1 Modélisation continu et numérique

La modélisation du comportement mécanique obtenu dans le chapitre précédent est faite à la fois dans le cadre des milieux poreux et des milieux continus hyper-élastiques. La méthode éléments finis est alors utilisée pour réaliser le couplage hydro-chimio-mécanique grâce à la plate-forme logicielle *LMGC90* [www.lmgc.univ-montp2.fr/LMGC90].

Pour obtenir ce modèle, il faut combiner la modélisation hyper-élastique et les sources de transfert de fluide définies précédemment. La contrainte devient alors une combinaison de trois composantes : une de structure $\underline{\underline{\sigma}}^s$ l'hyper-élastique, une de fluide $\underline{\underline{\sigma}}^f$ liée au caractère bi-phasique et une composante osmotique $\underline{\underline{\sigma}}^{osm}$ due à la présence de charges fixes dans le tissu :

$$\begin{aligned}\underline{\underline{\sigma}} &= \underline{\underline{\sigma}}^s + \underline{\underline{\sigma}}^f + \underline{\underline{\sigma}}^{osm} \\ &= \underline{\underline{\sigma}}^s - p\underline{\underline{I}} + \Delta\pi\underline{\underline{I}}\end{aligned}$$

La loi de comportement mécanique utilisée correspond à celle définie par Gasser et al. [2006] et présentée précédemment (Équation 3.1). La conservation de la masse permet de compléter la description en reliant les taux de variations de volume avec les échanges de fluides modélisés par la loi de Darcy avec une perméabilité hydraulique $\bar{k}$ constante (Équation 3.4). Enfin, l'expression de la pression osmotique de Lanir [1987] est utilisée pour décrire la sensibilité aux sollicitations chimiques (Équation 3.5).

De manière simplifiée, le module de modélisation des milieux poreux de *LMGC90* est la combinaison des modules « mécanique » et « thermique ». La phase fluide est donc régie par l'équation de thermique tout en étant couplée à la mécanique par la matrice de dissipation $\underline{\underline{D}}$ pour résoudre le système suivant :

$$\underline{\underline{D}} \dot{\underline{\underline{\alpha}}} + \underline{\underline{K}} \underline{\underline{\alpha}} = \underline{\underline{F}}_{ext}$$

où $\underline{\underline{K}}$ est la matrice de rigidité et $\underline{\underline{F}}_{ext}$ les forces extérieures. La formulation est construite en vitesse, ainsi le vecteur $\underline{\underline{\alpha}}$ prend en compte la vitesse et la pression. Le système à résoudre prend la forme :

$$\begin{bmatrix} 0 & \underline{\underline{B}}^T \\ \underline{\underline{B}} & \underline{\underline{L}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \underline{\underline{v}} \\ \underline{\underline{p}} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \underline{\underline{K}} & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \int \underline{\underline{v}} \\ \int \underline{\underline{p}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \underline{\underline{F}} \\ \underline{\underline{Q}} \end{bmatrix}$$

où $\underline{\underline{B}}$ traduit le couplage de Biot, $\underline{\underline{L}}$ la loi de Darcy, $\underline{\underline{F}}$ les forces mécaniques extérieures et $\underline{\underline{Q}}$ le flux de Darcy.

La formulation numérique est basée sur un schéma temporel totalement implicite. Elle utilise des éléments de *Taylor-Hood* avec une interpolation d'ordre 2 en déplacement et d'ordre 1 en pression [Hood and Taylor, 1973]. Les lois de comportement sont implémentées dans la bibliothèque de matériaux développée par Laurent Stainier (*MatLib*).

3.2.2 Procédure d'identification des propriétés du matériau

Les déformations moyennes expérimentales correspondent à des mesures effectuées au centre de l'éprouvette, il n'est donc pas nécessaire dans une première approximation de prendre en compte les conditions de collage aux extrémités de l'échantillon. Ainsi, en considérant l'éprouvette infiniment longue dans la direction circonférentielle, une discrétisation à un élément dans la direction circonférentielle suffit et un maillage plus fin est utilisé dans les directions transverses réduisant le nombre d'éléments à 169 (Figure 3.1). Le mod-

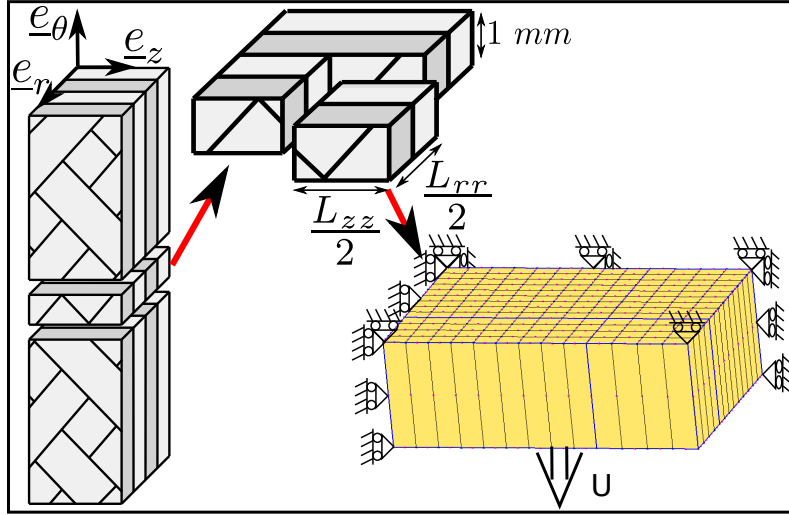


FIGURE 3.1 – Maillage d'une portion d'éprouvette pour la méthode inverse.

èle étant sensible aux dimensions des éprouvettes, le modèle géométrique est paramétré pour prendre en compte les dimensions réelles des échantillons expérimentaux. La *BAME* (Chapitre 2) permet alors de générer les géométries pour la totalité des essais numériques. Le format des géométries correspond au logiciel libre *GMSH* [geuz.org/gmsh/].

Six paramètres sont alors identifiés : cinq pour de la phase solide : G , $\mathcal{K}$, K_1 , K_2 , k_{disp} , plus la perméabilité hydraulique, $\bar{k}$, pour la phase fluide. L'orientation des fibres est considérée comme constante et issue de la littérature avec une valeur de 28° (Chapitre 1). L'identification a été réalisée en deux étapes majeures sur un vecteur objectif, V^{obj} , défini comme une combinaison des données expérimentales sur un cycle de chargement :

$$V^{obj} = [\alpha \underline{\sigma}_{\theta\theta}, \beta \underline{E}_{rr}, \gamma \underline{E}_{zz}] \quad (3.6)$$

où $\underline{\sigma}_{\theta\theta}$ est la contrainte normalisée. $\underline{E}_{rr}$ et $\underline{E}_{zz}$ sont les déformations transverses associées à la mesure de contrainte. α , β et γ sont les poids attribués à chacune des données.

La première identification est similaire à celle de la littérature, c'est à dire uniquement sur les données de contrainte ($\alpha = 1$ et $\beta = \gamma = 0$), mais l'analyse est étendue sur un cycle complet au lieu d'être limitée à la phase de chargement pour pouvoir prendre en compte la dissipation. Dans un deuxième temps, les données transverses obtenues expérimentalement sont ajoutées à la méthode pour améliorer la qualité de l'identification ($\alpha = \beta = \gamma = 1$). Deux algorithmes ont été utilisés, celui de Levenberg-Marquardt [[Levenberg, 1944](#), [Marquardt, 1963](#)] et celui du simplex [[Dantzig, 1982](#)] pour résoudre le problème inverse.

Le comportement hydro-mécanique a été identifié en priorité sur le test cyclique. Par la suite, le paramètre osmotique, c_{cf} , pourra être identifié grâce aux mesures hydro-chimio-mécaniques.

3.2.3 Analyse de la méthode inverse

L'utilisation d'une modélisation poro-mécanique permet de décrire l'hystérésis présent sur les cycles de chargement comme l'illustre la figure 3.2. L'utilisation des déformations

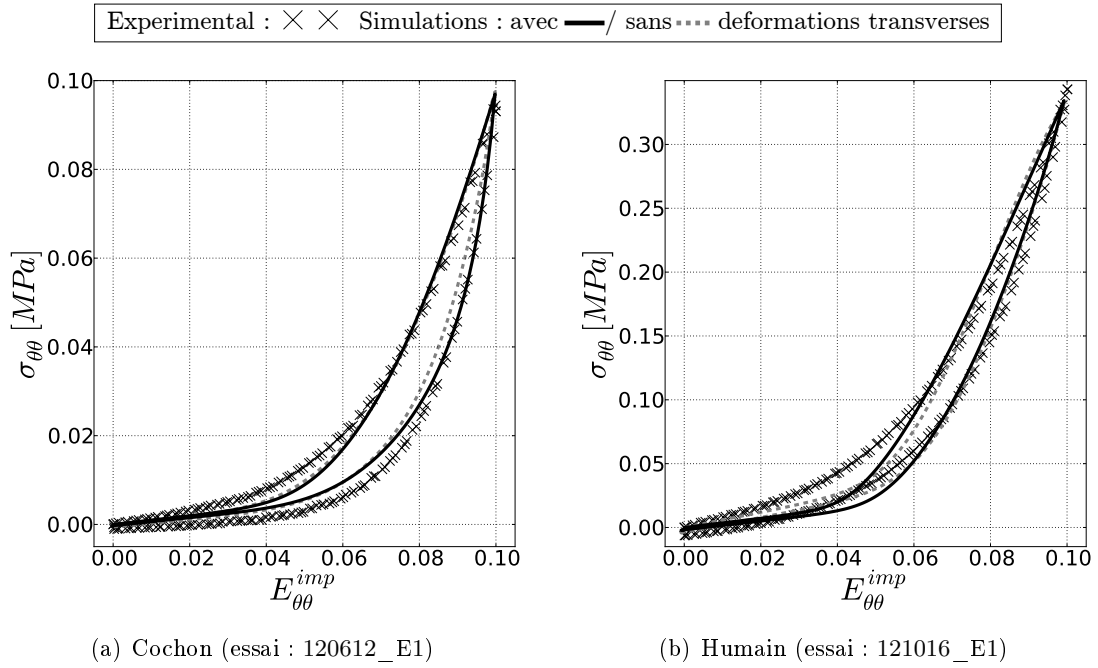


FIGURE 3.2 – Comparaison entre le modèle et les données expérimentales en contrainte/déformation.

transverses n'influence pas particulièrement les résultats en contrainte/déformation. Par contre dans les directions transverses, l'impact est non négligeable comme l'illustre la figure 3.3. La première identification donne des valeurs du module d'élasticité isostatique, $\mathcal{K}$, qui entraînent un gonflement dans les deux directions transverses. Celles-ci augmentent avec le deuxième vecteur objectif qui contraint l'identification avec les mesures de corrélations d'images (Équation 3.6) et donne de meilleurs résultats en déformation. Le fait que l'identification soit plus précise en contrainte (Figure 3.2) qu'en déformations transverses (Figure 3.3) est directement lié à la construction du vecteur objectif.

Avec un jeu de paramètres convenable, il est intéressant d'en mesurer l'impact sur le comportement au cours d'un cycle de chargement. Les résultats de l'analyse de sensibilité sont présentés dans la figure 3.4 en fonction du temps pour une meilleure lisibilité et le chargement maximal ($E_{\theta\theta}^{imp} = 10\%$) est obtenu pour 100 s environ. En contrainte et pression, la perméabilité et le paramètre K_2 ont le plus d'impact sur le comportement alors qu'en déformations transverses le module d'élasticité isostatique $\mathcal{K}$ et le paramètre de dispersion des fibres k_{disp} peuvent aussi avoir un rôle non-négligeable. Cette dernière

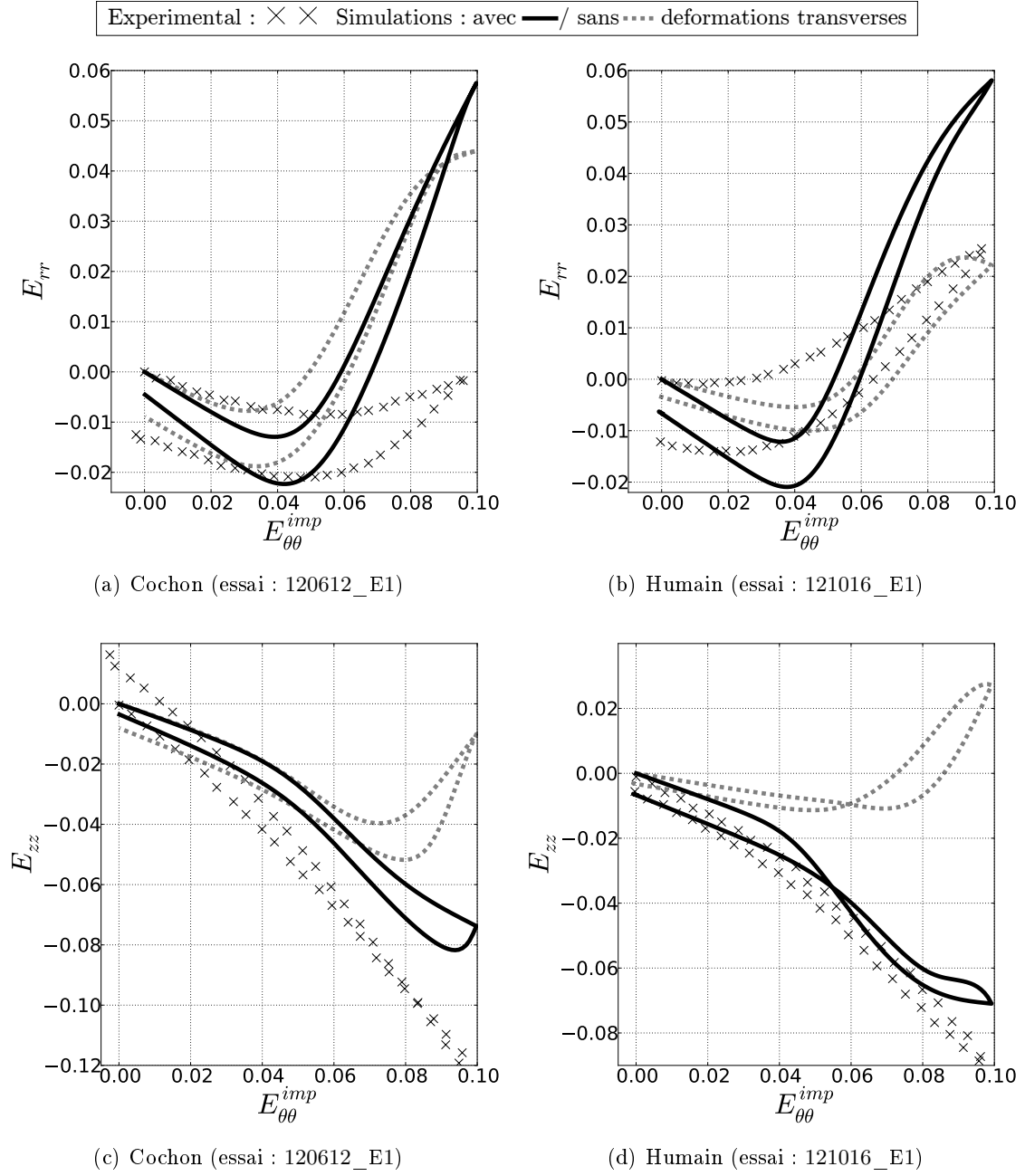


FIGURE 3.3 – Comparaison entre le modèle et les données expérimentales en déformations transverses.

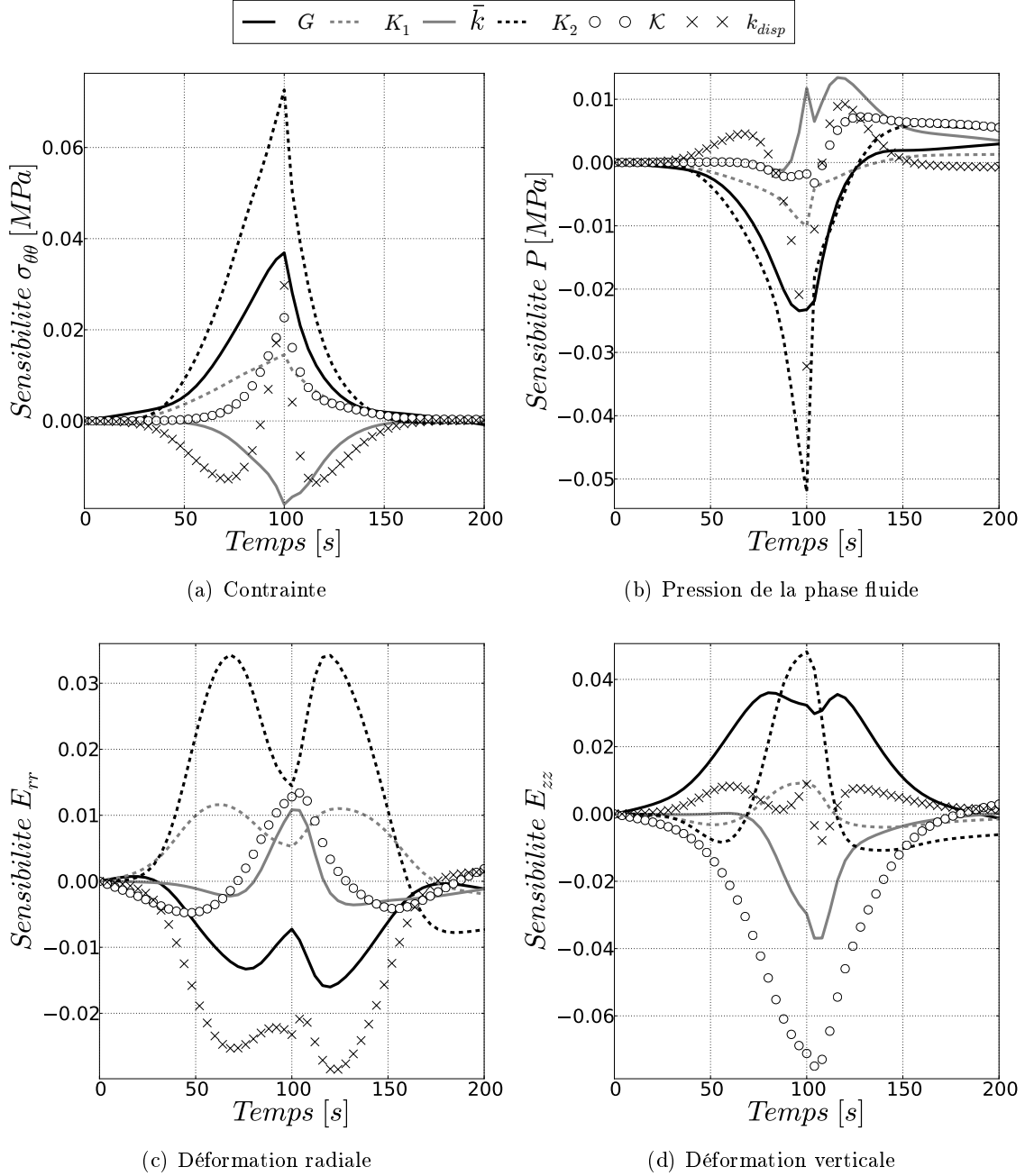


FIGURE 3.4 – Sensibilité du modèle.

observation est cohérente avec l'impact de la variation du module d'élasticité isostatique sur le comportement transverse entre les deux identifications. Si à cette analyse s'ajoute l'influence de l'angle et de la géométrie, l'orientation initiale des fibres apparaît largement prédominante sur tous les paramètres (Figure E.1).

3.3 Résultats numériques

Cette partie utilise les paramètres identifiés précédemment pour comparer les simulations aux observations expérimentales.

3.3.1 Paramètres hydro-chimio-mécaniques identifiés

Une fois la méthode inverse appliquée sur chacune des éprouvettes, une moyenne des paramètres est réalisée et les tableaux 3.1 et 3.2 synthétisent ces données. Les ordres de grandeur de ces paramètres sont proches de la littérature (Tableaux A.7 et A.10) qui présente des variabilités toutes aussi conséquentes que celles obtenues ici. Le module

Paramètres	Cochon	Humain
G [MPa]	0.04 ± 0.01	0.09 ± 0.03
$\mathcal{K}$ [MPa]	0.38 ± 0.28	0.98 ± 0.49
K_1 [MPa]	0.012 ± 0.009	0.051 ± 0.036
K_2	995 ± 377	660 ± 336
k_{disp}	0.033 ± 0.017	0.013 ± 0.017
$\bar{k} \times 10^{-12}$ [$m^4.N^{-1}.s^{-1}$]	0.04 ± 0.04	0.043 ± 0.058

TABLE 3.1 – Valeurs des paramètres identifiés sans la prise en compte des déformations transverses (intervalle de confiance : 95%).

Paramètres	Cochon	Humain
G [MPa]	0.05 ± 0.01	0.08 ± 0.02
$\mathcal{K}$ [MPa]	0.50 ± 0.27	1.39 ± 0.82
K_1 [MPa]	0.008 ± 0.007	0.053 ± 0.038
K_2	1077 ± 461	628 ± 374
k_{disp}	0.030 ± 0.015	0.006 ± 0.009
$\bar{k} \times 10^{-12}$ [$m^4.N^{-1}.s^{-1}$]	0.047 ± 0.042	0.010 ± 0.005

TABLE 3.2 – Valeurs des paramètres identifiés avec la prise en compte des déformations transverses (intervalle de confiance : 95%).

d'élasticité isostatique $\mathcal{K}$ est similaire aux valeurs de la littérature alors que le module de cisaillement G est inférieur avec un facteur dix. Cette différence est certainement liée aux conditions initiales du matériau lors de la caractérisation expérimentale. Dans cette étude, la pré-charge appliquée au tissu est de l'ordre de $0.05\ N$, or dans la littérature elle est bien plus grande ($0.1\ N$ [O'Connell et al., 2009, Malandrino et al., 2012] et $0.5\ N$ [O'Connell et al., 2012]). L'utilisation du coefficient de dispersion k_{disp} donne des valeurs extrêmes sur

les coefficients des fibres K_1 et K_2 mais permet une transition moins brutale lorsque les fibres sont mises en tension [Gasser et al., 2006].

Ce modèle avec le jeu de paramètres identifiés rend compte d'une majorité de phénomènes observés expérimentalement tels que : la non-linéarité, l'hystérésis, l'anisotropie transverse et le changement de pente des déformations radiales. Les trois premiers critères sont directement liés au comportement purement mécanique et la dissipation vient du couplage poro-mécanique. Pour la totalité des échantillons, la pression obtenue au centre de l'éprouvette est négative avec des valeurs de l'ordre de 10^{-2} à 10^{-1} MPa. Ce résultat va à l'encontre de l'hypothèse de pression positive énoncée dans la partie expérimentation. Les flux de fluide sont alors dirigés vers le centre de l'éprouvette et sont présentés sur la figure E.2.

3.3.2 Le test cyclique

L'identification est menée sur un seul cycle de chargement mais les simulations sont réalisées sur trois pour être comparées aux résultats expérimentaux. Les paramètres utilisés pour les simulations présentées par la suite sont issus de l'identification tenant compte des déformations transverses (Tableau 3.2).

L'accommodation obtenue au cours des cycles expérimentaux (Figure 2.18) apparaît aussi sur les simulations (Figure 3.5). Ce phénomène est particulièrement sensible au comportement volumique du matériau car lorsque le comportement transverse n'était pas contraint, l'accommodation était plus marquée (Figure E.3). L'utilisation des données transverses tend à augmenter l'incompressibilité ce qui diminue grandement l'accommodation. Si l'étude se porte à nouveau sur la contrainte à l'origine, celui-ci diminue au cours des

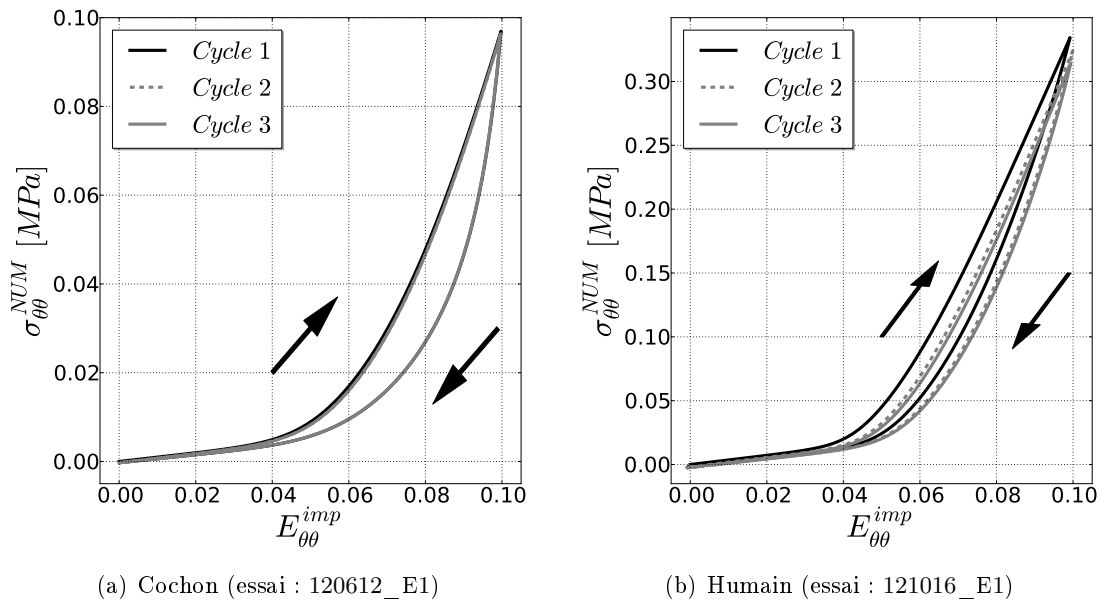


FIGURE 3.5 – Accommodation au cours des cycles de la simulation.

cycles sur la figure 3.6 qui est un zoom de la figure 3.5. À la fin de la série de chargements, une valeur négative est alors obtenue en contrainte correspondant au déséquilibre

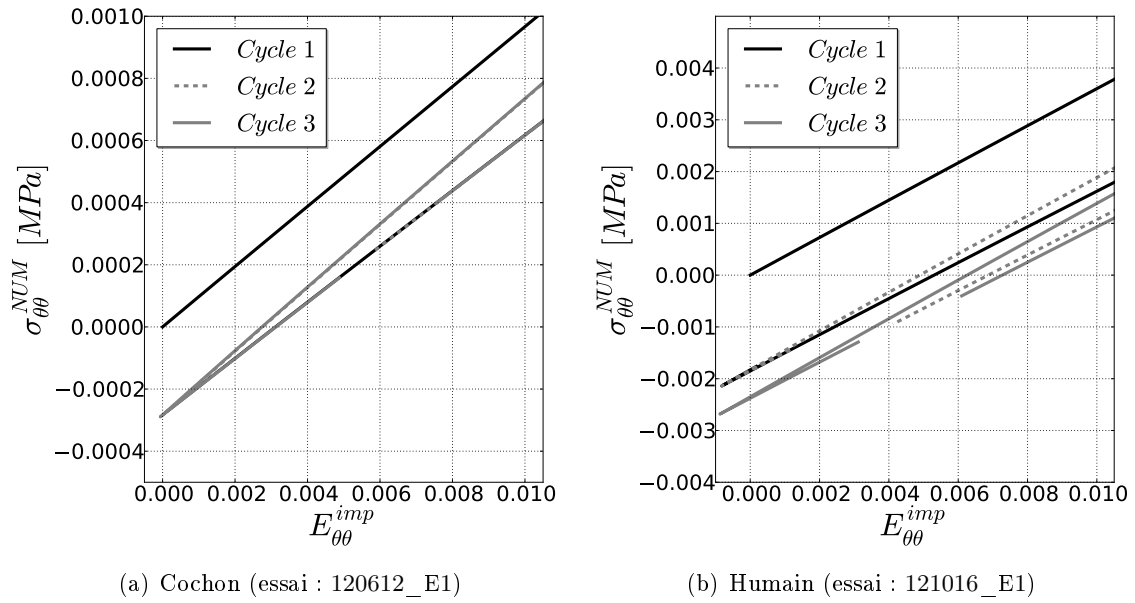


FIGURE 3.6 – Zoom sur l'accommodation au cours des cycles de la simulation.

en pression de la figure 3.7. Durant le repos poro-mécanique celle-ci reprend alors sa valeur initiale expliquant les tendances expérimentales des figures 2.21 et 2.22. L'équilibre poro-mécanique est obtenu en trente minutes ce qui confirme l'application d'une heure de repos pour obtenir l'équilibre du tissu expérimental.

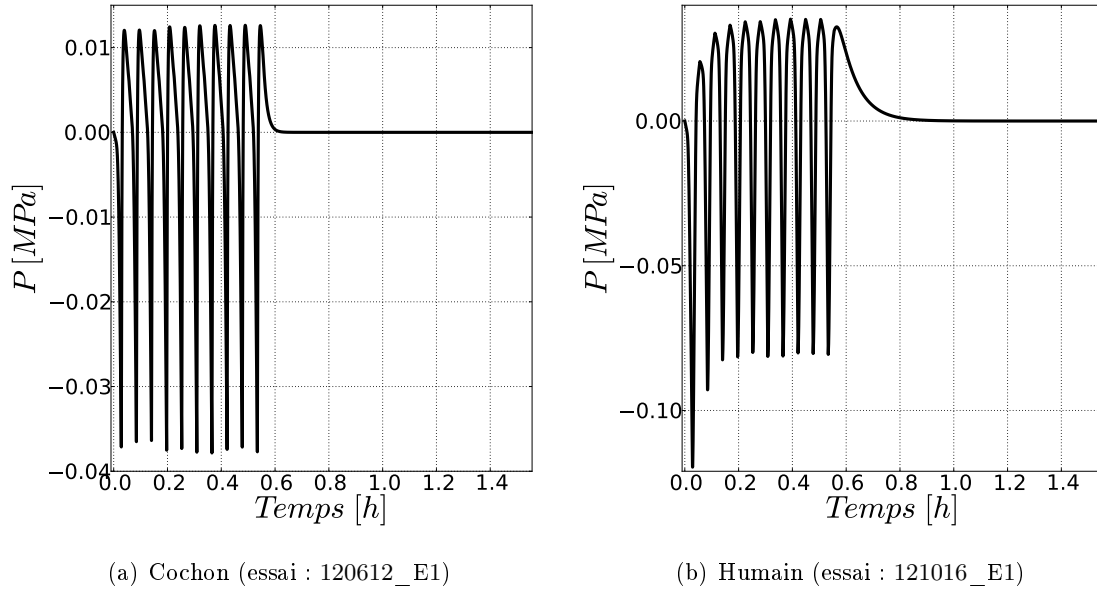


FIGURE 3.7 – Pression au centre de l'éprouvette au cours des dix cycles de chargement et de la phase d'équilibrage poro-mécanique

3.3.3 Le test de relaxation

Les allures des courbes de relaxations numériques en contrainte sont très similaires à celles obtenues expérimentalement (Figure 3.8). Ces résultats confirment la robustesse du jeu de paramètres en contrainte/déformation qui pourra par la suite être affiné en rajoutant les données de relaxation dans la méthode inverse. La figure 3.9 donne l'état de pression du centre de l'éprouvette au cours du temps. Ainsi, la dépression créée par le chargement mécanique entraîne une relaxation pour obtenir l'équilibre de la phase fluide.

Concernant les déformations transverses, les résultats sont à l'opposé des données expérimentales. En fin de chargement, la direction radiale présente un gonflement (Figure 3.10) alors qu'expérimentalement, un fort rétrécissement est obtenu de manière systématique et la dimension verticale tend à fortement rétrécir alors que le comportement expérimental révèle une déformation quasi-constante (Figure 3.11). La mesure moyenne des déformations expérimentales permet alors de discriminer un comportement non cohérent du modèle avec les observations expérimentales. En réalisant une méthode inverse sur les données des tests de relaxation, celle-ci pourrait permettre de trouver un jeu de paramètres plus adapté.

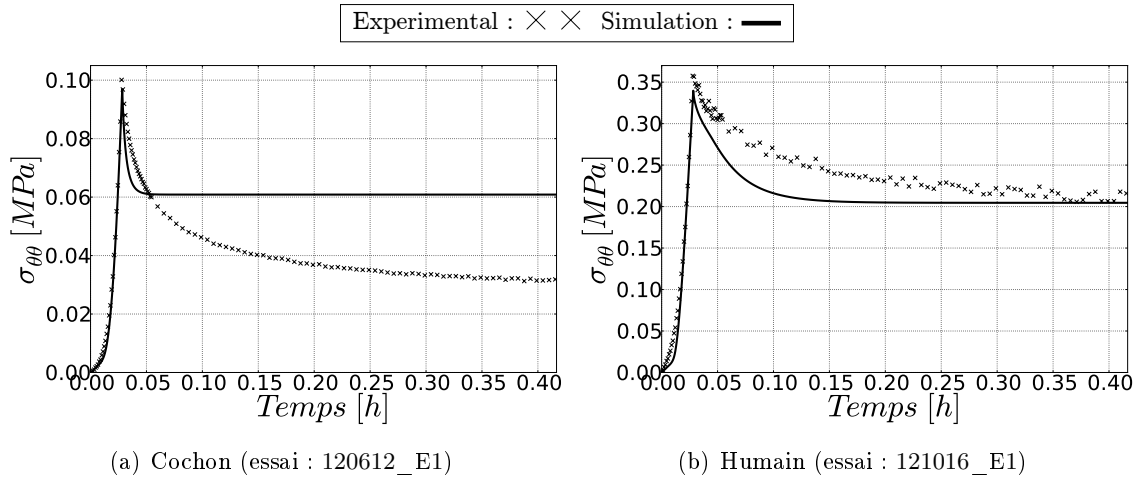


FIGURE 3.8 – Comparaison de la contrainte expérimentale et numérique au cours du test de relaxation.

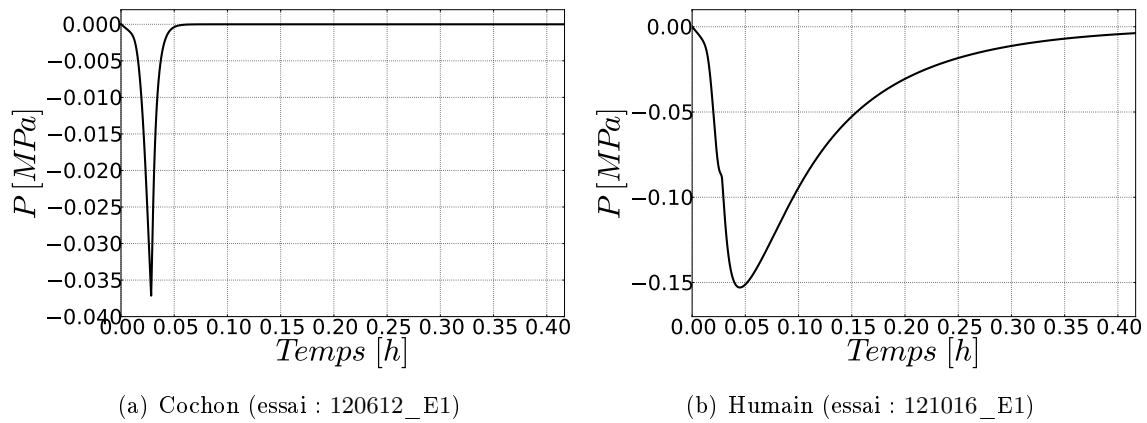


FIGURE 3.9 – Pression au centre de l'éprouvette au cours de la relaxation

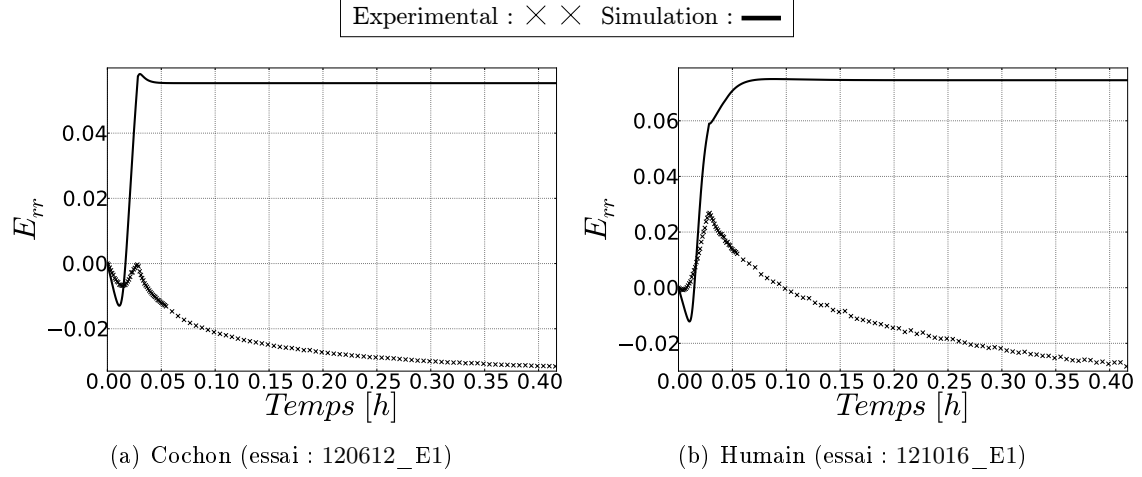


FIGURE 3.10 – Comparaison de la déformation radiale expérimentale et numérique au cours du test de relaxation.

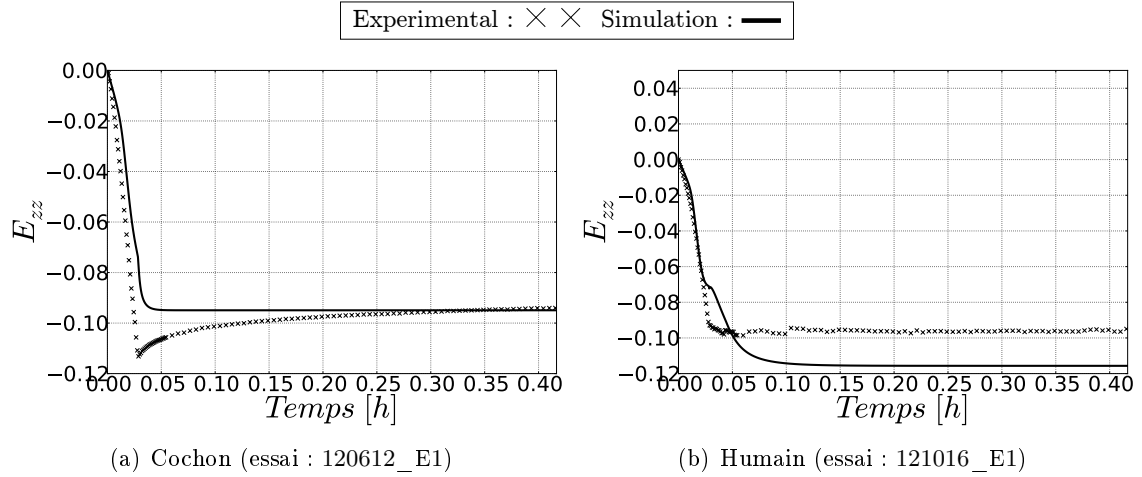


FIGURE 3.11 – Comparaison de la déformation verticale expérimentale et numérique au cours du test de relaxation.

3.3.4 Le test chimio-mécanique

La réalisation de simulations sur les sollicitations chimiques est impossible avec le jeu de paramètres obtenu précédemment. Les interactions hydro-chimio-mécaniques font rapidement diverger le calcul qui ne peut aboutir. Toutefois, en divisant par dix la sollicitation osmotique, $\Delta\pi$, théoriquement appliquée, il est possible d'obtenir les résultats de la figure 3.12.a. Les tendances obtenues sont opposées aux résultats expérimentaux de la figure 2.46 car avec une pression négative en fin de chargement le tissu se charge de fluide lors de sa relaxation. Ainsi, dans un environnement hypotonique, l'effet osmotique génère un flux de la phase liquide depuis le bain environnant vers l'échantillon qui va dans le même sens que le flux généré par la relaxation. L'inverse est observé pour une solution hypertonique.

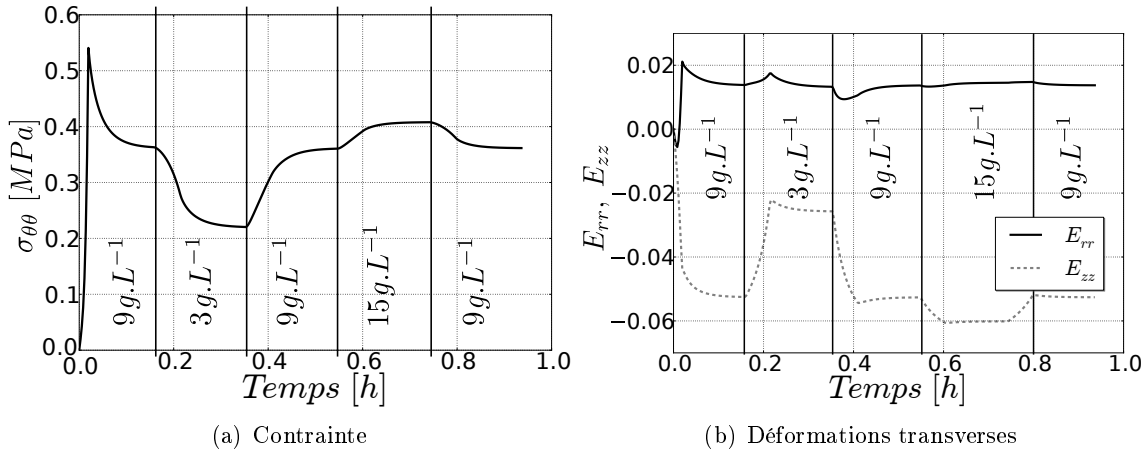


FIGURE 3.12 – Comportement osmotique obtenu avec un modèle hyper-élastique quasi-incompressible.

3.4 Conclusion et perspectives de la modélisation

L'utilisation d'un modèle hydro-chimio-mécanique permet de rendre compte de nombreux phénomènes physiques rencontrés dans les tissus biologiques. Il ressort de cette étude que le comportement dissipatif observé sur divers tissus [Ambard and Cherblanc, 2009, Myers et al., 2010, Andarawis-Puri et al., 2012, Costalat et al., 2011] peut être attribué au comportement bi-phasique du matériau. De plus, l'évolution de la pression du fluide au cours du chargement cyclique entraîne une accommodation réversible. Cela remet en question les hypothèses d'endommagement des tissus mous pour des sollicitations physiologiques [Costalat et al., 2011, Andarawis-Puri et al., 2012].

La simulation des sollicitations chimiques a mis en évidence les limites du modèle développé. L'obtention d'une pression négative dans l'éprouvette numérique au cours du chargement mécanique ne permet pas de rendre compte des couplages hydro-mécanique réels. L'utilisation du cadre hyper-élastique compressible pourrait être alors l'alternative pour obtenir la sur-pression attendue.

Le modèle de la phase solide développé par [Holzapfel et al. \[2000\]](#) permet d'obtenir le changement de pente en contrainte et déformations transverses observé expérimentalement. L'état initial du matériau a alors une importance capitale sur le comportement global, la maîtrise de cet état pourrait améliorer considérablement l'identification des paramètres. Dans cette étude, les éprouvettes sont considérées libres de chargement à l'état initial ce qui n'est pas le cas dans la réalité d'où la difficulté d'obtenir des résultats convenables en déformations transverses moyennes numériques. Lorsque les paramètres du modèle hydro-chimio-mécanique compressible auront été identifiés, il sera intéressant de remonter progressivement à l'état initial du tissu. Par exemple, en prenant en compte l'influence de la courbure du tissu sur le comportement macroscopique du tissu discret et homogène.

3.4.1 Vers une mesure de la perméabilité en traction

Dans le cadre poro-mécanique, une diminution du volume résulte d'une perte d'eau dont la cinétique est pilotée par la perméabilité. Étant donné les résultats obtenus en relaxation sur les figures 2.32 et 2.33, la diminution de déformation dans la direction radiale et la valeur quasi constante dans la direction verticale traduisent pour un milieu homogène une diminution de volume. Dans cette hypothèse, cela signifie qu'une sur-pression diffuse du centre de l'échantillon vers le bain. Pour ce type de chargement, en considérant la matrice comme un matériau élastique et isotrope, l'évolution du déplacement local, $\underline{u}$, est défini par [Coussy \[2004\]](#) :

$$\frac{\partial \underline{u}}{\partial t} + E\bar{k}\Delta \underline{u} = 0 \quad (3.7)$$

où E est le module de Young de la matrice.

En négligeant l'influence du collage des extrémités du tissu, le problème est réduit à un cas de déformations bi-dimensionnelles planes. Les conditions initiales sont données par une sur-pression homogène et des surfaces libres de pression. De plus, les déformations verticales, E_{zz} , sont imposées constantes confinant ainsi le matériaux dans une direction (Figure 3.13). La solution analytique de l'évolution de la déformation radiale, E_{rr} , est alors

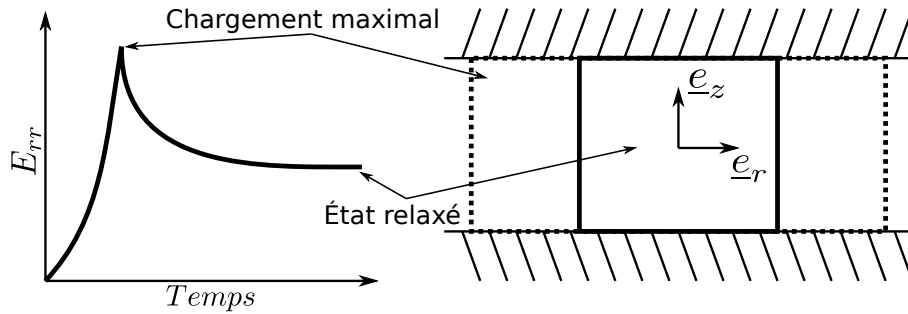


FIGURE 3.13 – Hypothèse du calcul de la perméabilité.

donnée par [Carslaw and Jaeger, 1959](#) :

$$E_{rr} = E_{rr}^{\infty} + (E_{rr}^0 - E_{rr}^{\infty}) \times \sum_{i=0}^{\infty} \frac{2}{(i + \frac{1}{2})^2 \pi^2} \exp \left[-\frac{1}{(i + \frac{1}{2})^2 \pi^2} \frac{t}{\tau} \right] \quad (3.8)$$

où E_{rr}^0 et E_{rr}^∞ sont respectivement les déformations radiales au début et à la fin du test de relaxation. Le temps caractéristique τ est défini par :

$$\tau = \frac{1}{4E\bar{k} \left(\frac{1}{L_{rr}^2} + \frac{1}{L_{zz}^2} \right)} \quad (3.9)$$

où L_{rr} et L_{zz} sont les dimensions transverses de l'échantillon. L'intérêt de cette méthode est d'identifier un temps caractéristique de relaxation qui ne dépend pas des conditions initiales.

Étant donné que le réseau des fibres ne participe pas à la relaxation, la valeur de module d'Young est associé au comportement de la matrice en compression confinée. Les coefficients œdométriques de la littérature donnent un module d'Young moyen de l'ordre de 0.5 MPa (Tableau A.6) [Best et al., 1994, Drost et al., 1995, Iatridis et al., 1998, Klisch and Lotz, 2000, Périé et al., 2005, Yao et al., 2002]. En réalisant une méthode inverse, basée sur l'algorithme de Levenberg-Marquadt, la perméabilité hydraulique est déterminée à partir de l'équation 3.8. La comparaison entre les données expérimentales et numériques du test de relaxation est donnée sur la figure 3.14. Les valeurs de la perméabilité et de

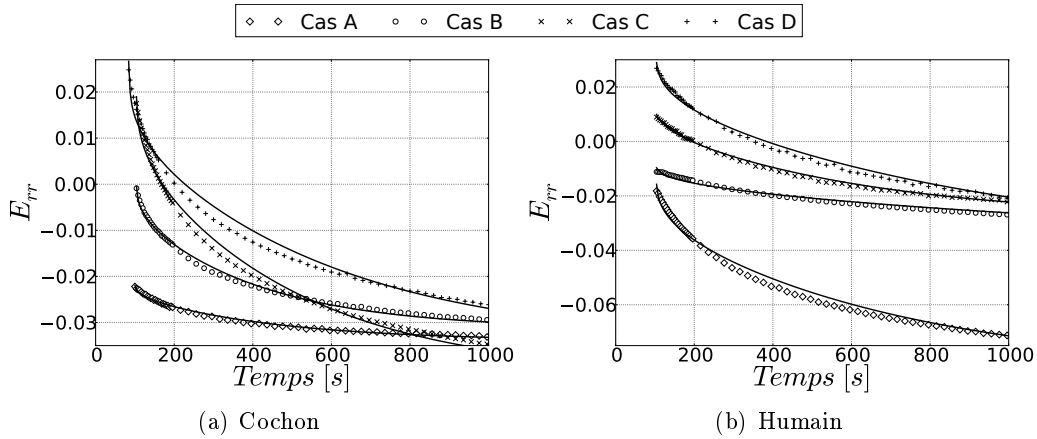


FIGURE 3.14 – Méthode inverse sur les déformations radiales de 4 tests de relaxation en fonction du temps (essais cochon–humain : cas A → 120906_E1 – 121204_E1, cas B → 120612_E1 – 121023_E1, cas C → 120911_E1 – 121123_E1, cas D → 120724_E1 – 121016_E1).

temps caractéristiques sont du même ordre de grandeur que les données de la littérature (Tableaux 3.3, A.7 et A.4). La perméabilité des tissus de cochon apparaît alors supérieure à celle des échantillons humains ce qui est en accord avec l'hypothèse faite dans le chapitre précédent.

Le modèle élastique bi-dimensionnel permet d'obtenir rapidement la perméabilité du tissu sollicité en traction. Les valeurs obtenues sont en accord avec la littérature et cohérentes avec celles du modèle hydro-chimio-mécanique développé précédemment. L'utilisation des déformations transverses expérimentales permet donc par différents biais d'affiner l'estimation des paramètres en améliorant leur précision.

	$\bar{k} \times 10^{-15} [m^4.N^{-1}.s^{-1}]$	$\tau [s]$
Cochon	3.93 ± 1.36	4004 ± 943
Humain	3.06 ± 1.00	7378 ± 2925

TABLE 3.3 – Valeurs de la perméabilité et des temps caractéristiques obtenus par la méthode inverse sur le modèle bi-dimensionnel (intervalle de confiance : 95%).

3.4.2 Vers une prise en compte de la micro-structure

Les fortes hétérogénéités locales de déformation obtenues expérimentalement ne peuvent pas être expliquées par un modèle homogène (Figures 2.14 à 2.17). Deux simulations ont été lancées à l'échelle de l'éprouvette pour tenter de trouver l'origine des hétérogénéités surfaciques. Le but est de prendre en compte certains aspects de la micro-structure tel que le nombre réel de lamelles.

Pour simplifier le problème, les simulations ne tiennent compte que du comportement mécanique du tissu car il prédomine sur le comportement poreux au niveau des déformations. En effet, les hétérogénéités des déformations locales persistent à la fin de la relaxation impliquant qu'elles sont liées au comportement de la structure. Une symétrie dans la direction perpendiculaire aux lamelles, e_r , est utilisée pour simplifier le maillage avec une alternance de l'orientation des fibres, impliquant un nombre total de lamelles impair. Cette géométrie de 5280 éléments (Figure 3.15) permet à la fois de tenir compte des conditions de collage des deux extrémités du tissu et de réaliser des simulations avec des variations de propriétés de lamelles.

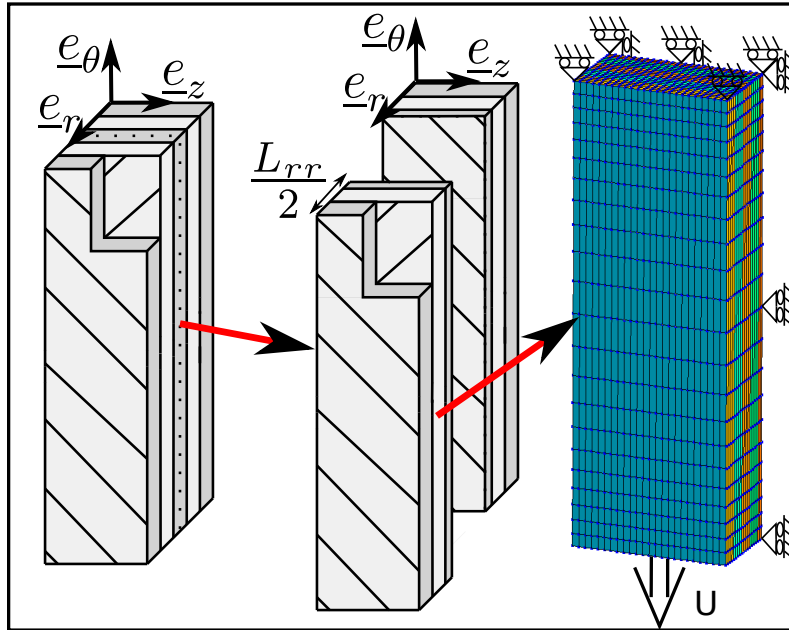


FIGURE 3.15 – Maillage simplifié à l'échelle de l'éprouvette discrète.

Avant de présenter les champs, la validité des paramètres identifiés sur la géométrie simplifiée (Figure 3.1) doit être vérifiée. Les données du test de relaxation numérique sont utilisées pour comparer l'état de contrainte purement mécanique à celui en fin de relaxation. Les courbes de la figure 3.16 montrent que l'hypothèse simplificatrice utilisée dans la partie précédente est cohérente numériquement. Les contraintes obtenues pour le

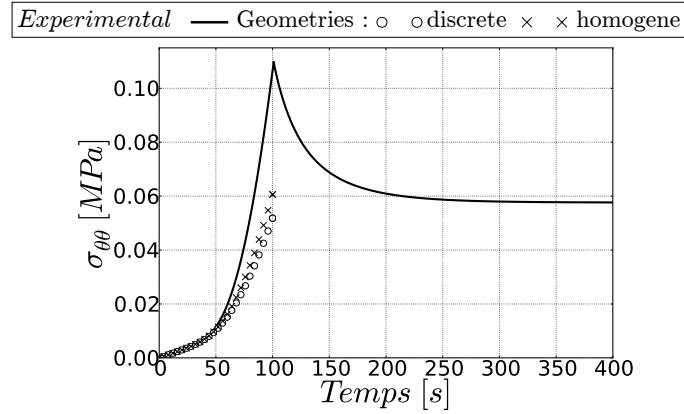


FIGURE 3.16 – Comparaison du comportement purement mécanique, à l'échelle de l'éprouvette, au comportement poro-mécanique de la portion d'éprouvette (essai : 120911_E1).

chargement maximal sont très proches de la valeur en fin de relaxation aussi bien pour la géométrie discrète que pour la géométrie homogène. Seuls les résultats d'une éprouvette de cochon sont présentés dans les figures suivantes, toutefois les champs sur tissu humain sont donnés dans l'annexe E.

Pour la géométrie discrète, le champ des déformations circonférentielles dans le plan des fibres (Figure 3.17.a) présente une diagonale de fortes déformations qui rappellent le champ obtenu sur la figure 2.14. Des localisations de forte déformation apparaissent proches des collages de l'échantillon. Ces concentrations de déformations aux conditions aux limites sont aussi visibles dans le plan des lamelles. Au centre de l'éprouvette, les hétérogénéités sont dispersées sans forte tendance (Figure 3.18) ce qui correspond aux champs de la figure 2.15. En comparant les champs numériques dans les directions circonférentielles, les valeurs proches du centre de l'éprouvette sont plus importantes dans le plan des fibres que dans le plan des lamelles quelque soit la géométrie utilisée. Ce résultat numérique pourrait aider à comprendre la différence de comportement moyen expérimental où les valeurs dans le plan des fibres sont toujours supérieures à celles du plan des lamelles (Figure 2.23). De plus, avec une géométrie discrète, des localisations de fortes déformations apparaissent aux conditions aux limites. Or, lors de la caractérisation expérimentale, ces dernières ne sont pas capturées par l'acquisition d'images et les moyennes dans la direction circonférentielle ne peuvent donc pas rendre compte du comportement moyen du matériau. La direction radiale présente des résultats en accord avec la figure 2.17. La transition de rétrécissement à gonflement de l'extérieur à l'intérieur de la surface est clairement obtenu sur la géométrie discrète (Figure 3.19.a) et non sur l'homogène (Figure 3.19.b). Ce champ permet de mieux comprendre le comportement surfacique obtenu expérimentalement, la

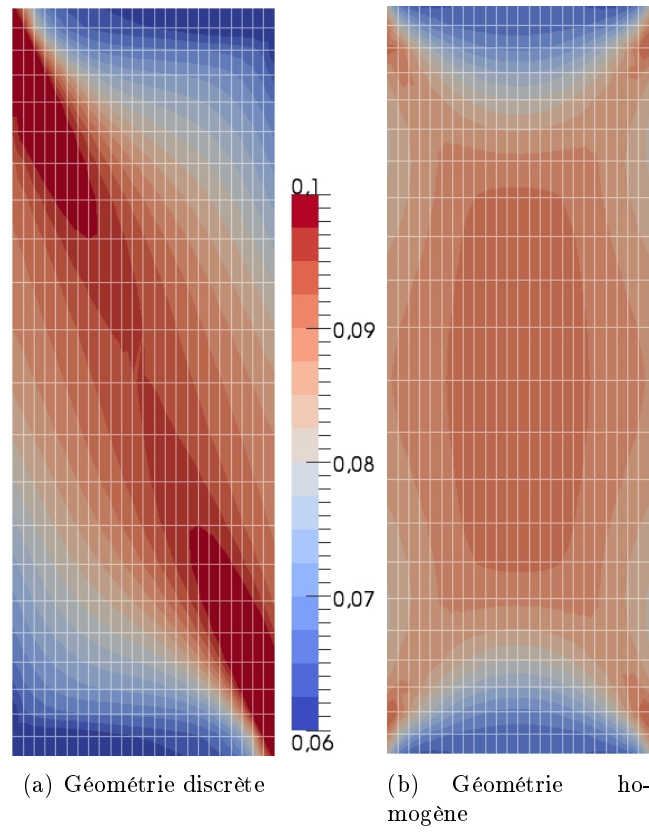


FIGURE 3.17 – Champs de déformation circonférentiel numérique dans le plan des fibres ($E_{\theta\theta}^{imp} = 10\%$, essai : 120911_E1).

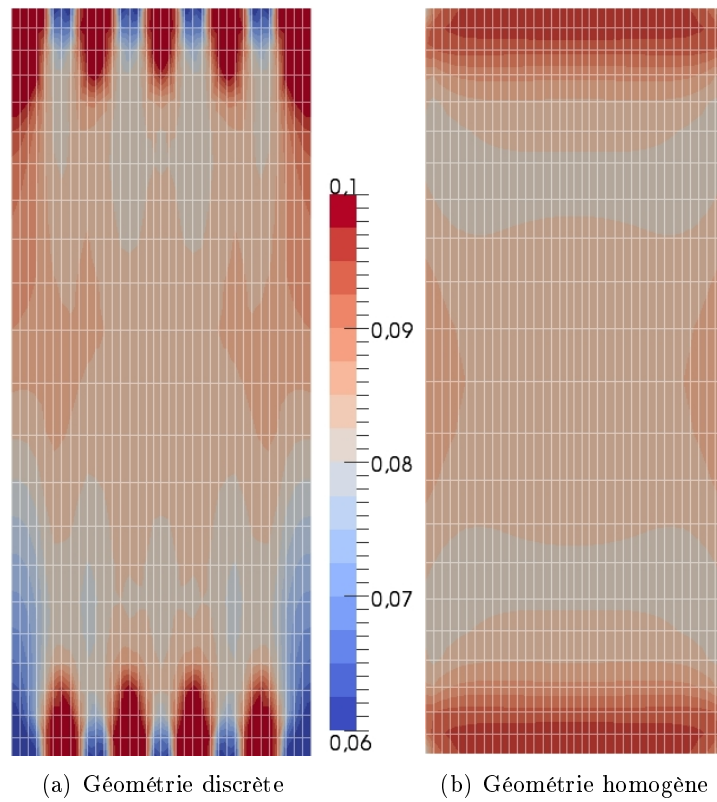


FIGURE 3.18 – Champs de déformation circonférentiel numérique dans le plan des lamelles ($E_{\theta\theta}^{imp} = 10\%$, essai : 120911_E1).

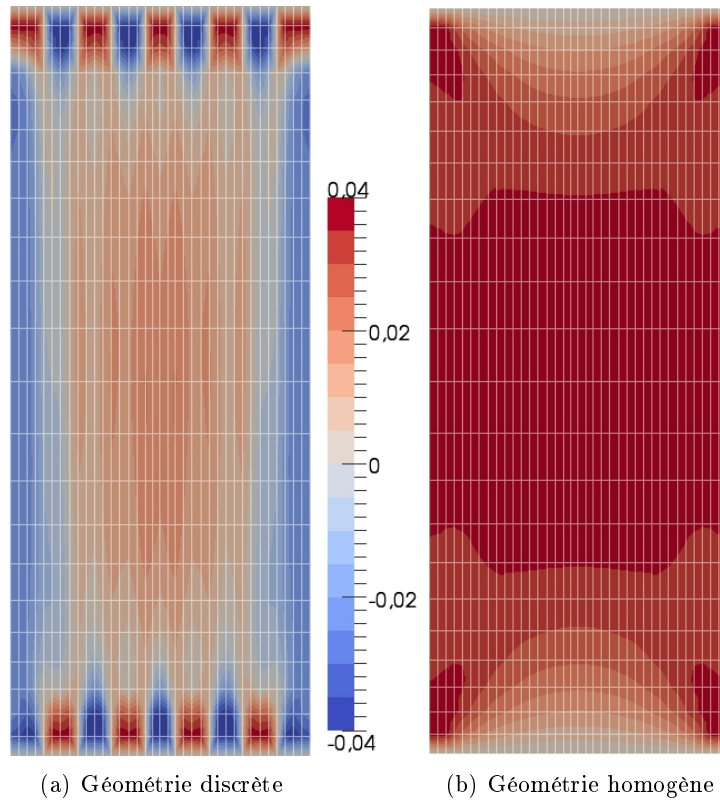


FIGURE 3.19 – Champs de déformation radiale numérique ($E_{\theta\theta}^{imp} = 10\%$, essai : 120911_E1).

localisation des bandes de moindre compression ou de gonflement serait uniquement due à un effet d'échelle. Lorsque l'analyse d'images est réalisée sur des tissus de cochon, où les lamelles sont plus fines que chez l'humain, il n'y a pas assez de points de mesure par lamelles pour percevoir leur comportement relatif. Le gonflement ou la moindre compression semble alors localisée au centre de l'éprouvette (Figure 2.17.a) alors que pour des lamelles plus épaisses les localisations apparaissent clairement. Cette tendance apparaît plus souvent sur les tissus humains où l'épaisseur des lamelles est plus importante que chez le cochon. L'étude sur tissu humain donne des résultats très similaires, c'est pourquoi elle n'est pas présentée ici mais dans l'annexe E. Enfin, dans la direction verticale, les concentrations

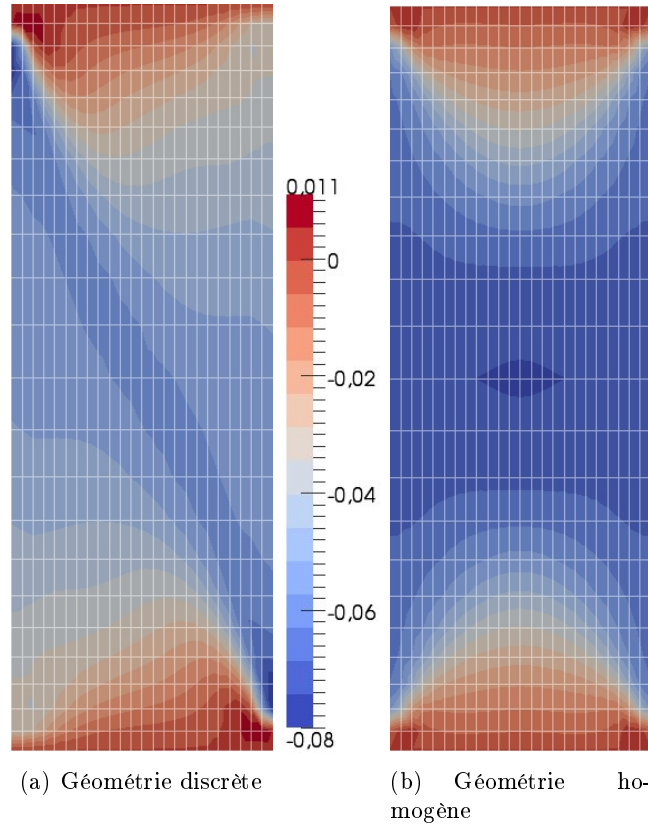


FIGURE 3.20 – Champs de déformation vertical numérique ($E_{\theta\theta}^{imp} = 10\%$, essai : 120911_E1).

de déformations locales (Figure 3.20) confortent les observations de la figure 2.16 avec des hétérogénéités relativement dispersées.

Les champs homogènes sont cohérents avec les résultats de la méthode inverse car au centre dans les directions transverses un gonflement et un rétrécissement sont obtenus respectivement suivant $\underline{e}_r$ et $\underline{e}_z$. Les conditions de collage ont un impact sur les déformations proches des extrémités de l'échantillon sans perturber le centre de l'éprouvette. Cette constatation confirme l'hypothèse géométrique utilisée pour simplifier l'identification des paramètres.

La contrainte obtenue avec la géométrie homogène est supérieure à celle obtenue avec

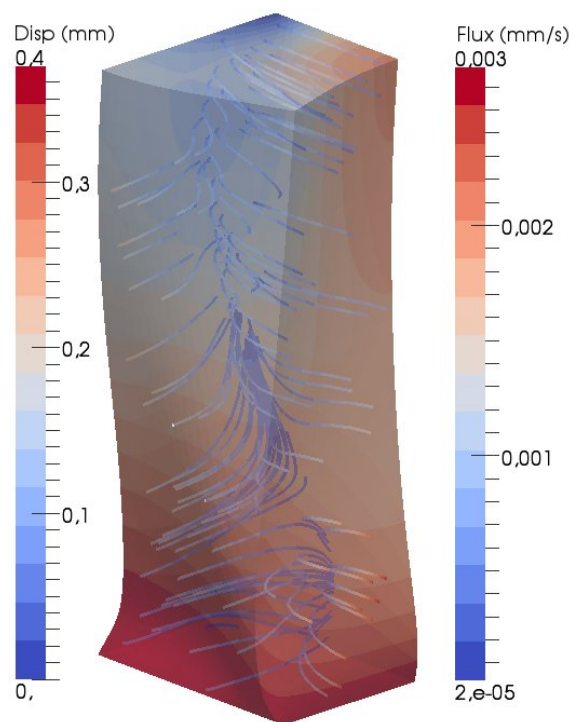


FIGURE 3.22 – Déplacement et flux numériques sur un huitième de géométrie d'éprouvette .

3.4.4 Vers une meilleure gestion du comportement chimio-mécanique

En utilisant une pénalisation de la compressibilité et les invariants réduits (Équation 3.1), le modèle développé ne peut pas rendre compte des effets osmotiques à cause d'une mauvaise évaluation de la compressibilité de la matrice poreuse. Cela entraîne alors des erreurs sur les transferts de matière au sein du tissu.

Une alternative à ce modèle mécanique est d'utiliser la formulation hyper-élastique compressible [Simo and Pister, 1984]. Ainsi, la prise en compte d'une compressibilité plus grande du matériau permet d'obtenir une sur-pression lors du chargement mécanique. Le comportement de structure reste alors inchangé mais les flux d'échange de fluide avec la solution environnementale sont opposés. Dans ce cas, le modèle hydro-chimio-mécanique donne des résultats proches des données expérimentales aussi bien en contrainte qu'en déformations transverses (Figures 3.23.a et 3.23.b). En effet, le changement d'environnement

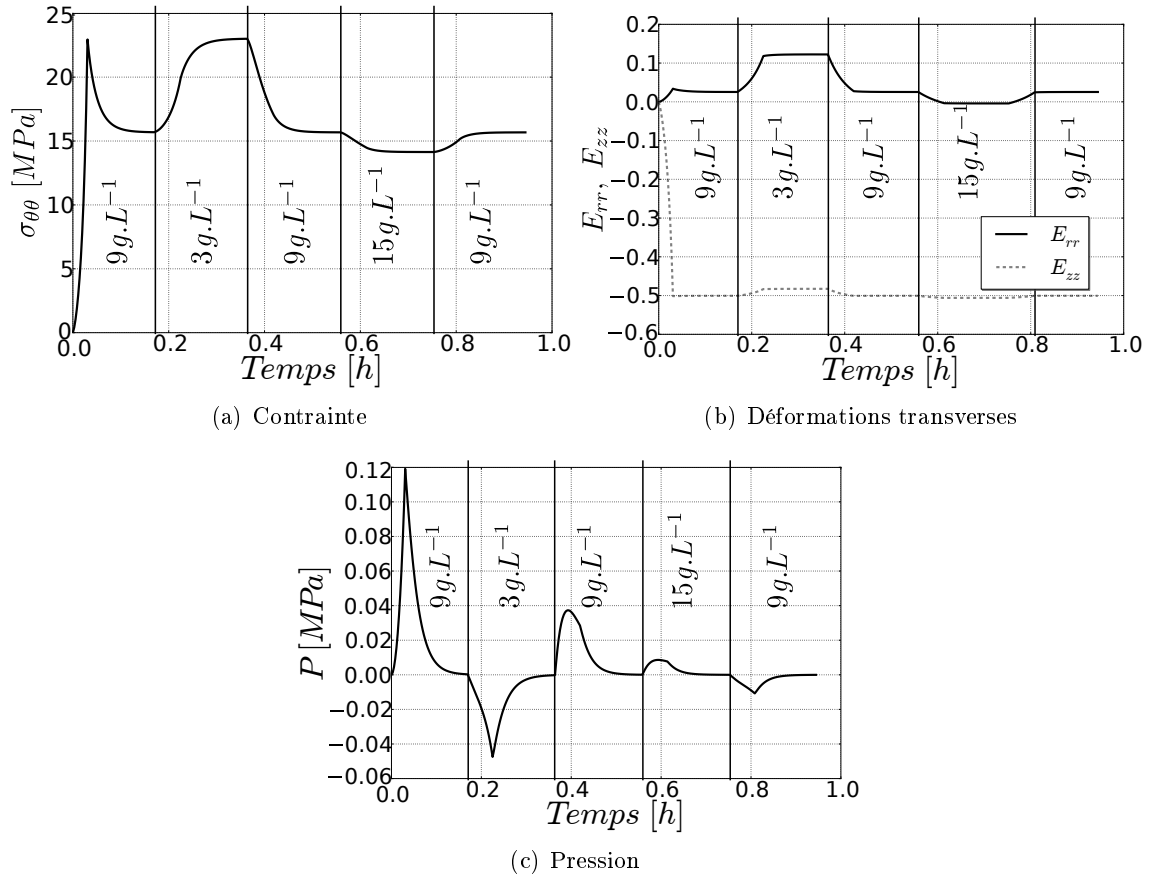


FIGURE 3.23 – Simulation numérique du test chimio-mécanique obtenue avec un modèle hyper-élastique compressible.

est fortement perceptible expérimentalement dans la direction radiale (Figure 2.44) ce qui n'est pas le cas dans la direction verticale (Figure 2.45). Ainsi, le modèle compressible (Figure 3.23.b) est en accord avec le comportement transverse expérimental (Figures 2.44 et 2.45) alors que le quasi-incompressible présente des résultats totalement op-

posés (Figure 3.12.b).

Certes, ce résultat remet en question le modèle et les valeurs des paramètres identifiés précédemment, mais il met aussi en évidence l'incohérence des modèles utilisés dans la littérature sur des simulations de disque [Ehlers et al., 2009, Malandrino et al., 2012, Noailly et al., 2011]. Cette inversion du signe de la pression entre les deux modèles (Figures 3.23.c et 3.9) lors du chargement a un impact conséquent sur les transferts de fluide au sein du tissu. Or, ces simulations souhaitent à court terme modéliser la nutrition des cellules du disque par la maîtrise des différents transferts. La prise en compte de modèles hyper-élastiques compressibles pourrait permettre de faire grandement avancer la pertinence des simulations.

Conclusion et perspectives

Dans la partie expérimentale (Chapitre 2), un protocole a été mis en place pour caractériser le comportement hydro-chimio-mécanique de l'annulus fibrosus par une série de tests consécutifs réalisés sur une même éprouvette. Les chargements appliqués sont proches des conditions physiologiques sollicitant en traction le tissu de manière cyclique (tests de conditionnement et de traction cyclique), continu (test de relaxation) et chimique (test chimio-mécanique), dans un bain physiologique thermo-régulé. Les résultats, obtenus sur une population de 29 échantillons, mettent en relief cinq points remarquables :

1. Le comportement non-linéaire et anisotrope connu en contrainte est confirmé par les déformations transverses surfaciques.
2. Le comportement hystérétique observé au cours des cycles est réversible en contraintes et déformations transverses après un repos de l'échantillon d'environ une heure.
3. Les temps caractéristiques de relaxation sont approximativement deux fois plus longs en déformations transverses qu'en contrainte.
4. L'influence de la concentration ionique de l'environnement a été mise en évidence en contrainte et en déformations transverses.
5. Aucune tendance forte n'a pu être attribuée à la localisation des échantillons dans le disque.

Ces résultats confirment la nécessité de développer des modèles non-linéaires dans les simulations et remettent en question de nombreuses hypothèses de la littérature. La mesure des déformations transverses, lors d'un test de relaxation, montre que l'équilibre est atteint plus rapidement en contrainte. Ainsi, les études visant à la caractérisation des propriétés physiques à partir des courbes de contrainte peuvent être faussées par une mauvaise estimation de la fin de l'état transitoire. Au cours de chargements cycliques, les études qui associent l'accommodation de tissus biologiques à un endommagement devraient laisser un temps de repos en fin de chargement et réaliser une nouvelle sollicitation pour s'assurer de la détérioration du matériau.

La modélisation développée dans cette étude (Chapitre 3) utilise plusieurs théories issues de la littérature pour proposer un modèle hydro-chimio-mécanique. Il rend compte du comportement non-linéaire, anisotrope, dissipatif et réversible observé expérimentalement. L'identification présente des valeurs de paramètres relativement proches de la littérature montrant la robustesse de la méthode et la nécessité d'enrichir le vecteur objectif du problème inverse pour obtenir des paramètres plus fiables. Néanmoins, la formulation quasi-incompressible dans la modélisation hyper-élastique de la phase solide ne permet pas de

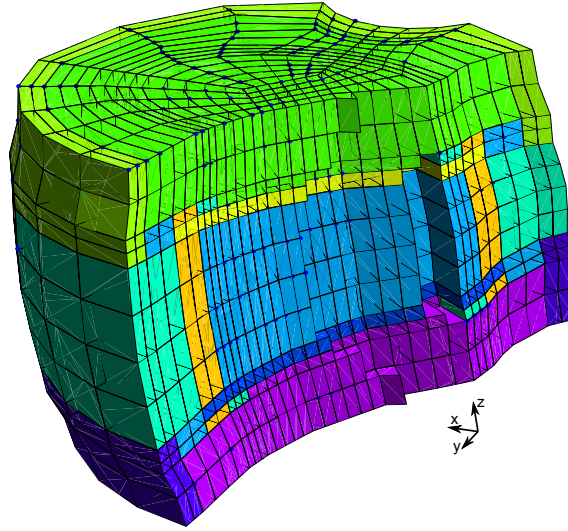


FIGURE 3.24 – Maillage bio-mimétique paramétré d'un disque intervertébral.

représenter correctement le comportement mécanique de l'annulus. Cet aspect est particulièrement mis en évidence lors de l'application de contraintes chimiques. L'utilisation de modèles compressibles pour la phase solide semble une bonne alternative qui nécessite à présent une nouvelle identification de paramètres.

Le développement conjoint de caractérisations expérimentales et de simulations numériques ouvre sur de nombreuses perspectives. La définition de l'état initial du tissu, après extraction et fixation au système de mesure, est un point clé du travail à venir. La mesure des déformations transverses en temps réel permettra d'avoir la même condition initiale de la structure fibreuse. La transition de comportement des déformations dans la direction radiale traduit la réponse d'une matrice fibreuse dont les fibres sont progressivement mises en tension. Elle représente ainsi un bon indicateur de l'état de cette structure. En fixant l'état initial au niveau du changement de pente dans la direction radiale, l'identification pourra tenir compte de cette condition initiale. En outre, la mesure de l'angle de courbure des échantillons avant fixation aux porte-échantillons pourra alors être utilisée dans les simulations pour améliorer la définition de l'état initial. Il a aussi mis en évidence une de ses limites sur le comportement chimique à cause de la quasi-incompressibilité imposée.

La prise en compte d'une géométrie discrète permet de retrouver les fortes hétérogénéités de surface observées expérimentalement. Les simulations permettront alors d'en estimer l'impact sur les flux au sein de l'éprouvette et d'améliorer la compréhension du tissu à l'échelle fine. Enfin, le comportement homogène identifié sera intégré dans la géométrie bio-mimétique paramétrée du disque intervertébral présentée sur la figure 3.24. Les résultats obtenus permettront de mieux comprendre les transferts de fluide dans l'organe et leur influence sur la nutrition et le renouvellement des différents tissus du disque.

Annexe A

Données de la littérature

	$\dot{E} [s^{-1}]$
Acaroglu et al. [1995]	10^{-4}
Bruehlmann et al. [2004]	10^{-4}
Ebara et al. [1996]	10^{-4}
Guerin and Elliott [2006]	10^{-4}
O'Connell et al. [2012]	10^{-4}
Skaggs et al. [1994]	10^{-4}
Wagner and Lotz [2004]	10^{-4}
Han et al. [2012]	10^{-3}
Smith et al. [2008]	2.5×10^{-3}
Tower et al. [2002]	3×10^{-3}
Fujita et al. [1997]	$5 \times 10^{-3} s^{-1}$
Iatridis et al. [2005]	$25 \times 10^{-3} s^{-1}$

TABLE A.1 – Taux de déformation utilisé dans la littérature pour des tests de traction.

	σ_{rr}^{max} [MPa]	$\sigma_{\theta\theta}^{max}$ [MPa]	σ_{zz}^{max} [MPa]	Sollicitation	Tissu
Bass et al. [2004]	$\emptyset$	$0.4 - 1$	$0.3 - 0.7$	Bi-axial	Humain
Acaroglu et al. [1995]	$\emptyset$	0.5	$\emptyset$	Uni-axial	Humain
Ambard and Cherblanc [2009]	$\emptyset$	$0.16 \& 0.2$	$\emptyset$	Uni-axial	Agneau & Cochon
Elliott and Setton [2001]	$\emptyset$	0.9	0.05	Uni-axial	Humain
Ebara et al. [1996]	$\emptyset$	$0.1 - 2.1$	$\emptyset$	Uni-axial	Humain
Fujita et al. [1997]	0.01	$\emptyset$	$\emptyset$	Uni-axial	Humain
Gregory and Callaghan [2012]	< 0.01	$\emptyset$	$\emptyset$	Uni-axial	Cochon
Guerin and Elliott [2007]	$\emptyset$	0.4	$\emptyset$	Uni-axial	Humain
Holzapfel et al. [2005]	$\emptyset$	$0.01 - 2$	$\emptyset$	Uni-axial	Humain
O'Connell et al. [2009]	$0.002 - 0.02$	0.05	0.01	Uni-axial	Humain
O'Connell et al. [2012]	$\emptyset$	> 1.5	$\emptyset$	Bi-axial	Humain
Skaggs et al. [1994]	$\emptyset$	> 1.5	$\emptyset$	Uni-axial	Humain
Wagner and Lotz [2004]	$\emptyset$	0.1	$\emptyset$	Uni-axial	Humain

TABLE A.2 – Contraintes approximatives obtenues pour une sollicitation correspondant à 10% de déformation, issues de la littérature.

	$\nu_{r\theta}$	$\nu_{\theta r}$	$\nu_{\theta z}$	$\nu_{z\theta}$	ν_{zr}
Elliott and Setton [2001]	0.51	0.33 – 0.88	1.77 – 1.86	0.66 – 1.58	0.14
Wagner and Lotz [2004]	$\emptyset$	0.4 ± 0.15	2.32 ± 0.87	$\emptyset$	$\emptyset$
O’Connell et al. [2009]	$\emptyset$	0.63	0.61	2.09	$\emptyset$
Guerin and Elliott [2006]	3.54	$\emptyset$	$\emptyset$	$\emptyset$	$\emptyset$

TABLE A.3 – Coefficients de Poisson du tissu humain en fonction des directions, issues de la littérature.

	Temps caractéristique [s]	Origine	Mesure
Yao et al. [2002]	3000	Porc	Fluage
Périé et al. [2005]	~ 667	Bovin	Fluage
Klisch and Lotz [2000]	~ 250	Humain	Fluage
Iatridis et al. [1998]	~ 700	Humain	Fluage
Drost et al. [1995]	~ 2400	Humain	Fluage
Frijns et al. [1997]	~ 1200	Humain	Fluage
Huyghe [2010]	~ 150	Chien	Relaxation

TABLE A.4 – Temps caractéristiques de fluage et de relaxation sur annulus, issues de la littérature.

	Diminution de contrainte [%]	Origine	Mesure
Périé et al. [2005]	~ 88	Bovin	Fluage
Klisch and Lotz [2000]	~ 75	Humain	Fluage
Iatridis et al. [1998]	~ 86	Humain	Fluage
Huyghe [2010]	~ 55	Chien	Relaxation

TABLE A.5 – Diminutions de contrainte par rapport à la valeur maximale mesurée lors de test de fluage et de relaxation, issues de la littérature.

	H_{rr} [MPa]	H_{zz} [MPa]	Origine
Best et al. [1994]	0.27 – 0.44	$\emptyset$	Humain
Yao et al. [2002]	$\emptyset$	0.05 ± 0.01	Porc
Périé et al. [2005]	0.74 ± 0.13	0.74 ± 0.13	Bovin
Klisch and Lotz [2000]	0.095 ± 0.072	0.123 ± 0.07	Humain
Iatridis et al. [1998]	0.56 ± 0.21	0.56 ± 0.21	Humain
Drost et al. [1995]	0.66 ± 0.3	1.01 ± 0.31	Humain

TABLE A.6 – Module œdométrique de l’annulus, issues de la littérature.

	$\bar{k}_{rr}$	$\bar{k}_{\theta\theta}$	$\bar{k}_{zz}$	Origine
Best et al. [1994]	$0.22 - 0.27$	$\emptyset$	$\emptyset$	Humain
Yao et al. [2002]	$\emptyset$	$\emptyset$	4.5 ± 1.6	Porc
Périé et al. [2005]	0.23 ± 0.19	$\emptyset$	0.23 ± 0.19	Bovin
Klisch and Lotz [2000]	14 ± 17	$\emptyset$	11 ± 14	Humain
Iatridis et al. [1998]	0.21 ± 0.1	$\emptyset$	0.21 ± 0.1	Humain
Drost et al. [1995]	0.18 ± 0.05	$\emptyset$	0.32 ± 0.15	Humain
Gu et al. [1999]	$1.675 - 1.924$	$1.147 - 1.618$	$1.53 - 1.643$	Humain
Frijns et al. [1997]	$0.15 - 0.4$	$\emptyset$	$\emptyset$	Humain

TABLE A.7 – Perméabilités hydrauliques de l’annulus $\times 10^{-15} [m^4.N^{-1}.s^{-1}]$, issues de la littérature.

	$E_{rr} [MPa]$	$E_{\theta\theta} [MPa]$	$E_{zz} [MPa]$
Elliott and Setton [2001]	$0.19 - 0.45$	$1.70 - 17.45$	$0.27 - 0.96$
O’Connell et al. [2009]	$0.21 - 0.32$	$3.39 - 21.8$	0.37
Holzapfel et al. [2005]	0.1	$2.5 - 100$	$\emptyset$
Acaroglu et al. [1995]	$\emptyset$	12.7 ± 13	$\emptyset$

TABLE A.8 – Module d’Young du tissu humain en fonction des directions, issues de la littérature.

	$E_{fibre} [MPa]$	$E_{matrice} [MPa]$
Marchand and Ahmed [1989]	$210 - 645$	$\emptyset$
Noailly et al. [2005]	$720.6 - 805.37$	2
Argoubi and Shirazi-Adl [1996]	$\emptyset$	2.5
Wu and Yao [1976]	$\emptyset$	4.2
Ferguson et al. [2004]	60	2.5

TABLE A.9 – Module d’Young des constituants de l’annulus, issues de la littérature.

Parameters	Eberlein et al. [2001]	Périé et al. [2005]	Iatridis et al. [1998]	Guerin and Elliott [2007]	Cortes and Elliott [2011]	O'Connell et al. [2009]	O'Connell et al. [2012]	Malandrino et al. [2012]	Our model
methods	$\emptyset$	confined compression	confined compression	uni-axial tensile test	confined compression	uni-axial tensile test	bi-axial tensile test	disc model	uni-axial cyclic tensile test
samples	$\emptyset$	Bovine tails	human	human	Bovine tails	human	human	$\emptyset$	pigs
G [MPa]	0.5	$\emptyset$	$\emptyset$	0.12 ± 0.2	?	0.22 – 0.58	0.24	0.28	0.088 ± 0.056
K_1 [MPa]	3	$\emptyset$	$\emptyset$	-2.25 ± 59.75	2.46 ± 3.06	$1.04 - 1.10$	3.58	[2, 5]	0.012 ± 0.017
K_2	45	$\emptyset$	$\emptyset$	87.69 ± 394.52	2.11 ± 2.16	$6.39 - 27.33$	63.9	[10, 190]	1040 ± 703
k_{disp}	$\emptyset$	$\emptyset$	$\emptyset$	$\emptyset$	$\emptyset$	$\emptyset$	$\emptyset$	$\emptyset$	0.035 ± 0.034
$\mathcal{K}$ [MPa]	$\emptyset$	$\emptyset$	$\emptyset$	-0.0009 ± 0.008	$\emptyset$	$0.09 - 0.43$	0.94	0.37	0.36 ± 0.53
k/μ [$mm^4.N^{-1}.s^{-1}$]	$\emptyset$	$0.23 \pm 0.19e-3$	0.00021 ± 0.0001	$\emptyset$	$\emptyset$	$\emptyset$	$\emptyset$	0.002	0.04 ± 0.08

TABLE A.10 – Valeurs des paramètres du modèle hyper-élastique développé par [Holzapfel et al. \[2000\]](#), issues de la littérature

Annexe B

Structuration de la base de données

Données Traitées

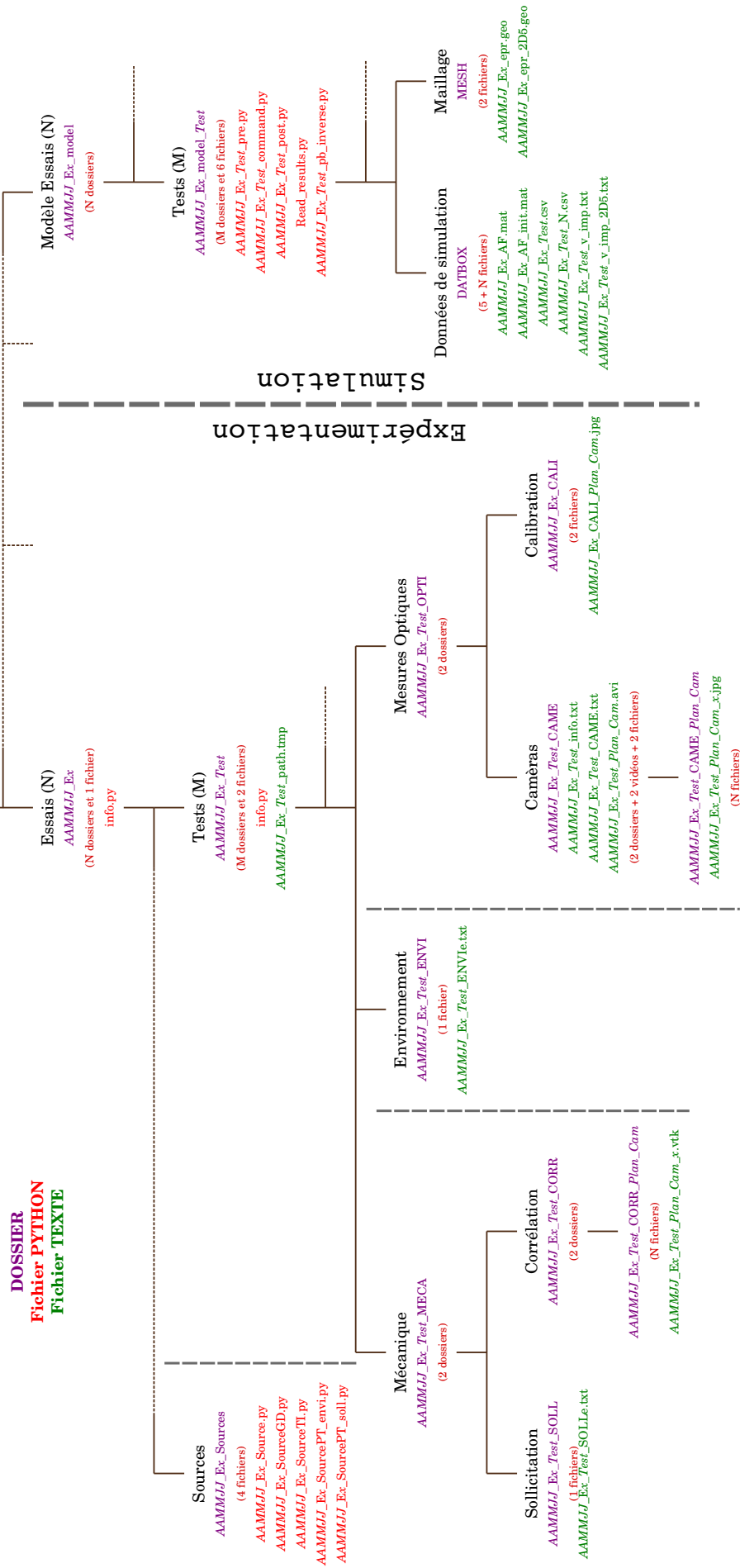


FIGURE B.1 – Structuration de la base de données expérimentale et numérique.

Annexe C

Résultats expérimentaux complémentaires

Une méthode inverse est appliquée sur les données du test hydro-chimio-mécanique avec une fonction exponentielle simple définie par :

$$f(t) = A \exp\left(-\frac{t}{\tau}\right)$$

où A représente l'amplitude et τ le temps caractéristique.

Environnement	$[NaCl] = 9 \text{ g.L}^{-1}$: Isotonique		
Origines	Cochon (11)	Humain (10)	Ensemble (21)
$\frac{\Delta\sigma_{\theta\theta}}{\sigma_{\theta\theta}^{max}}$	-0.67 ± 0.05	-0.4 ± 0.06	-0.54 ± 0.07
$\tau_{\sigma_{\theta\theta}}^{relax} [s]$	141 ± 18.8	390.8 ± 74.2	260.0 ± 66.9
$\frac{\Delta E_{rr}}{E_{rr}^{max}}$	-0.76 ± 0.24	-0.73 ± 0.25	-0.74 ± 0.16
$\tau_{E_{rr}}^{relax} [s]$	309.9 ± 62.5	618.2 ± 243.3	456.7 ± 129.8
$\frac{\Delta E_{zz}}{E_{zz}^{max}}$	-0.01 ± 0.14	-0.15 ± 0.12	-0.08 ± 0.09
$\tau_{E_{zz}}^{relax} [s]$	257.5 ± 67.14	784.6 ± 565.9	508.5 ± 272.9
Durée [s]	4415 ± 1445	5544 ± 744.9	4952 ± 805.9

TABLE C.1 – Temps caractéristiques et amplitudes en contraintes et déformations de la phase de relaxation (intervalle de confiance : 95 %).

Environnement	$[NaCl] = 3 \text{ g.L}^{-1}$: Hypotonique		
Origines	Cochon (9)	Humain (10)	Ensemble (19)
$\frac{\Delta\sigma_{\theta\theta}}{\sigma_{\theta\theta}^{max}}$	$(8.24 \pm 12.59) \times 10^5$	0.22 ± 0.07	$(3.90 \pm 5.64) \times 10^5$
$\tau_{\sigma_{\theta\theta}}^{relax} [s]$	$(3.57 \pm 5.31) \times 10^{10}$	1826 ± 601.8	$(1.69 \pm 2.39) \times 10^{10}$
$\frac{\Delta E_{rr}}{E_{rr}^{max}}$	$(1.36 \pm 2.87) \times 10^7$	0.74 ± 0.36	$(6.452 \pm 12.47) \times 10^6$
$\tau_{E_{rr}}^{relax} [s]$	$(2.00 \pm 4.29) \times 10^{11}$	1430 ± 304.6	$(9.48 \pm 18.59) \times 10^{10}$
$\frac{\Delta E_{zz}}{E_{zz}^{max}}$	$(-3.31 \pm 6.58) \times 10^6$	0.11 ± 0.08	$(-1.57 \pm 2.87) \times 10^6$
$\tau_{E_{zz}}^{relax} [s]$	$(2.57 \pm 3.98) \times 10^{11}$	1361 ± 1218	$(1.22 \pm 1.78) \times 10^{11}$
Durée [s]	2534 ± 508.9	6000 ± 1599	4358 ± 1166

TABLE C.2 – Temps caractéristiques et amplitudes en contraintes et déformations dus aux effets osmotique de la phase hypotonique (intervalle de confiance : 95 %).

Environnement	$[NaCl] = 9 \text{ g.L}^{-1}$: Isotonique		
Origines	Cochon (10)	Humain (5)	Ensemble (15)
$\frac{\Delta\sigma_{\theta\theta}}{\sigma_{\theta\theta}^{max}}$	$(-8.39 \pm 18.97) \times 10^4$	-0.18 ± 0.05	$(-5.59 \pm 11.99) \times 10^4$
$\tau_{\sigma_{\theta\theta}}^{relax} [s]$	$(7.96 \pm 18.01) \times 10^9$	690.0 ± 359.3	$(5.31 \pm 11.39) \times 10^9$
$\frac{\Delta E_{rr}}{E_{rr}^{max}}$	$(9.42 \pm 21.30) \times 10^5$	-0.70 ± 0.68	$(6.28 \pm 13.46) \times 10^5$
$\tau_{E_{rr}}^{relax} [s]$	$(4.49 \pm 10.15) \times 10^{10}$	739.1 ± 88.01	$(2.99 \pm 6.42) \times 10^{10}$
$\frac{\Delta E_{zz}}{E_{zz}^{max}}$	0.02 ± 0.03	-0.02 ± 0.12	0.01 ± 0.04
$\tau_{E_{zz}}^{relax} [s]$	545.6 ± 283.4	208.6 ± 298.5	433.3 ± 210.5
Durée [s]	2418 ± 224.2	3813 ± 1203	2883 ± 493.6

TABLE C.3 – Temps caractéristiques et amplitudes en contraintes et déformations dus aux effets osmotique de la première phase isotonique (intervalle de confiance : 95 %).

Environnement	$[NaCl] = 15 \text{ g.L}^{-1}$: Hypertonique		
Origines	Cochon (9)	Humain (1)	Ensemble (10)
$\frac{\Delta\sigma_{\theta\theta}}{\sigma_{\theta\theta}^{max}}$	-0.05 ± 0.04	-0.08	-0.06 ± 0.04
$\tau_{\sigma_{\theta\theta}}^{relax} [s]$	1703 ± 1978	1493	1682 ± 1736
$\frac{\Delta E_{rr}}{E_{rr}^{max}}$	$(-8.34 \pm 11.64) \times 10^6$	-0.39	$(-7.51 \pm 10.38) \times 10^6$
$\tau_{E_{rr}}^{relax} [s]$	$(4.11 \pm 5.87) \times 10^{11}$	1645	$(3.70 \pm 5.23) \times 10^{11}$
$\frac{\Delta E_{zz}}{E_{zz}^{max}}$	$(1.96 \pm 4.53) \times 10^5$	3.97×10^{-3}	$(1.77 \pm 4.00) \times 10^5$
$\tau_{E_{zz}}^{relax} [s]$	$(1.78 \pm 4.11) \times 10^{10}$	10.91	$(1.61 \pm 3.63) \times 10^{10}$
Durée [s]	2442 ± 499.2	2524	2450 ± 438.4

TABLE C.4 – Temps caractéristiques et amplitudes en contraintes et déformations dus aux effets osmotique de la phase hypertonique (intervalle de confiance : 95 %).

Environnement	$[NaCl] = 9 \text{ g.L}^{-1}$: Isotonique		
Origines	Cochon (10)	Humain (1)	Ensemble (11)
$\frac{\Delta\sigma_{\theta\theta}}{\sigma_{\theta\theta}^{max}}$	$(1.10 \pm 1.69) \times 10^6$	0.03	$(1.00 \pm 1.53) \times 10^6$
$\tau_{\sigma_{\theta\theta}}^{relax} [s]$	$(2.60 \pm 3.92) \times 10^{11}$	1709	$(2.36 \pm 3.54) \times 10^{11}$
$\frac{\Delta E_{rr}}{E_{rr}^{max}}$	0.03 ± 0.07	0.13	0.04 ± 0.06
$\tau_{E_{rr}}^{relax} [s]$	3159 ± 5007	1741	3030 ± 4470
$\frac{\Delta E_{zz}}{E_{zz}^{max}}$	$(-5.23 \pm 19.63) \times 10^{-3}$	0.07	$(1.49 \pm 23.02) \times 10^{-3}$
$\tau_{E_{zz}}^{relax} [s]$	$435.2 \pm 213.6e$	1677	548.1 ± 315.4
Durée [s]	2647 ± 554.2	2078	2596 ± 507.0

TABLE C.5 – Temps caractéristiques et amplitudes en contraintes et déformations dus aux effets osmotique de la deuxième phase isotonique (intervalle de confiance : 95 %).

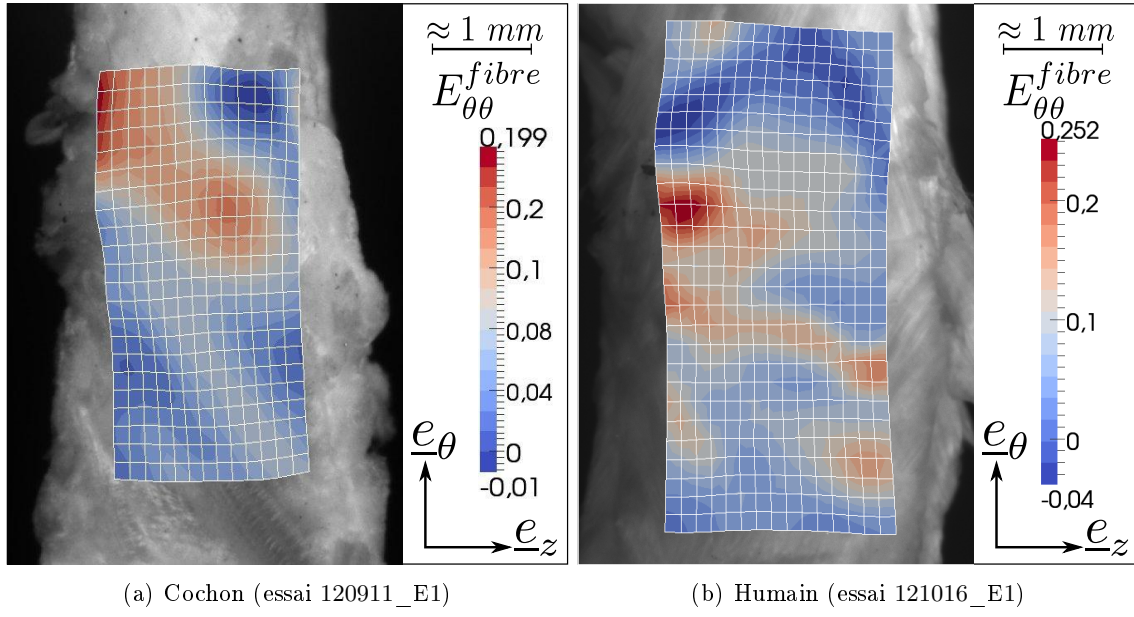


FIGURE C.1 – Champs de déformations circonférentielles dans le plan des fibres pour une déformation macroscopique imposée de 10% durant le test de relaxation.

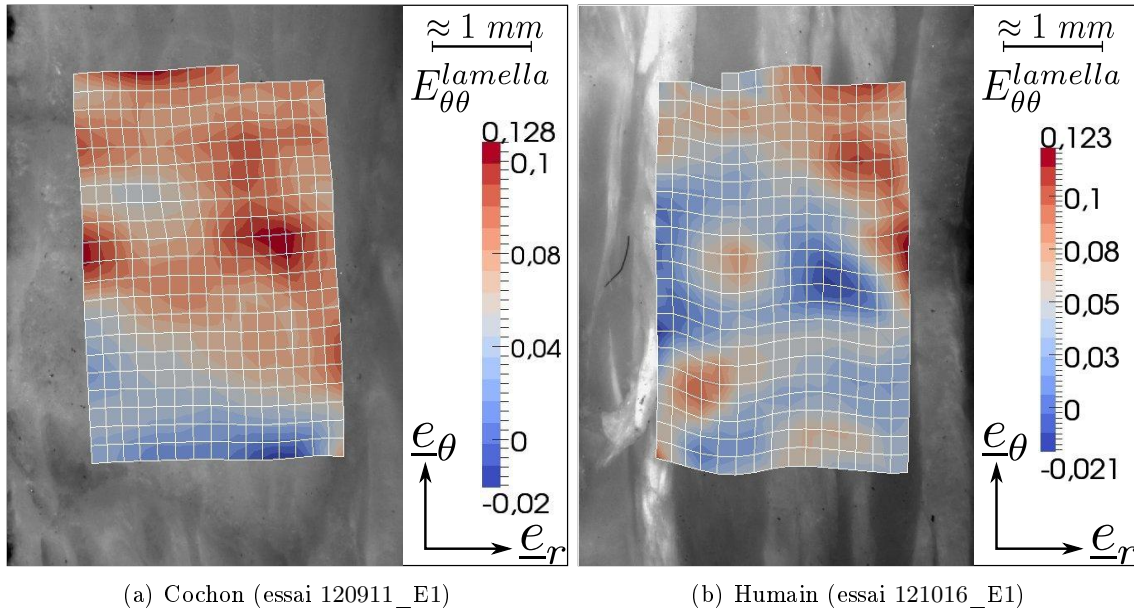


FIGURE C.2 – Champs de déformations circonférentielles dans le plan des lamelles pour une déformation macroscopique imposée de 10% durant le test de relaxation.

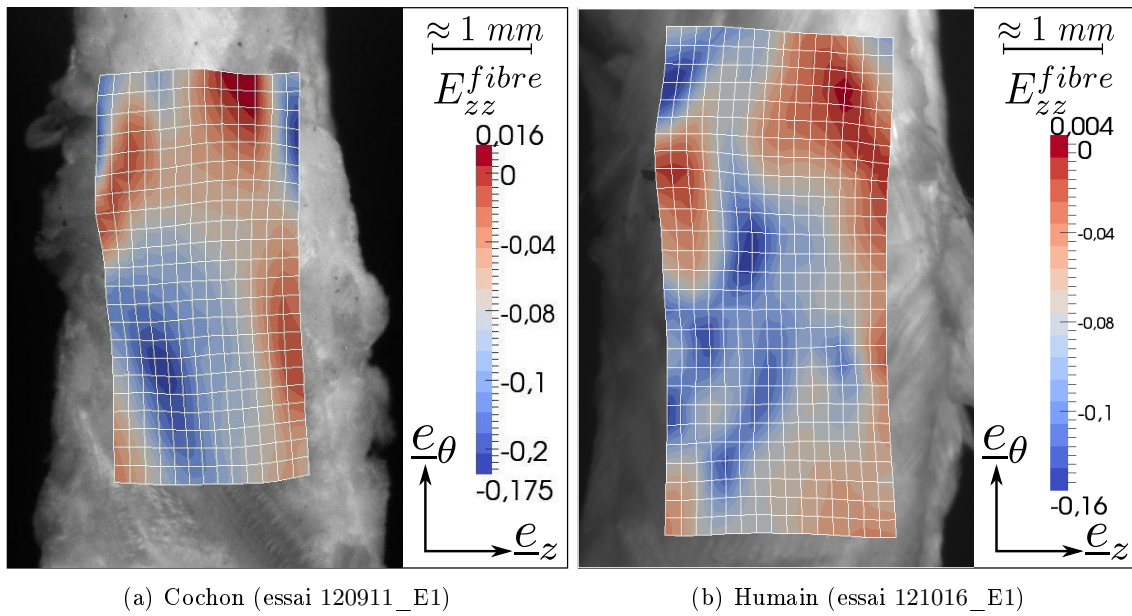


FIGURE C.3 – Champs de déformations dans la direction verticale pour une déformation macroscopique imposée de 10% durant le test de relaxation.

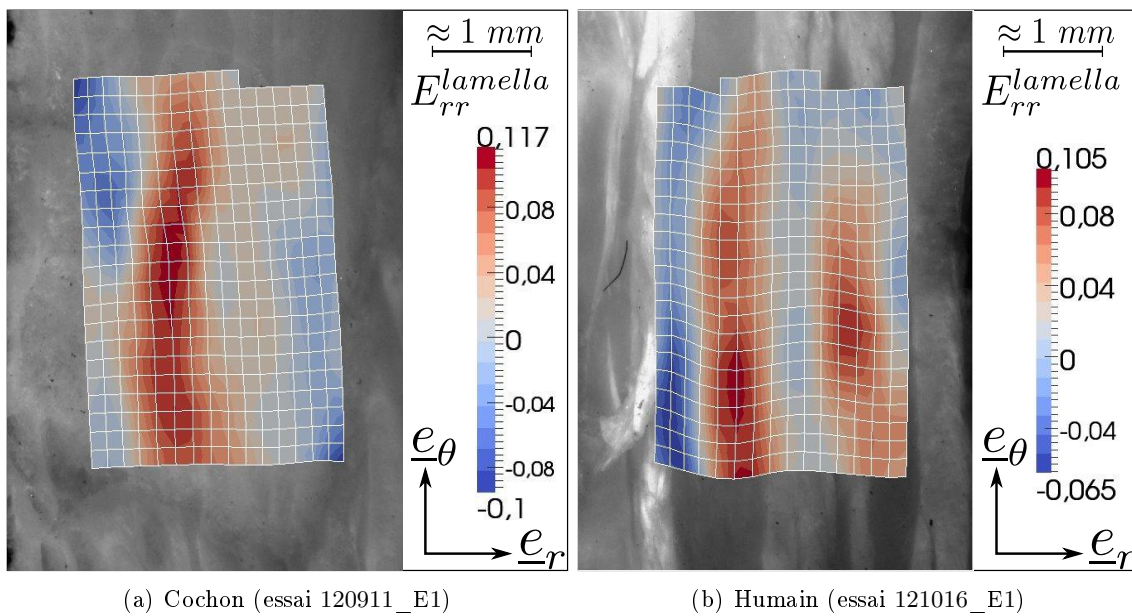


FIGURE C.4 – Champs de déformations dans la direction radiale pour une déformation macroscopique imposée de 10% durant le test de relaxation.

Annexe D

Théorie des milieux continus

Les modèles utilisés dans la littérature sont développés dans le cadre des milieux continus, bien que la matière soit constituée d'une multitude de particules discrètes, elle peut être à l'échelle macroscopique assimilée à un ensemble continu. Cela implique que les éléments observés et décrit par la physique ont des volumes suffisamment importants pour pouvoir négliger l'aspect discret. L'étude se fait alors sur des volumes dit élémentaires représentatifs (VER), sur lesquels, une moyenne des propriétés physiques a été réalisée pour lisser les hétérogénéités de la matière. Il se peut toutefois que ces hétérogénéités soient trop importantes pour pouvoir réaliser une opération de moyenne des propriétés, il est alors nécessaire de faire une analyse micro-macro pour rendre compte des comportements microscopiques à l'échelle macroscopique [Ganghoffer, 2003].

Dans le cadre d'une description continu, un solide déformable de volume Ω occupe une configuration¹ initiale connue Ω_0 à l'instant t_0 de référence. Lors de la transformation de ce dernier, à l'instant t , il occupe la configuration Ω_t . L'hypothèse qu'il existe une application $\varphi(\underline{X}, t)$ linéaire tangente permet de décrire le mouvement.

Soit un point matériel $M(\underline{X})$ dans la configuration, Ω_0 , de référence (configuration de « Lagrange »), qui a pour homologue, par la transformation cinématique φ , le point $m(\underline{x})$ dans la configuration actuelle, Ω_t (configuration de « Euler »).

Ainsi, la position d'une particule, à l'instant t , est défini par :

$$\underline{x} = \underline{\varphi}(\underline{X}) = \underline{X} + \underline{u}(\underline{x}) \quad (\text{D.1})$$

ou $\underline{u}$ est le vecteur déplacement du point considéré donné par (*cf. figure D.1*) :

1. La configuration est, à chaque instant t , l'ensemble des positions occupées par les particules d'un solide déformable.

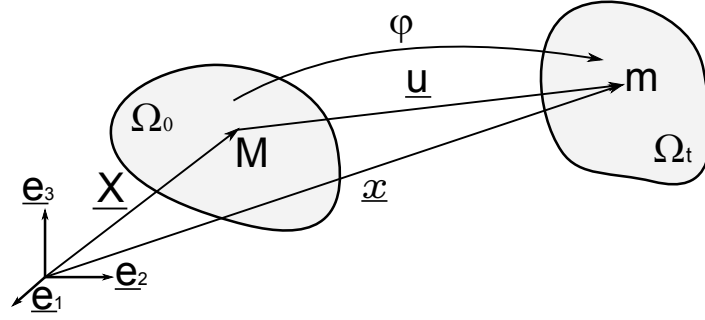


FIGURE D.1 – Transformation d'un solide déformable.

Les déformations

Les différentes configurations ainsi que leurs repères étant définis, le gradient de la transformation $\underline{\underline{F}} = \frac{\partial \varphi}{\partial \underline{\underline{X}}}$ traduit le passage des coordonnées de référence dans l'état courant. Il permet d'écrire le transport d'éléments géométriques de la configuration actuelle, à la configuration de référence. Notamment, pour un élément de volume avec $d\Omega_t = J d\Omega_0$.

J est le jacobien de la transformation, c'est à dire le déterminant du tenseur gradient de la transformation : $J = \det(\underline{\underline{F}})$. Il représente la dilatation volumique, entre l'instant courant t de masse volumique ρ par rapport à ρ_0 à l'instant de référence t_0 et peut s'écrire $J = \frac{\rho}{\rho_0}$

Le tenseur gradient de la transformation permet de définir les tenseurs de déformations tels que :

- ▷ Les tenseurs de dilatation de Cauchy-Green sont :
 - Le tenseur droit donnant les dilatations dans la configuration de référence :

$$\underline{\underline{C}} = \underline{\underline{F}}^T \cdot \underline{\underline{F}} \quad (\text{D.2})$$

- Le tenseur gauche donnant les dilatations dans la configuration courante :

$$\underline{\underline{B}} = \underline{\underline{F}} \cdot \underline{\underline{F}}^T \quad (\text{D.3})$$

La condition essentielle pour qu'un tenseur de déformation soit représentatif est qu'il soit nul pour une transformation de solide rigide. Ainsi, les tenseurs suivant respectent cette condition.

- ▷ Le tenseur de Green-Lagrange est défini dans la configuration de référence par :

$$\underline{\underline{E}} = \frac{1}{2} (\underline{\underline{C}} - \underline{\underline{1}}) \quad (\text{D.4})$$

- ▷ Le tenseur d'Euler-Almansi s'exprime dans la configuration actuelle :

$$\underline{\underline{A}} = \frac{1}{2} (\underline{\underline{B}}^{-1} - \underline{\underline{1}}) \quad (\text{D.5})$$

Les contraintes

En mécanique des milieux continus, les déformations de la matière sont liées par la loi de comportement aux contraintes internes de la matière. Le théorème de Cauchy donne alors la forme des actions de contact. Pour cela, l'effort de contact ou de cohésion $\underline{F}$, normal à $\underline{n}$ est défini dans la loi fondamentale de la dynamique :

$$\int_{\Omega} \rho (\underline{\gamma} - \underline{f}) dV = \int_{\partial\Omega} \underline{F}(\underline{n}) dS \quad (\text{D.6})$$

où $\underline{\gamma}$ est l'accélération, ρ la masse volumique et $\underline{f}$ les forces volumiques appliquées au volume Ω .

La première hypothèse de Cauchy est que les efforts intérieurs sont bornées, soit $|\underline{\gamma} - \underline{f}| \ll cste$.

La deuxième est que pour $\underline{n}$ fixé, l'application qui associe au point $\underline{M}$ la force $\underline{F}(\underline{M}, \underline{n})$ est continue. Alors, $\underline{F}(\underline{n})$ dépend linéairement de $\underline{n}$ ce qui signifie qu'il existe un tenseur $\underline{\underline{\sigma}}(\underline{n})$ tel que :

$$\underline{F}(\underline{n}) = \underline{\underline{\sigma}} \cdot \underline{n} \quad (\text{D.7})$$

où $\underline{\underline{\sigma}}$ est le tenseur des contraintes de Cauchy, qui représente de façon phénoménologique les efforts internes de cohésion (forces de Van der Waals, forces électro-statiques).

Par rapport à la configuration de référence, cet effort est donné par :

$$\underline{F} = \underline{\underline{P}} \cdot \underline{N}$$

ou $\underline{\underline{P}}$ est le premier tenseur de Piola Kirchhoff qui s'exprime en fonction du tenseur de Cauchy par :

$$\underline{\underline{P}} = J \underline{\underline{\sigma}} \cdot \underline{\underline{F}}^{-T} \quad (\text{D.8})$$

Le problème est que ce tenseur n'est ni lagrangien, ni eulérien, et n'est pas symétrique.

C'est pourquoi, le second tenseur de Piola Kirchhoff, symétrique et totalement lagrangien, est défini par :

$$\underline{\underline{S}} = J \underline{\underline{F}}^{-1} \cdot \underline{\underline{\sigma}} \cdot \underline{\underline{F}}^{-T} = \underline{\underline{F}}^{-1} \cdot \underline{\underline{P}} \quad (\text{D.9})$$

$$\text{et } \underline{\underline{P}} = \underline{\underline{F}} \cdot \underline{\underline{S}} \quad (\text{D.10})$$

Annexe E

Résultats numériques complémentaires

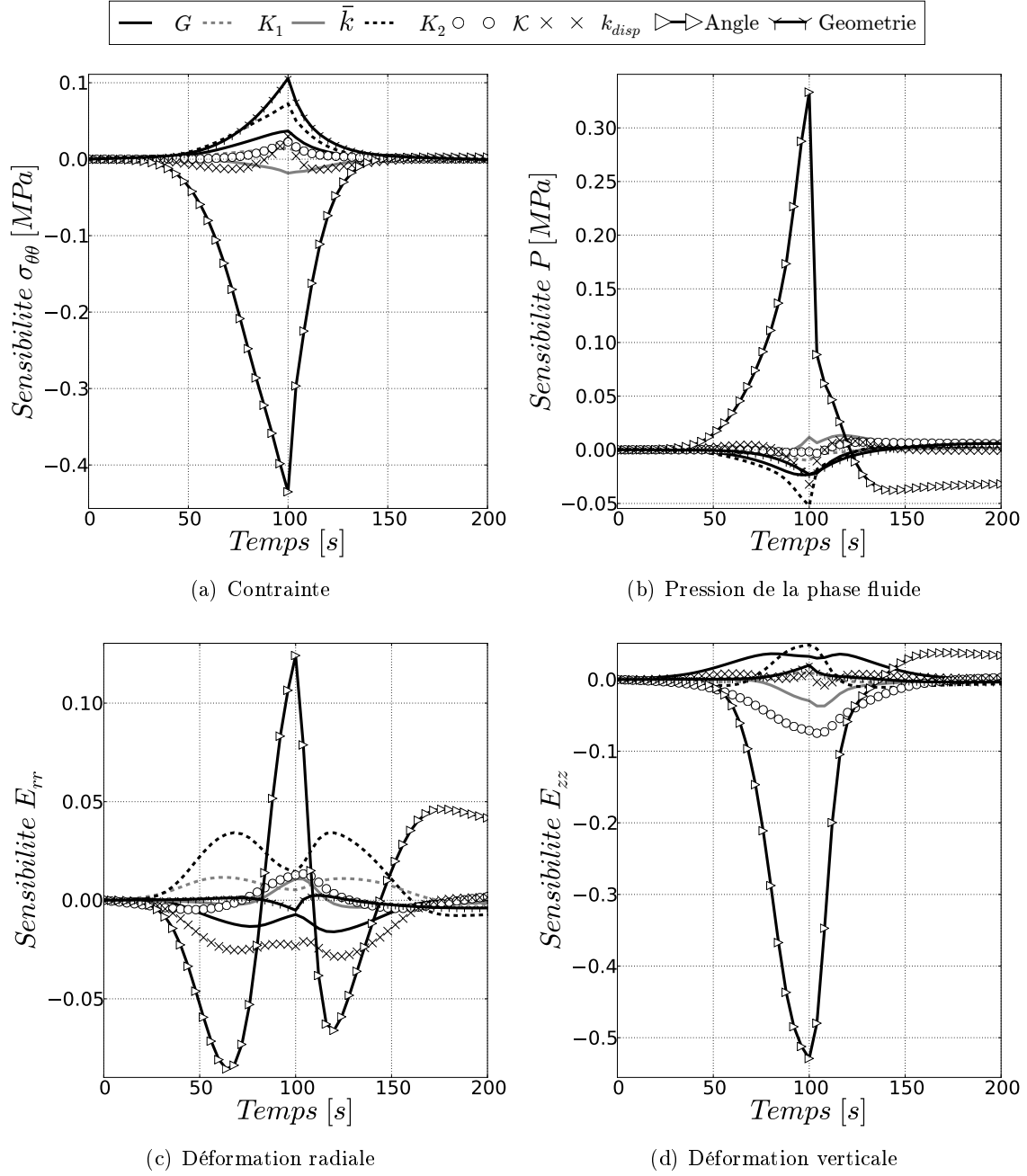


FIGURE E.1 – Sensibilité du modèle aux paramètres identifiés plus l'angle initial des fibres et les dimensions transverses de l'éprouvette.

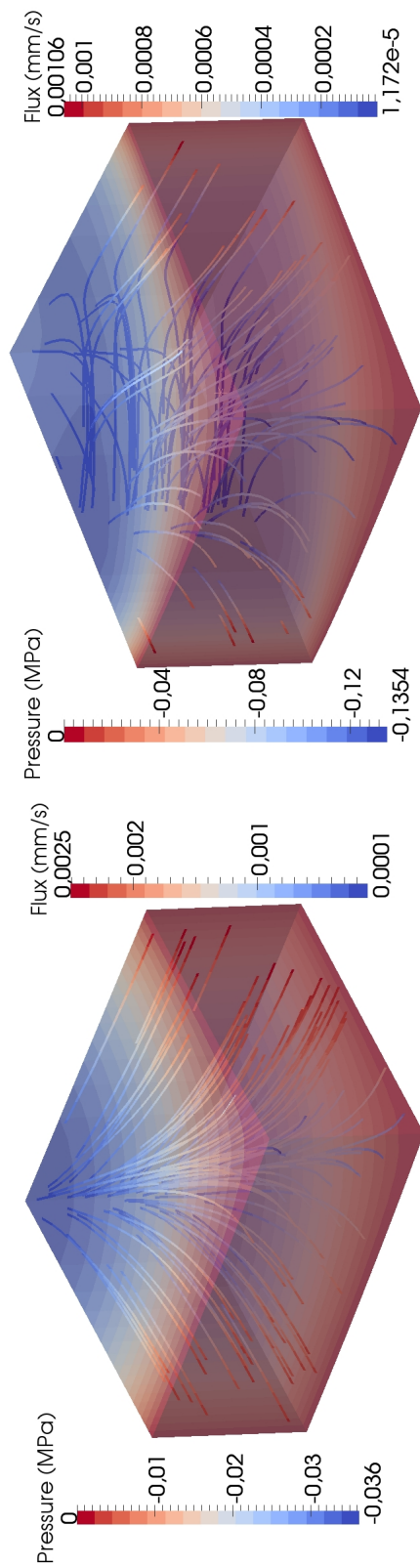


FIGURE E.2 – Déplacement et flux de la phase fluide pour une déformation imposée de 10%.

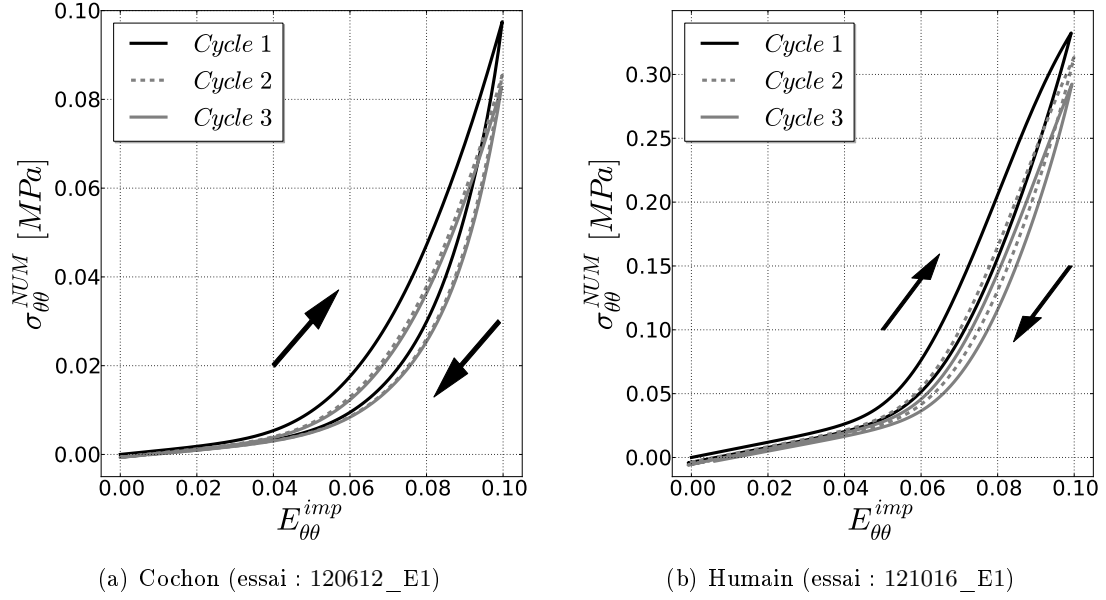


FIGURE E.3 – Accommodation au cours des cycles de la simulation avec les paramètres ne tenant pas compte des déformations transverses.

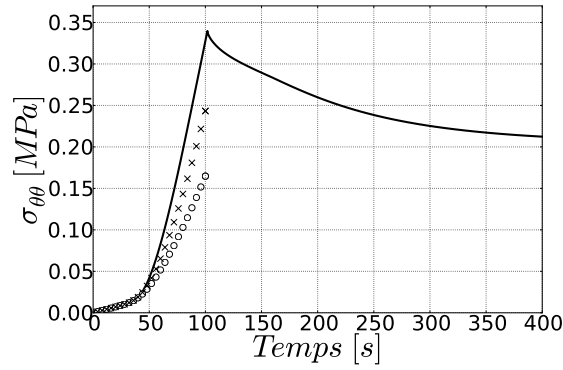


FIGURE E.4 – Comparaison du comportement purement mécanique, à l'échelle de l'éprouvette, au comportement poro-mécanique de la portion d'éprouvette (essai : 121016_E1).

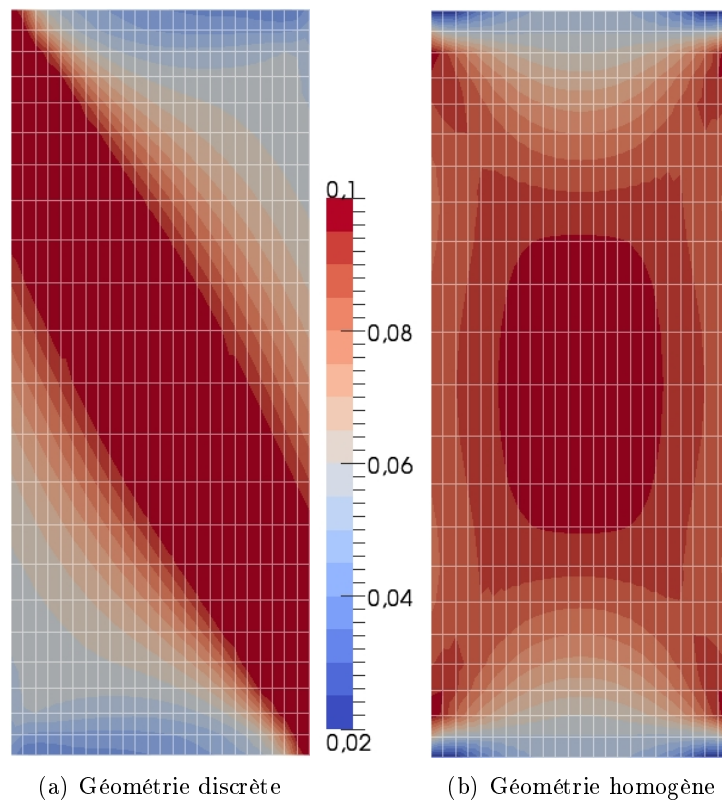


FIGURE E.5 – Champs de déformation circonférentiel numérique dans le plan des fibres ($E_{\theta\theta}^{imp} = 10\%$, essai : 121016_E1).

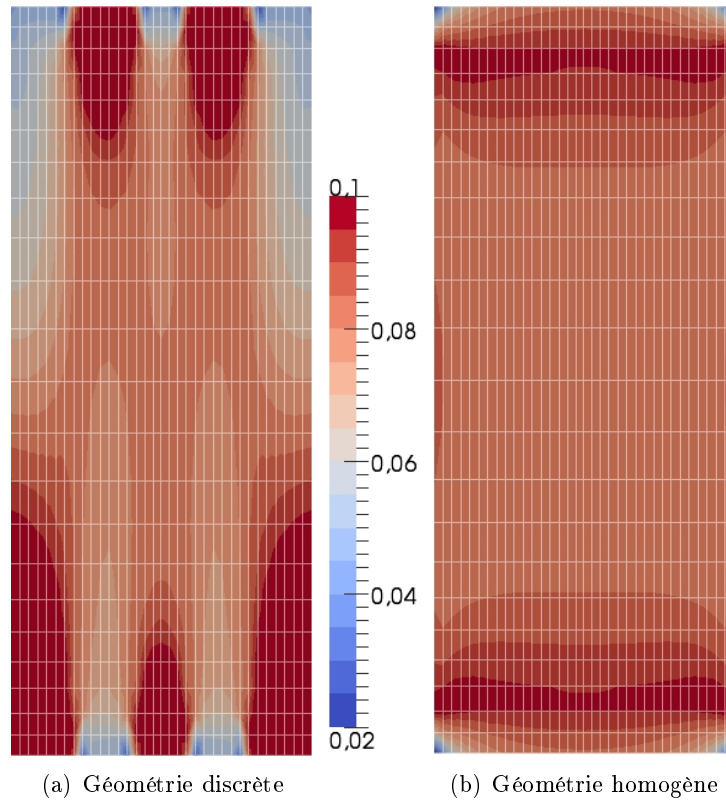


FIGURE E.6 – Champs de déformation circonférentiel numérique dans le plan des lamelles ($E_{\theta\theta}^{imp} = 10\%$, essai : 121016_E1).

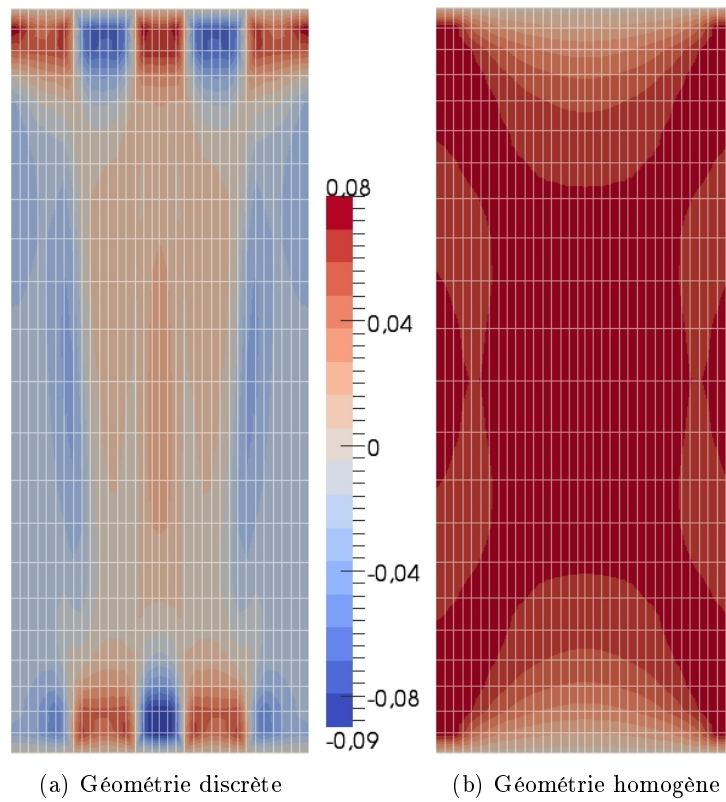


FIGURE E.7 – Champs de déformation radiale numérique ($E_{\theta\theta}^{imp} = 10\%$, essai : 121016_E1).

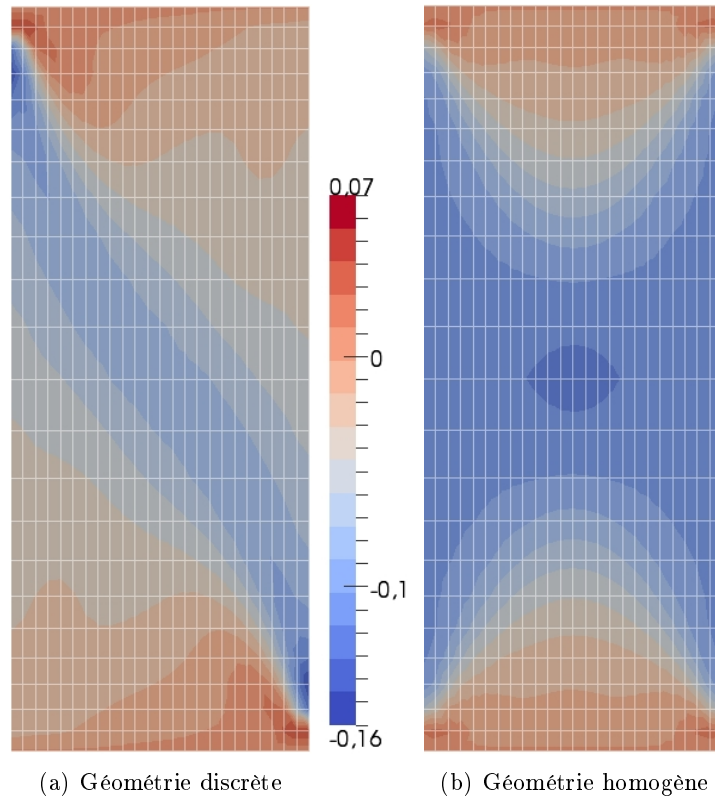


FIGURE E.8 – Champs de déformation vertical numérique ($E_{\theta\theta}^{imp} = 10\%$, essai : 121016_E1).

Bibliographie

www.gym-rectif.fr. URL www.gym-rectif.fr.

- E.R. Acaroglu, J.C. Iatridis, L.A. Setton, R.J. Foster, V.C. Mow, and M. Weidenbaum. Degeneration and Aging Affect the Tensile Behavior of Human Lumbar Anulus Fibrosus. *Spine*, 20(24) :2690–2701, 1995.
- E.S. Almeida and R.L. Spilker. Mixed and penalty finite element models for the nonlinear behavior of biphasic soft tissues in finite deformation : Part i — alternate formulations. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1(1) :25–46, 1997.
- D. Ambard and F. Cherblanc. Mechanical behavior of annulus fibrosus : a microstructural model of fibers reorientation. *Ann Biomed Eng*, 37(11) :2256–2265, Nov 2009.
- N. Andarawis-Puri, J.B. Sereysky, K.J. Jepsen, and E.L. Flatow. The relationships between cyclic fatigue loading, changes in initial mechanical properties, and the in vivo temporal mechanical response of the rat patellar tendon. *Journal of Biomechanics*, 45(1) :59 – 65, 2012.
- M. Argoubi and A. Shirazi-Adl. Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression. *Journal of Biomechanics*, 29(10) :1331 – 1339, 1996.
- N.M. Bachrach, V.C. Mow, and F. Guilak. Incompressibility of the solid matrix of articular cartilage under high hydrostatic pressures. *Journal of Biomechanics*, 31 :445–451, 1998.
- A. Baldit, D. Ambard, F. Cherblanc, and P. Royer. Chemo-hydro-mechanical coupling in annulus fibrosus tissue. *Journal of Biomechanics*, 45, Supplement 1(0) :S155, 2012. Proceedings of ESB2012 - 18th Congress of the European Society of Biomechanics.
- E.C. Bass, F.A. Ashford, M.R. Segal, and J.C. Lotz. Biaxial testing of human annulus fibrosus and its implications for a constitutive formulation. *Ann Biomed Eng*, 32(9) : 1231–1242, Sep 2004.
- T. Belytschko, R.F. Kulak, A.B. Schultz, and J.O. Galante. Finite element stress analysis of an intervertebral disc. *Journal of Biomechanics*, 7 :277–285, 1974.
- B. A. Best, F. Guilak, L. A. Setton, W. Zhu, F. Saed-Nejad, A. Ratcliffe, M. Weidenbaum, and V. C. Mow. Compressive mechanical properties of the human anulus fibrosus and their relationship to biochemical composition. *Spine (Phila Pa 1976)*, 19(2) :212–221, Jan 1994.

- S.R.S. Bibby, D.A. Jones, R.B. Lee, J. Yu, and J.P.G. Urban. Biochimie, biologie et physiologie du disque intervertébral. *Rev Rhum [Éd Fr]*, 68 :903–907, 2001.
- Bollini. *Chirurgie et Orthopédie du Rachis*. Sauramps Medical, 1989.
- A. Boukamel. *Etude théorique et expérimentale d'un stratifié caoutchouc-acier en grandes deformations*. PhD thesis, UNIVERSITE DE LA MEDITERRANEE (AIX-MARSEILLE II), 1988.
- A. Boukamel. MODÉLISATIONS MÉCANIQUES ET NUMÉRIQUES DES MATÉRI-AUX ET STRUCTURES EN ÉLASTOMÈRES . HDR, 2006.
- H. Breivik, B. Collett, V. Ventafridda, R. Cohen, and D. Gallacher. Survey of chronic pain in Europe : Prevalence, impact on daily life, and treatment. *European Journal of Pain*, 10(4) :287 – 333, 2006.
- S.B. Bruehlmann, P.A. Hulme, and N.A. Duncan. In situ intercellular mechanics of the bovine outer annulus fibrosus subjected to biaxial strains. *J Biomech*, 37(2) :223–231, Feb 2004.
- S. Campana, J.A. de Guise, L. Rillardon, D. Mitton, and W. Skalli. Lumbar intervertebral disc mobility : effect of disc degeneration and of geometry. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 17 :533–541, 2007.
- H.S. Carslaw and J.C. Jaeger. *Conduction of Heat in Solids*. Oxford Press, 1959.
- J. Chapuis. *Une approche pour l'optimisation des opérations de soudage à l'arc*. PhD thesis, I2S, 2011.
- D. Cortes and D. Elliott. Extra-fibrillar matrix mechanics of annulus fibrosus in tension and compression. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 11 :781–790, 2011.
- V. Costalat, M. Sanchez, D. Ambard, L. Thines, N. Lonjon, F. Nicoud, H. Brunel, J.P. Lejeune, H. Dufour, P. Bouillot, J.P. Lhaldky, K. Kouri, F. Segnarbieux, C.A. Maurage, K. Lobotesis, M.C. Villa-Uriol, C. Zhang, A.F. Frangi, G. Mercier, A. Bonafé, L. Sarry, and F. Jourdan. Biomechanical wall properties of human intracranial aneurysms resected following surgical clipping (irras project). *Journal of Biomechanics*, 44(15) :2685 – 2691, 2011.
- J.J. Costi, I.A. Stokes, M. Gardner-Morse, J.P. Laible, H.M. Scoffone, and J.C. Iatridis. Direct measurement of intervertebral disc maximum shear strain in six degrees of freedom : motions that place disc tissue at risk of injury. *J Biomech*, 40(11) :2457–2466, 2007.
- A. Cotten and X. Demondion. Développement et vieillissement du disque intervertébral lombaire. *Rev Rhum [Éd Fr]*, 67Suppl4 :207–213, 2000.
- O. Coussy. *Poromechanics*. John Wiley & Sons, 2004.
- O. Coussy. *Mechanics an Physics of Porous Solids*. Wiley, 2010.

- G.B. Dantzig. Reminiscences about the origins of linear programming. *Operations Research Letters*, 1(2) :43 – 48, 1982.
- F.G. Donnan and A.B. Harris. Clxxvii.-the osmotic pressure and conductivity of aqueous solutions of congo-red, and reversible membrane equilibria. *J. Chem. Soc., Trans.*, 99 : 1554–1577, 1911.
- M.R. Drost, P. Willems, H. Snijders, J.M. Huyghe, J.D. Janssen, and A. Huson. Confined compression of canine annulus fibrosus under chemical and mechanical loading. *Journal of biomechanical engineering*, Nov 1995.
- S. Ebara, J.C. Iatridis, L.A. Setton, R.J. Foster, V.C. Mow, and M. Weidenbaum. Tensile Properties of Nondegenerate Human Lumbar Anulus Fibrosus. *Spine*, 21(4) :452–461, 1996.
- R. Eberlein, G.A. Holzapfel, and C.A.J. Schulze-Bauer. An anisotropic model for annulus tissue and enhanced finite element analyses of intact lumbar disc bodies. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 4(3) :209–229, 2001.
- W. Ehlers, N. Karajan, and B. Markert. An extended biphasic model for charged hydrated tissues with application to the intervertebral disc. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 8 :233–251, 2009. ISSN 1617-7959. URL <http://dx.doi.org/10.1007/s10237-008-0129-y>. 10.1007/s10237-008-0129-y.
- D.M. Elliott and L.A. Setton. Anisotropic and inhomogeneous tensile behavior of the human anulus fibrosus : experimental measurement and material model predictions. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123 :256–63, 2001.
- S.J. Ferguson, K. Ito, and L.P. Nolte. Fluid flow and convective transport of solutes within the intervertebral disc. *J Biomech*, 37(2) :213–221, Feb 2004.
- H. Follet, S. Viguet-Carrin, B. Burt-Pichat, B. Dépalle, Y. Bala, E. Gineyts, F. Munoz, M. Arlot, G. Boivin, R.D. Chapurlat, P.D. Delmas, and M.L. Bouxsein. Effects of preexisting microdamage, collagen cross-links, degree of mineralization, age, and architecture on compressive mechanical properties of elderly human vertebral trabecular bone. *Journal of Orthopaedic Research*, 29(4) :481–488, 2011.
- A.J.H. Frijns, J.M. Huyghe, and J.D. Janssen. A validation of the quadriphasic mixture theory for intervertebral disc tissue. *International Journal of Engineering Science*, 35 (15) :1419–1429, 1997.
- Y. Fujita, N.A. Duncan, and J.C. Lotz. Radial tensile properties of the lumbar annulus fibrosus are site and degeneration dependent. *Journal of Orthopaedic Research*, 15 : 814–819, 1997.
- Y. Fujita, D.R. Wagner, A.A. Biviji, N.A. Duncan, and J.C. Lotz. Anisotropic shear behavior of the annulus fibrosus : effect of harvest site and tissue prestrain. *Medical Engineering & Physics*, 22(5) :349 – 357, 2000.
- JF. Ganghoffer. *Tenseurs, variations et milieux continus*. Ellipses, 2003.

- T.C. Gasser, R.W. Ogden, and G.A. Holzapfel. Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations. *J R Soc Interface*, 22(3(6)) :15–35, Feb 2006.
geuz.org/gmsh/. GMSH.
- D.E. Gregory and J.P. Callaghan. An examination of the mechanical properties of the annulus fibrosus : The effect of vibration on the intra-lamellar matrix strength. *Medical Engineering & Physics*, 34(4) :472 – 477, 2012.
- T. Grunhagen, Ge. Wilde, D.M. Soukane, S.A. Shirazi-Adl, and J.P.G. Urban. Nutrient supply and intervertebral disc metabolism. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 88 (suppl 2) :30–35, 2006.
- W.Y. Gu, W.M. Lai, and V.C. Mow. A mixture theory for charged-hydrated soft tissues containing multi-electrolytes : passive transport and swelling behaviors. *Journal of Biomechanical Engineering*, 120 :169–180, 1998.
- W.Y. Gu, X.G. Mao, R.J. Foster, M. Weidenbaum, V.C. Mow, and B.A. Rawlins. The anisotropic hydraulic permeability of human lumbar anulus fibrosus : Influence of age, degeneration, direction, and water content. *Spine*, 24(23) :2449, 1999.
- H.A.L. Guerin and D.M. Elliott. Degeneration affects the fiber reorientation of human annulus fibrosus under tensile load. *Journal of Biomechanics*, 39 :1410–1418, 2006.
- H.A.L. Guerin and D.M. Elliott. Quantifying the Contributions of Structure to Annulus Fibrosus Mechanical Function Using a Nonlinear, Anisotropic, Hyperelastic Model. *Journal Orthopaedic Research*, 25 :508–516, 2007.
- W. Han, N. Nerurkar, L. Smith, N. Jacobs, R. Mauck, and D. Elliott. Multi-scale structural and tensile mechanical response of annulus fibrosus to osmotic loading. *Annals of Biomedical Engineering*, 40 :1610–1621, 2012.
- S. Holm, A. Maroudas, J.P. Urban, G. Selstam, and A. Nachemson. Nutrition of the intervertebral disc : solute transport and metabolism. *Connect Tissue Res*, 8(2) :101–119, 1981.
- G.A. Holzapfel, C.A.J. Schulze-Bauer, G. Feigl, and P. Regitnig. Single lamellar mechanics of the human lumbar anulus fibrosus. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 3 :125–140, 2005. ISSN 1617-7959.
- Ge. Holzapfel, T. Gasser, and R. Ogden. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. *Journal of Elasticity*, 61 :1–48, 2000. ISSN 0374-3535.
- P. Hood and C. Taylor. Numerical solution of the Navier–Stokes equations using the finite element technique. *Comput. Fluids*, 1, 1973.
- C.-Y. Huang, V.C. Mow, and G.A. Ateshian. The role of flow-independent viscoelasticity in the biphasic tensile and compressive responses of articular cartilage. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123 :410–417, 2001.

- J. Huyghe and C. Jongeneelen. 3d non-affine finite strains measured in isolated bovine annulus fibrosus tissue samples. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 11 :161–170, 2012. ISSN 1617-7959. URL <http://dx.doi.org/10.1007/s10237-011-0300-8>. 10.1007/s10237-011-0300-8.
- J.M.R.J. Huyghe. Biaxial testing of canine annulus fibrosus tissue under changing salt concentration. *Ann. Braz. Ac. Sci.*, 82(1) :1–7, 2010.
- J.M.R.J. Huyghe and M. Drost. Uniaxial tensile testing of canine annulus fibrosus tissue under changing salt concentrations. *Biorheology*, 41 :255–261, 2004.
- J.C. Iatridis, L. Setton, M. Weidenbaum, and V.C. Mow. The viscoelastic behavior of the non-degenerate human lumbar nucleus pulposus in shear. *Journal of Biomechanics*, 30 : 1005–1013, 1997.
- J.C. Iatridis, L.A. Setton, R.J. Foster, B.A. Rawlins, M. Weidenbaum, and V.C. Mow. Degeneration affects the anisotropic and nonlinear behaviors of human anulus fibrosus in compression. *J Biomech*, 31(6) :535–544, Jun 1998.
- J.C. Iatridis, J.P. Laible, and M.H. Krag. Influence of fixed charge density magnitude and distribution on the intervertebral disc : applications of a poroelastic and chemical electric (PEACE) model. *Journal of biomechanical engineering*, 125(1) :12–24, Feb 2003.
- J.C. Iatridis, J.J. MacClean, and D.A. Ryan. Mechanical damage to the intervertebral disc annulus fibrosus subjected to tensile loading. *J Biomech*, 38(3) :557–565, Mar 2005.
- H. Inoue. Three-dimensional architecture of lumbar intervertebral discs. *Spine (Phila Pa 1976)*, 6(2) :139–146, 1981.
- S. M. Klisch and J. C. Lotz. Application of a fiber-reinforced continuum theory to multiple deformations of the annulus fibrosus. *J Biomech*, 32(10) :1027–1036, Oct 1999.
- S.M. Klisch and J.C. Lotz. A special theory of biphasic mixtures and experimental results for human annulus fibrosus tested in confined compression. *J Biomech Eng*, 122(2) : 180–188, Nov 2000.
- J. Kraemer. *Intervertebral Disk Diseases : Causes, Diagnosis, Treatment and Prophylaxis*. Thieme, 3 edition, 2009.
- Y. Lanir. Biorheology and fluid flux in swelling tissues. i. bicomponent theory for small deformations, including concentration effects. *Biorheology*, 24 :173–187, 1987.
- K. Levenberg. A Method for the Solution of Certain Non-Linear Problems in Least Squares. *Quarterly of Applied Mathematics*, 2 :164–168, 1944.
- C. Magnier, O. Boiron, S. Wendling-Mansuy, P. Chabrand, and V. Deplano. Nutrient distribution and metabolism in the intervertebral disc in the unloaded state : a parametric study. *J Biomech*, 42(2) :100–108, Jan 2009.
- A. Malandrino, J. Noailly, and D. Lacroix. The effect of sustained compression on oxygen metabolic transport in the intervertebral disc decreases with degenerative changes. *PLoS Comput Biol*, 7(8) :e1002112, Aug 2011.

- A. Malandrino, J. Noailly, and D. Lacroix. Regional annulus fibre orientations used as a tool for the calibration of lumbar intervertebral disc finite element models. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 0(0) :1–6, 2012.
- F. Marchand and A.M. Ahmed. Mechanical properties and failure mechanisms of the lumbar disc annulus. *Trans Orthop Res Soc*, 355(14), 1989.
- A. Maroudas, R.A. Stockwell, A. Nachemson, and J. Urban. Factors involved in the nutrition of the human lumbar intervertebral disc : cellularity and diffusion of glucose in vitro. *J Anat*, 120(Pt 1) :113–130, Sep 1975.
- D. Marquardt. An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters. *SIAM Journal on Applied Mathematics*, 11(2) :431–441, 1963.
- A.J. Michalek, M.R. Buckley, L.J. Bonassar, I. Cohen, and J.C. Iatridis. Measurement of local strains in intervertebral disc anulus fibrosus tissue under dynamic shear : Contributions of matrix fiber orientation and elastin content. *Journal of Biomechanics*, 42(14) : 2279 – 2285, 2009.
- A.J. Michalek, M.R. Buckley, L.J. Bonassar, I. Cohen, and J.C. Iatridis. The effects of needle puncture injury on microscale shear strain in the intervertebral disc annulus fibrosus. *The Spine Journal*, 10(12) :1098 – 1105, 2010.
- L. Mullins. Softening of rubber by deformation. *Rubber Chemistry and Technology*, 42(1) : 339–362, 1969.
- K.M. Myers, S. Socrate, A. Paskaleva, and M. House. A study of the anisotropy and tension/compression behavior of human cervical tissue. *Journal of biomechanical engineering*, 132(2) :021003, Feb 2010.
- N. L. Nerurkar, D. M. Elliott, and R. L. Mauck. Mechanical design criteria for intervertebral disc tissue engineering. *J Biomech*, 43(6) :1017–1030, Apr 2010.
- J. Nixon. Intervertebral disc mechanics : a review. *J R Soc Med*, 79(2) :100–104, Feb 1986.
- J. Noailly, D. Lacroix, and J.A. Planell. Finite element study of a novel intervertebral disc substitute. *Spine*, 30(20), 2005.
- J. Noailly, J.A. Planell, and D. Lacroix. On the collagen criss-cross angles in the annuli fibrosi of lumbar spine finite element models. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 10 :203–219, 2011. ISSN 1617-7959. URL <http://dx.doi.org/10.1007/s10237-010-0227-5>. 10.1007/s10237-010-0227-5.
- G. O’Connell, S. Sen, and D. Elliott. Human annulus fibrosus material properties from biaxial testing and constitutive modeling are altered with degeneration. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 11 :493–503, 2012. ISSN 1617-7959. URL <http://dx.doi.org/10.1007/s10237-011-0328-9>. 10.1007/s10237-011-0328-9.
- G.D. O’Connell, H.L. Guerin, and D.M. Elliott. Theoretical and uniaxial experimental evaluation of human annulus fibrosus degeneration. *Journal of biomechanical engineering*, 131 :111007, 2009.

- A. Pédrone, E. Estivalézes, J. Sales de Gauzy, and P. Swider. Effects of permeability and fluid flow boundary conditions on human intervertebral disc viscoelastic response in compression using a poroelastic finite element model. In *5th Intl Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Italy, 2001.
- X.Q. Peng, Z.Y. Guo, and B. Moran. An anisotropic hyperelastic constitutive model with fiber-matrix shear interaction for the human annulus fibrosus. *Journal of Applied Mechanics*, 73 :815–824, 2006.
- D. Périé, D. Korda, and J.C. Iatridis. Confined compression experiments on bovine nucleus pulposus and annulus fibrosus : sensitivity of the experiment in the determination of compressive modulus and hydraulic permeability. *Journal of Biomechanics*, 38(11) : 2164–2171, 2005.
- F. Rannou, S. Poiraudau, M. Corvol, and M. Revel. Biochimie et biologie du disque intervertébral. *Rev Rhum [Éd Fr]*, 67suppl4 :214–216, 2000.
- F. Rannou, M.-A. Mayoux-Benhamou, S. Poiraudau, and M. Revel. Anatomy, biology, physiology, and biomechanics of intervertebral disk and other anatomical structures of the lumbar spine. *EMC-Rhumathologie Orthopédie*, 1 :487–507, 2004.
- S. Roberts, M.-A. Mayoux-Benhamou, S. Poiraudau, and M. Revel. Innervation du disque intervertébral et lombalgie discale. *Revue du rhumatisme*, 67 :225–231, 2000.
- S. Robin, W. Skalli, and F. Lavaste. Influence of geometrical factors on the behavior of lumbar spine segments : a finite element analysis. *Eur Spine J*, 3 :84–90, 1994.
- Hendrik Schmidt, Aboufazel Shirazi-Adl, Fabio Galbusera, and Hans-Joachim Wilke. Response analysis of the lumbar spine during regular daily activities - a finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 43(10) :1849 – 1856, 2010.
- Y Schroeder, W Wilson, JM Huyghe, and FPT Baaijens. Osmoviscoelastic finite element model of the intervertebral disc. *European Spine Journal*, 15 :361–371, 2006.
- A. Shirazi-Adl. Strain in fibers of a lumbar disc. analysis of the role of lifting in producing disc prolapse. *Spine (Phila Pa 1976)*, 14(1) :96–103, Jan 1989.
- A. Shirazi-Adl, A.M. Ahmed, and S.C. Shrivastava. Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression. *Spine*, 11(9), sep 1986.
- A. Shirazi-Adl, M. Taheri, and J. P G Urban. Analysis of cell viability in intervertebral disc : Effect of endplate permeability on cell population. *J Biomech*, 43(7) :1330–1336, May 2010.
- P. Silva, S. Crozier, M. Veidt, and M.J. Pearcy. An experimental and finite element poroelastic creep response analysis of an intervertebral hydrogel disc model in axial compression. *Journal of Materials Science : Materials in Medicine*, 16 :663–669, 2005.

- J.C. Simo and K.S. Pister. Remarks on rate constitutive equations for finite deformation problems : computational implications. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 46(2) :201 – 215, 1984.
- D.L. Skaggs, M. Weidenbaum, J.C. Iatridis, A. Ratcliffe, and V.C. Mow. Regional variation in tensile properties and biochemical composition of the human lumbar annulus fibrosus. *Spine*, 19(12) :1310–1319, 1994.
- L.J. Smith, S. Byers, J.J. Costi, and N.L. Fazzalari. Elastic Fibers Enhance the Mechanical Integrity of the Human Lumbar Annulus Fibrosus in the Radial Direction. *Annals of Biomedical Engineering*, 36 :214–223, 2008.
- MD Soukane, A. Shirazi-Adl, and J.P.G. Urban. Computation of coupled diffusion of oxygen, glucose and lactic acid in an intervertebral disc. *Journal of biomechanics*, pages 2645–2654, 2007.
- A.J.M. Spencer. A theory of viscoplasticity for fabric-reinforced composites. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 49(11) :2667 – 2687, 2001.
- P. Swider, A. Pédrone, D. Ambard, F. Accadbled, and J. Sales de Gauzy. Substructuring and poroelastic modelling of the intervertebral disc. *Journal of Biomechanics*, 43 :1287–1291, 2010.
- J. P. Thompson, R. H. Pearce, M. T. Schechter, M. E. Adams, I. K. Tsang, and P. B. Bishop. Preliminary evaluation of a scheme for grading the gross morphology of the human intervertebral disc. *Spine (Phila Pa 1976)*, 15(5) :411–415, May 1990.
- T. T. Tower, M. R. Neidert, and R. T. Tranquillo. Fiber alignment imaging during mechanical testing of soft tissues. *Annals of Biomedical Engineering*, 30 :1221–1233, 2002.
- D. R. Wagner and J. C. Lotz. Theoretical model and experimental results for the nonlinear elastic behavior of human annulus fibrosus. *Journal Orthopaedic Research*, 22 :901–909, 2004.
- B. Wattrisse, A. Chrysochoos, J.-M. Muracciole, and M. Némot-Gaillard. Analysis of strain localization during tensile tests by digital image correlation. *Experimental Mechanics*, 41(1) :29–39, 2001.
- wikipedia.org. Wikipédia.
- B.I. Woods, G. Sowa, N. Vo, and J.D. Kang. A change in strategy : the use of regenerative medicine and tissue engineering to augment the course of intervertebral disc degeneration. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 20(2) :144–153, 2010.
- H.C. Wu and R.F. Yao. Mechanical behavior of the human annulus fibrosus. *Journal of Biomechanics*, 9(1) :1 – 7, 1976.
- www.lmgc.univ-montp2.fr/LMGC90. LMGC90 FE software.
- www.matbase.com. www.matbase.com.

- H. Yao and W.Y. Gu. Three-dimensional inhomogeneous triphasic finite-element analysis of physical signals and solute transport in human intervertebral disc under axial compression. *Journal of Biomechanics*, 40 :2071–2077, 2007.
- H. Yao, M.A. Justiz, D. Flagler, and W.Y. Gu. Effects of Swelling Pressure and Hydraulic Permeability on Dynamic Compressive Behavior of Lumbar Annulus Fibrosus. *Annals of Biomedical Engineering*, 30 :1234–1241, 2002.

Étude des interactions hydro-chimio-mécaniques dans les tissus biologiques : Application à la nutrition du disque intervertébral

Résumé : Le disque intervertébral est principalement composé de deux types de tissu : le *nucleus pulposus* au centre contenu par l'*annulus fibrosus* en périphérie. Le *nucleus* est relativement bien décrit dans la littérature contrairement à l'*annulus* dont la constitution bi-phasique couplée à une structure à fibres orientées reste délicate à modéliser. La caractérisation hydro-chimio-mécanique représente un point clé dans la compréhension des phénomènes qui régissent le comportement de l'organe. Pour répondre au manque d'information, deux axes de travail sont mis en place : expérimental et numérique. La réalisation de tests de traction cyclique associés à des techniques de corrélation d'images permet de fournir une base de données complète du comportement. Elle est ensuite utilisée pour identifier un modèle hydro-chimio-mécanique qui traduit le comportement non-linéaire, anisotrope, dissipatif ainsi que la sensibilité aux variations d'environnement chimique du tissu observés expérimentalement. L'intérêt majeur de cette méthode est l'identification simultanée de l'ensemble des paramètres du modèle au cours de sollicitations proches des conditions physiologiques sur chacune des éprouvettes. Ce protocole réduit ainsi les incertitudes liées aux variabilités inter-individus et inter-localisations pour obtenir des valeurs de paramètres plus fiables. La formulation identifiée permettra de proposer un modèle compréhensif des transferts de fluide impliqués dans les processus de nutrition cellulaire. Ce sujet s'intègre dans une réflexion plus large relative à la compréhension des couplages hydro-chimio-mécaniques dans les tissus biologiques. L'enjeu est de quantifier l'impact des stimuli mécaniques sur l'évolution des tissus humains et leur adaptation aux conditions environnementales.

Mots clés : biomécanique ; tissus mous ; disque intervertébral ; hydro-chimio-mécanique ; corrélation d'images ; méthode inverse.

Analysis of hydro-chemo-mechanical interactions in biological tissues: Application to the cell nutrition of intervertebral disc.

Abstract: Intervertebral disc is mainly divided into two parts : *nucleus pulposus* surrounding by *annulus fibrosus*. *Nucleus* is relatively well described in literature, on the other hand *annulus* remains difficult to model due to its bi-phasic constitution coupled with an oriented fibres structure. Hydro-chemo-mechanical characterization represent a key point to reach a better understanding of this organ. To overcome this lack of knowledge, two axes are developed in this work : experimental and numerical. Cyclic tensile tests associated to digital image correlation techniques allow to obtain a large amount of data on global tissue behaviour. It permit to identify a hydro-chemo-mechanical model which takes in account the non-linear, anisotropic and dissipative behaviours. It also highlights sensibility to chemical variations in tissue environment observed experimentally. The most important point of this work is the simultaneous parameter identification performed on each sample during solicitations similar to *in vivo* conditions. This protocol reduce inter-individuals and inter-localisations discrepancies and leads to an accurate bundle of parameters. The formulation aims to accurately model fluid motion inside intervertebral disc tissues which is related to cell nutrition, growth and homoeostasis. This work is involved in a larger problematic about hydro-chemo-mechanical coupling within biological tissues. It will allow to quantify mechanical stimuli influence on human tissues evolution and adaptation to environment conditions.

Keywords: biomechanic; soft tissues; intervertebral disc; hydro-chemo-mechanics; digital image correlation; inverse method.